

COLECCIÓN DE INFORMES TÉCNICOS Nº **398**

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

Patrocinado por ESTRO, OIEA, OMS y OPS



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

© OIEA, 2005

Para copiar o traducir el material informativo de la presente publicación hay que pedir por escrito el correspondiente permiso al Organismo Internacional de Energía Atómica, Wagramer Strasse 5, Apartado de Correos 100, A-1400 Viena, Austria.

Impreso por el OIEA en Austria

Abril de 2005

STI/DOC/010/398

COLECCIÓN DE INFORMES TÉCNICOS N° 398

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

ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATOMÍCA
VIENA, 2005

DERECHOS DE AUTOR

Todas las publicaciones científicas y técnicas del OIEA están protegidas en virtud de la Convención Universal sobre Derecho de Autor aprobada en 1952 (Berna) y revisada en 1972 (París). Desde entonces, la Organización Mundial de la Propiedad Intelectual (Ginebra) ha ampliado la cobertura de los derechos de autor que ahora incluyen la propiedad intelectual de obras electrónicas y virtuales. Para la utilización de textos completos, o parte de ellos, que figuren en publicaciones del OIEA, impresas o en formato electrónico, deberá obtenerse la correspondiente autorización, y por lo general dicha utilización estará sujeta a un acuerdo de pago de regalías. Se aceptan propuestas relativas a reproducción y traducción sin fines comerciales, las que se examinarán individualmente. Toda consulta deberá dirigirse por correo electrónico a la Sección de Publicaciones del OIEA, a la siguiente dirección: sales.publications@iaea.org, o por correo a:

Dependencia de Promoción y Venta, Sección de Publicaciones
Organismo Internacional de Energía Atómica
Wagramer Strasse 5
P.O. Box 100
A-1400 Viena
Austria
Fax: +43 1 2600 29302
Tel: +43 1 2600 22417
<http://www.iaea.org/books>

ESTA PUBLICACIÓN DE LA COLECCIÓN DE NORMAS DE SEGURIDAD
SE PUBLICA TAMBIÉN EN FRANCÉS, INGLÉS Y RUSO

DETERMINACIÓN DE LA
DOSIS ABSORBIDA
EN RADIOTERAPIA
CON HACES EXTERNOS
OIEA, VIENA, 2005
STI/DOC/010/398
ISBN 92-0-302005-5
ISSN 0074-1914

PREFACIO

El Organismo Internacional de Energía Atómica publicó en 1987 un Código de Práctica Internacional titulado “Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones” (OIEA, Colección de Informes Técnicos (TRS) N° 277), en el que se recomendaban procedimientos para obtener la dosis absorbida en agua mediante medidas realizadas con una cámara de ionización en radioterapia de haces externos. En 1997 se publicó una segunda edición de TRS N° 277, actualizando la dosimetría en haces de fotones, principalmente para rayos X de energías baja y media. Otro Código de Práctica Internacional para la dosimetría en radioterapia, titulado “Utilización de cámaras de ionización plano-paralelas en haces de fotones y electrones de alta energía” (TRS N° 381), se publicó en 1997 para actualizar el código de TRS N° 277 y complementarlo con el tema de las cámaras de ionización plano-paralelas. Ambos códigos han demostrado ser extremadamente valiosos para los usuarios de la dosimetría de haces de radiación aplicada a radioterapia. En TRS N° 277 la calibración de las cámaras de ionización se fundamentaba en patrones primarios de kerma en aire. Este procedimiento se utilizó también en TRS N° 381, aunque se comenzó a introducir la nueva tendencia de calibrar cámaras de ionización directamente en un maniquí de agua y en términos de dosis absorbida en agua.

El desarrollo de patrones primarios de dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía y el perfeccionamiento de los conceptos aplicados a la dosimetría de las radiaciones han posibilitado reducir la incertidumbre en la dosimetría de haces aplicada a radioterapia. La dosimetría de rayos X de energías baja y media así como la de haces de protones y de iones pesados, cuyo interés ha crecido considerablemente en estos años, pueden basarse también en estos patrones primarios. De este modo es posible tener un sistema dosimétrico coherente, basado en patrones de dosis absorbida en agua, para prácticamente todos los haces que se utilizan en radioterapia. Muchos Laboratorios Primarios de Calibración Dosimétrica (LPCD) proporcionan actualmente calibraciones en términos de dosis absorbida en agua para la calidad de la radiación gamma del ^{60}Co . Algunos laboratorios han ampliado las calibraciones a haces de fotones y de electrones de alta energía o están en la etapa de desarrollo de las técnicas necesarias para estas modalidades.

En 1996, siguiendo las recomendaciones del Comité Científico del Grupo Asesor del OIEA para la Red OIEA/OMS de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD), se ejecutó un Proyecto Coordinado de Investigación, entre 1997 y 1999, con la finalidad de elaborar un nuevo Código de Práctica Internacional basado en patrones de dosis absorbida en agua. El Código de Práctica está avalado, además, por la Organización Mundial de la Salud

(OMS), la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncología (ESTRO). La versión final fue revisada por representantes de las organizaciones que avalan el Código de Práctica y por un gran número de científicos.

Este Código de Práctica satisface la necesidad de un abordaje sistemático y unificado internacionalmente para la calibración de cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua, y para la utilización de estos detectores en la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de radiación utilizados en radioterapia. El Código de Práctica proporciona una metodología para la determinación de la dosis absorbida en agua haces de fotones de baja, media y alta energías, haces de electrones, haces de protones y haces de iones pesados empleados en radioterapia externa. El oficial del OIEA responsable de este Código de Práctica fue P. Andreo, de la División de Salud Humana.

El Organismo Internacional de Energía Atómica no garantiza ni asume responsabilidad por la exactitud, calidad o autenticidad de la traducción de la presente publicación, ni asume responsabilidad alguna por pérdidas o daños consecuenciales o de otro tipo causados o derivados directa o indirectamente de su utilización, sea cual fuere y por quien fuere.

NOTA EDITORIAL

Aunque se han extremado las precauciones para preservar la exactitud de la información contenida en esta publicación, ni el OIEA ni sus Estados Miembros se responsabilizan por consecuencias que puedan derivarse de su uso.

El uso de denominaciones particulares 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 ni el trazado de sus fronteras.

La mención de nombres de empresas o productos específicos (se indique o no que son denominaciones registradas) no implica ninguna intención de infringir los derechos de propiedad ni debe interpretarse como un respaldo o recomendación por parte del OIEA.

La referencia a normas de otras organizaciones no debe interpretarse como un respaldo por parte del OIEA.

SOBRE ESTE LIBRO

El presente Código de Práctica difiere en su estructura de TRS N° 277 y tiene más parecido con TRS N° 381 en que las recomendaciones prácticas y los datos para cada tipo de radiación se han colocado en una sección individual dedicada a cada uno de ellos. Cada sección constituye esencialmente un Código de Práctica diferente e incluye procedimientos detallados y hojas de trabajo.

El Código está orientado a los usuarios que disponen de calibraciones en términos de dosis absorbida en agua trazables a un Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica. Probablemente esta categoría de usuarios tienda a convertirse en mayoritaria, ya que muchos de los laboratorios están preparados, o lo están planificando, para suministrar las calibraciones en términos de dosis absorbida en agua en las calidades de radiación recomendadas en este Código de Práctica. Los usuarios que aún no disponen de calibraciones en términos de dosis absorbida en agua, pueden referirse todavía a los actuales códigos de práctica basados en el kerma en aire, como los de TRS N° 277 y 381, o adoptar el presente documento utilizando un factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de una calibración en kerma en aire como se describe en el texto. En cualquier variante que se utilice, se recomienda encarecidamente a los usuarios verificar exactamente qué magnitud física se ha seleccionado para la calibración del dosímetro de referencia, con la intención de aplicar el formalismo correcto.

En la Sección 1.7 aparece un listado de las siglas de las organizaciones mencionadas en este Código.

Se invita a los usuarios a evaluar críticamente este Código de Práctica y enviar sus comentarios a:

Jefe de la Sección de Dosimetría y Física Médica
División de Salud Humana
Organismo Internacional de Energía Atómica
Wagramer Strasse 5
Apartado 100
A-1400 Viena, Austria
Correo electrónico: dosimetry@iaea.org
Fax: +43-1-26007

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN	1
1.1.	Antecedentes	1
1.2.	Ventajas de un Código de Práctica basado en patrones de dosis absorbida en agua	5
1.2.1.	Incertidumbre reducida	6
1.2.2.	Un sistema de patrones primarios más robusto	6
1.2.3.	Utilización de un formalismo sencillo	8
1.3.	Tipos de radiación y rango de calidades de los distintos haces	8
1.4.	Utilización práctica del Código	9
1.5.	Expresión de las incertidumbres	10
1.6.	Magnitudes y símbolos	10
1.7.	Siglas de las organizaciones	15
2.	ESTRUCTURA	16
2.1.	El sistema internacional de medida	16
2.1.1.	La red OIEA/OMS de los LSCD	16
2.2.	Patrones de dosis absorbida en agua	19
3.	FORMALISMO BASADO EN $N_{D,w}$	22
3.1.	Formalismo	23
3.1.1.	Condiciones de referencia	23
3.1.2.	Magnitudes de influencia	24
3.2.	Corrección por la calidad del haz de radiación, k_{Q,Q_0}	24
3.2.1.	Un k_{Q,Q_0} modificado para calibraciones internas en haces de electrones	27
3.3.	Relación con los códigos de práctica basados en N_K	28
4.	IMPLANTACIÓN	29
4.1.	Generalidades	29
4.2.	Equipamiento	32
4.2.1.	Cámaras de ionización	33
4.2.2.	Conjunto de medida	44
4.2.3.	Maniqués	44
4.2.4.	Camisa impermeable para la cámara	47

4.2.5.	Posicionamiento de las cámaras de ionización en la profundidad de referencia	47
4.3.	Calibración de cámaras de ionización	50
4.3.1.	Calibración en un haz de ^{60}Co	51
4.3.2.	Calibración en haces de rayos X de energías baja y media	51
4.3.3.	Calibración en otras calidades	53
4.4.	Dosimetría de referencia en el haz del usuario	55
4.4.1.	Determinación de la dosis absorbida en agua	55
4.4.2.	Consideraciones prácticas para las medidas en el haz del usuario	56
4.4.3.	Corrección por magnitudes de influencia	57
5.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co	65
5.1.	Generalidades	65
5.2.	Equipamiento dosimétrico	65
5.2.1.	Cámaras de ionización	65
5.2.2.	Maniqués y camisas para las cámaras	66
5.3.	Especificación de la calidad del haz	67
5.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	67
5.4.1.	Condiciones de referencia	67
5.4.2.	Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia	67
5.4.3.	Dosis absorbida en z_{max}	67
5.5.	Calibración interna de cámaras de ionización de campo	69
5.6.	Medidas en otras condiciones	69
5.6.1.	Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central	69
5.6.2.	Factores de campo	70
5.7.	Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.	71
5.8.	Hoja de trabajo	73
6.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA	76
6.1.	Generalidades	76
6.2.	Equipamiento dosimétrico	76
6.2.1.	Cámaras de ionización	76

6.2.2.	Maniqués y camisas para las cámaras	77
6.3.	Especificación de la calidad del haz	78
6.3.1.	Elección del índice de calidad del haz	78
6.3.2.	Medida de la calidad del haz	79
6.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	79
6.4.1.	Condiciones de referencia	79
6.4.2.	Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.	80
6.4.3.	Dosis absorbida en z_{\max}	81
6.5.	Valores de k_{Q,Q_o}	82
6.5.1.	Cámara calibrada en ^{60}Co	82
6.5.2.	Cámara calibrada en una serie de haces de fotones de distintas calidades	88
6.5.3.	Cámara calibrada en Q_o con valores experimentales genéricos de k_{Q,Q_o}	88
6.6.	Calibración interna de cámaras de ionización de campo	89
6.7.	Medidas en otras condiciones	90
6.7.1.	Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central	90
6.7.2.	Factores de campo	91
6.8.	Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	91
6.9.	Hoja de trabajo	94
7.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA	97
7.1.	Generalidades	97
7.2.	Equipamiento dosimétrico	97
7.2.1.	Cámaras de ionización	97
7.2.2.	Maniqués y camisas para las cámaras	98
7.3.	Especificación de la calidad del haz	99
7.3.1.	Elección del índice de calidad del haz	99
7.3.2.	Medida de la calidad del haz	100
7.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	101
7.4.1.	Condiciones de referencia	101
7.4.2.	Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia	103
7.4.3.	Dosis absorbida en z_{\max}	103
7.5.	Valores de k_{Q,Q_o}	103
7.5.1.	Cámara calibrada en ^{60}Co	103

7.5.2.	Cámara calibrada en una serie de haces de electrones de distintas calidades	106
7.6.	Calibración interna de cámaras de ionización	108
7.6.1.	Procedimiento para la calibración interna	108
7.6.2.	Uso posterior de una cámara calibrada internamente .	109
7.7.	Medidas en otras condiciones	109
7.7.1.	Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central	109
7.7.2.	Factores de campo	112
7.8.	Uso de maniqués plásticos	113
7.8.1.	Puesta en escala de las profundidades	113
7.8.2.	Maniqués plásticos para la especificación de la calidad del haz	116
7.8.3.	Maniqués plásticos para la determinación de la dosis absorbida en z_{ref}	117
7.8.4.	Maniqués plásticos para distribuciones de dosis en profundidad	117
7.9.	Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	118
7.10.	Hoja de trabajo	122
8.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE BAJA ENERGIA	125
8.1.	Generalidades	125
8.2.	Equipamiento dosimetrico	126
8.2.1.	Cámaras de ionización	126
8.2.2.	Maniqués	127
8.3.	Especificación de la calidad del haz	128
8.3.1.	Elección del índice de calidad del haz	128
8.3.2.	Medida de la calidad del haz .	129
8.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	130
8.4.1.	Condiciones de referencia	130
8.4.2.	Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.	131
8.5.	Valores de k_{Q,Q_0}	132
8.6.	Medidas en otras condiciones	133
8.6.1.	Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central	133
8.6.2.	Factores de campo	133

8.7.	Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	134
8.8.	Hoja de trabajo	137
9.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA MEDIA	139
9.1.	Generalidades	139
9.2.	Equipamiento dosimétrico	140
9.2.1.	Cámaras de ionización	140
9.2.2.	Maniqués y camisas para las cámaras	140
9.3.	Especificación de la calidad del haz	142
9.3.1.	Elección del índice de calidad del haz	142
9.3.2.	Medida de la calidad del haz	143
9.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	144
9.4.1.	Condiciones de referencia	144
9.4.2.	Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia	145
9.5.	Valores de k_{Q,Q_0}	146
9.6.	Medidas en otras condiciones	147
9.6.1.	Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central	147
9.6.2.	Factores de campo	149
9.7.	Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	149
9.8.	Hoja de trabajo	152
10.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE PROTONES	155
10.1.	Generalidades	155
10.2.	Equipamiento dosimétrico	157
10.2.1.	Cámaras de ionización	157
10.2.2.	Maniqués y camisas para las cámaras	158
10.3.	Especificación de la calidad del haz	159
10.3.1.	Elección del índice de calidad del haz	159
10.3.2.	Medida de la calidad del haz	160
10.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	160
10.4.1.	Condiciones de referencia	160
10.4.2.	Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia	161
10.5.	Valores de k_{Q,Q_0}	162

10.6. Medidas en otras condiciones	162
10.6.1. Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central	163
10.6.2. Factores de campo	167
10.6.3. Uso de maniqués plásticos para dosimetría relativa ..	167
10.7. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	168
10.8. Hoja de trabajo	170
11. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE IONES PESADOS	173
11.1. Generalidades	173
11.2. Equipamiento dosimétrico	176
11.2.1. Cámaras de ionización	176
11.2.2. Maniqués y camisas para las cámaras	177
11.3. Especificación de la calidad del haz	178
11.4. Determinación de la dosis absorbida en agua	178
11.4.1. Condiciones de referencia	178
11.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia	179
11.5. Valores de k_{Q,Q_0}	180
11.6. Medidas en otras condiciones	181
11.7. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	184
11.8. Hoja de trabajo	186
APÉNDICE I. RELACIÓN ENTRE LOS CÓDIGOS DE PRÁCTICA BASADOS EN N_K Y $N_{D,w}$	189
I.1. Haces de ^{60}Co , de fotones y de electrones de alta energía	189
I.1.1. Resumen de las notaciones usadas para los factores de calibración.	193
I.1.2. Comparación de las determinaciones de D_w	194
I.2. Haces de rayos X de energías baja y media	196
APÉNDICE II. CÁLCULO DE k_{Q,Q_0} Y SU INCERTIDUMBRE	199
II.1. Generalidades	199
II.2. Radiación gamma del ^{60}Co	200

II.2.1.	Valor de $s_{w,air}$ para ^{60}Co	200
II.2.2.	Valor de W_{air} para ^{60}Co	200
II.2.3.	Valores de p_Q para ^{60}Co	200
II.2.4.	Resumen de los valores e incertidumbres para ^{60}Co ..	204
II.3.	Haces de fotones de alta energía	207
II.3.1.	Valores de $s_{w,air}$ en haces de fotones de alta energía ...	207
II.3.2.	Valor de W_{air} en haces de fotones de alta energía	207
II.3.3.	Valores de p_Q en haces de fotones de alta energía	207
II.3.4.	Resumen de las incertidumbres en haces de fotones de alta energía	209
II.4.	Haces de electrones	210
II.4.1.	Valores de $s_{w,air}$ en haces de electrones	210
II.4.2.	Valor de W_{air} en haces de electrones	212
II.4.3.	Valores de p_Q en haces de electrones	213
II.4.4.	Resumen de las incertidumbres en haces de electrones	216
II.5.	Haces de protones	216
II.5.1.	Valores de $s_{w,air}$ en haces de protones	216
II.5.2.	Valor de W_{air} en haces de protones	218
II.5.3.	Valores de p_Q en haces de protones	220
II.5.4.	Resumen de las incertidumbres en haces de protones	221
II.6.	Haces de iones pesados	222
II.6.1.	Valor de $s_{w,air}$ en haces de iones pesados	222
II.6.2.	Valor de W_{air} en haces de iones pesados	223
II.6.3.	Valor de p_Q en haces de iones pesados	224
II.6.4.	Resumen de las incertidumbres en haces de iones pesados	224
APÉNDICE III. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DE UN HAZ DE FOTONES		226
III.1.	Visión general de los descriptores de la calidad de haces de fotones más comunes	226
III.2.	Ventajas y desventajas de la $\text{TPR}_{20,10}$	229
III.3.	Ventajas y desventajas del $\text{PDD}(10)_x$	232
III.4.	Comentarios finales	238

APÉNDICE IV. EXPRESIÓN DE LAS INCERTIDUMBRES	240
IV.1. Consideraciones generales acerca de errores e incertidumbres	240
IV.2. Incertidumbres típicas de tipo A	241
IV.3. Incertidumbres típicas de tipo B.	242
IV.4. Incertidumbres combinada y expandida	243
REFERENCIAS	245
COLABORADORES EN LA REDACCIÓN Y EXAMEN	257
PUBLICACIONES DEL OIEA RELACIONADAS CON EL TEMA .	261

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ANTECEDENTES

En su Informe 24 sobre la determinación de la dosis absorbida en pacientes irradiados con haces de rayos X o gamma en procedimientos de radioterapia, la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (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”. ICRU continúa afirmando 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 realizaron en un contexto en el que las incertidumbres se estimaban al nivel de confianza del 95%, y se han interpretado como correspondiendo aproximadamente a dos desviaciones típicas. 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. Actualmente se considera que el objetivo de suministrar la dosis al paciente basándose en dichos requisitos es muy estricto, y que la cifra debería aumentarse hasta aproximadamente una desviación típica del 5%, pero no existen recomendaciones definitivas al respecto.¹ El requisito de una exactitud de $\pm 5\%$ puede, en cambio, interpretarse como una tolerancia para la desviación entre la dosis prescrita y la dosis administrada al volumen blanco. La radioterapia moderna ha confirmado, en cualquier caso, la necesidad de una elevada exactitud en el suministro de la dosis si se van a aplicar nuevas técnicas, incluyendo el escalamiento de dosis en la radioterapia conformada en 3-D. Las tecnologías emergentes en radioterapia, como las herramientas modernas de diagnóstico para la determinación del volumen blanco, los sistemas comerciales de planificación de tratamiento 3-D y los aceleradores avanzados para irradiación, solamente se pueden aprovechar en su totalidad si existe una alta exactitud en la determinación de la dosis y su administración.

¹ Diversos estudios han concluido que para ciertos tipos de tumores la incertidumbre típica combinada en la administración de la dosis debería ser menor que 3,3% o 3,5% [2, 4], “aún cuando en muchos casos son aceptables valores mayores y en algunos casos especiales deberá aspirarse a valores menores” [3]. También se ha afirmado que, teniendo en cuenta las incertidumbres en los algoritmos de cálculo de dosis, un límite más apropiado para la incertidumbre típica combinada en la dosis suministrada al volumen blanco estaría alrededor de 5% [4, 5].

Las diferentes etapas entre la calibración de cámaras de ionización, en términos de la magnitud kerma en aire, K_{air} , en los laboratorios de calibración dosimétrica, y la determinación de la dosis absorbida en agua, D_w , en hospitales, utilizando los protocolos dosimétricos basados en el factor² $N_{D,\text{air}}$ (o N_{gas}), introducen incertidumbres no deseadas en la determinación de D_w . Hay muchos factores involucrados en la cadena dosimétrica que se inicia con un factor de calibración en términos de kerma en aire, N_K , medido en aire, utilizando un haz de ^{60}Co , y finaliza con la dosis absorbida en agua, D_w , medida en agua en haces clínicos. Las incertidumbres en la cadena surgen principalmente de las conversiones realizadas por el usuario en el hospital, por ejemplo los factores bien conocidos k_m y k_{att} utilizados en la mayoría de los códigos de práctica y protocolos dosimétricos [8–19]. Las incertidumbres asociadas con la conversión de N_K a $N_{D,\text{air}}$ (o N_{gas}) significan que, en la práctica, el punto de partida en la calibración de haces clínicos siempre se ve afectado por una incertidumbre considerable [20]. La estimación de incertidumbres dada en anteriores Códigos de Práctica del OIEA [17, 21] muestra que durante la calibración del haz, las mayores contribuciones a la incertidumbre provienen de las diferentes magnitudes físicas involucradas en el proceso y del gran número de etapas realizadas, obteniéndose incertidumbres típicas de hasta 3% ó 4%. Aunque estimaciones de incertidumbre más recientes [22, 23] han disminuido estas cifras, la contribución proveniente de la primera etapa de la cadena dosimétrica de radioterapia aún no cumple con la necesidad de aportar una incertidumbre baja con el fin de minimizar la incertidumbre final en la dosis que se administra al paciente.

Reich [24] propuso la calibración de los dosímetros usados en niveles de terapia en términos de dosis absorbida en agua, destacando las ventajas de utilizar la misma magnitud y condiciones experimentales que el usuario. El estado actual en el desarrollo de patrones primarios de dosis absorbida en agua para fotones y electrones de alta energía, así como la mejora en los conceptos dosimétricos de las radiaciones y en los datos disponibles, han hecho posible reducir la incertidumbre en la calibración de los haces de radiación. El

² La Norma ISO 31-0 [6], “Magnitudes y Unidades”, ha proporcionado guías respecto al uso del término ‘coeficiente’, que debería utilizarse para un multiplicador dimensional, y el término ‘factor’, que debería reservarse para multiplicadores adimensionales. La Norma más reciente, CIE-6-731 [7], no es consistente, sin embargo, con el vocabulario de la Organización Internacional de Normalización (ISO), y aún proporciona una definición del término ‘factor de calibración’. A pesar de que el presente Código de Práctica continúa utilizando el término factor de calibración, los usuarios deberían ser conscientes de la posibilidad de un cambio en la terminología, por parte de los laboratorios de calibración, en favor del coeficiente de calibración.

desarrollo de patrones de dosis absorbida en agua en los LPCD ha sido la mayor aspiración del Comité Consultatif pour les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Sección I) [25]. Se desarrollaron inicialmente medidas de dosis absorbida en grafito utilizando calorímetros de grafito, que aún continúan utilizándose en muchos laboratorios. Este procedimiento se consideró como un paso intermedio entre el kerma en aire y la determinación directa de la dosis absorbida en agua, puesto que las medidas calorimétricas absolutas en agua son más problemáticas. Las comparaciones entre las determinaciones de dosis absorbida en grafito fueron satisfactorias, y, consecuentemente, se emprendió por parte de algunos laboratorios el desarrollo de patrones de dosis absorbida en agua. En las últimas décadas se han mejorado considerablemente en los LPCD los procedimientos para determinar la dosis absorbida en agua, utilizando distintos métodos para medir las magnitudes principales o derivadas apropiadas. Los procedimientos bien establecidos son el método ionométrico, la dosimetría química y la calorimetría de agua y de grafito. Aunque sólo el calorímetro de agua permite la determinación directa de la dosis absorbida en agua en un maniquí de agua, ahora se conocen bien en muchos laboratorios los factores de conversión y de perturbación necesarios para los otros procedimientos. Estos desarrollos apoyan un cambio en la magnitud utilizada actualmente para calibrar cámaras de ionización, y proporcionan factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$, para su utilización en haces de radioterapia. Muchos LPCD proporcionan ya calibraciones en $N_{D,w}$ en haces de rayos gamma de ^{60}Co , y algunos laboratorios han ampliado estos procedimientos de calibración a haces de fotones y electrones de alta energía; otros laboratorios están desarrollando las técnicas necesarias para dichas modalidades.

En los LSCD se transfieren a los usuarios (hospitales) los factores de calibración provenientes de un LPCD o del Bureau International des Poids et Mesures (BIPM). Para haces de radiación gamma de ^{60}Co , la mayoría de los LSCD pueden proporcionar a los usuarios factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua sin mucho esfuerzo experimental puesto que todos los LSCD cuentan con este tipo de haces. Sin embargo, no les es posible, en general, suministrar factores de calibración determinados experimentalmente para haces de fotones y electrones de alta energía. No obstante, pueden realizar cálculos numéricos de un factor de corrección por la calidad del haz, referido al ^{60}Co , que sería equivalente al valor obtenido experimentalmente pero con una mayor incertidumbre.

Un gran avance en la radioterapia, en los últimos años, ha sido el incremento en la utilización, con fines terapéuticos, de instalaciones de irradiación de protones y de iones pesados. La dosimetría práctica en estos campos se basa también en la utilización de cámaras de ionización provistas de

calibraciones tanto en términos de kerma en aire como de dosis absorbida en agua, por lo que los procedimientos dosimétricos desarrollados para fotones y electrones de alta energía se pueden aplicar también a los protones y a los iones pesados. En el otro extremo del rango de haces aplicados en radioterapia están los rayos X de energías baja y media, y para éstos, el uso de patrones de dosis absorbida en agua se introdujo en la publicación de la Colección de Informes Técnicos N° 277 (TRS N° 277) [17]. Sin embargo, para estos rayos X existen actualmente pocos laboratorios que proporcionen calibraciones en $N_{D,w}$ ya que la mayoría de los LPCD no han establecido aún los patrones primarios de dosis absorbida en agua para dichas calidades de radiación. No obstante, por parte de los LPCD y LSCD se pueden proporcionar calibraciones en $N_{D,w}$ para haces de rayos X de energías baja y media, basadas en sus patrones de kerma en aire y en alguno de los protocolos dosimétricos actuales de haces de rayos X.

De esta forma, hoy es posible un sistema dosimétrico coherente, basado en patrones de dosis absorbida en agua, para prácticamente todos los haces de radioterapia [26] (véase la Fig. 1).³

Este nuevo Código de Práctica Internacional para la determinación de la dosis absorbida en agua en radioterapia de haces externos, utilizando una cámara de ionización o un dosímetro, con un factor de calibración $N_{D,w}$, será aplicable en todos los hospitales e instalaciones que prestan servicios de radioterapia a pacientes con cáncer. Aún cuando la naturaleza de estas instituciones puede ser muy variada, este Código de Práctica servirá como documento útil a los especialistas en física médica y a la comunidad radioterapéutica, y ayudará a alcanzar uniformidad y consistencia en el mundo entero en el suministro de las dosis de radiación. Este Código de Práctica debería ser también de gran valor para la red OIEA/OMS de LSCD,

³ Para haces de neutrones usados en radioterapia, el tejido blando de acuerdo con ICRU constituye el material de referencia al que se asocia la dosis absorbida [26]. El presente Código de Práctica se basa en la magnitud de dosis absorbida en agua. Debido a la fuerte dependencia de los coeficientes de interacción de los neutrones con la energía y la composición del material, no existe un procedimiento sencillo para obtener la dosis absorbida en tejido blando a partir de la dosis absorbida en agua. Por otra parte, la dosimetría de neutrones se realiza tradicionalmente con cámaras de ionización de material equivalente a tejido, llenas completamente de un gas equivalente al tejido, con el objetivo de determinar la dosis absorbida en un medio homogéneo. A pesar de que es posible expresar el formalismo resultante [26] en términos de k_{Q,Q_0} , para la mayoría de los tipos de cámaras de ionización se carece de datos sobre los parámetros físicos que se aplican a las medidas de dosis absorbida en agua en haces de neutrones. Por consiguiente, la dosimetría de haces de neutrones en radioterapia no se trata en este Código de Práctica.

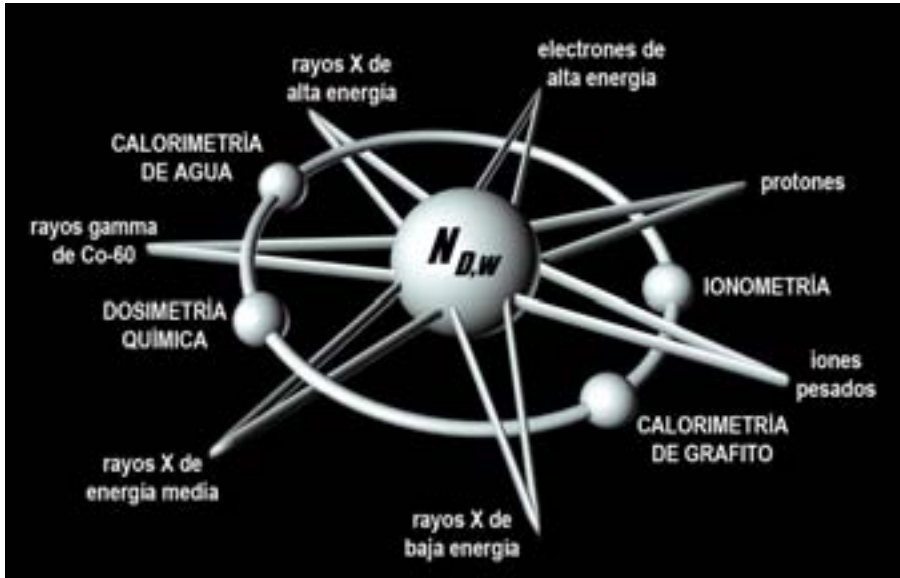


FIG. 1. Sistema dosimétrico coherente basado en patrones de dosis absorbida en agua. Los patrones primarios basados en calorimetría de agua, calorimetría de grafito, dosimetría química e ionometría permiten la calibración de cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$. Un solo Código de Práctica proporciona la metodología para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de ^{60}Co , haces de fotones de baja, media y alta energías, haces de electrones, haces de protones y haces de iones pesados usados en radioterapia externa.

mejorando la exactitud y consistencia de sus determinaciones de dosis, y por tanto la normalización de la dosimetría de radiaciones en los muchos países donde prestan sus servicios.

1.2. VENTAJAS DE UN CÓDIGO DE PRÁCTICA BASADO EN PATRONES DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

La dosis absorbida en agua es la magnitud de mayor interés en radioterapia, debido a que está estrechamente relacionada con los efectos biológicos de las radiaciones. Las ventajas de las calibraciones en términos de dosis absorbida en agua y de los procedimientos dosimétricos que usan estos factores de calibración, se han descrito por diferentes autores [20, 27, 28] y se detallan en un informe ICRU sobre dosimetría de fotones [29]. A continuación se da un resumen de los aspectos más relevantes.

1.2.1. Incertidumbre reducida

El giro hacia unas bases más firmes para la dosimetría en radioterapia ha obligado a los LPCD a dedicar mucho esfuerzo en las dos últimas décadas al desarrollo de patrones primarios de dosis absorbida en agua. La razón fundamental para cambiar las bases de las calibraciones, de kerma en aire a dosis absorbida en agua, fue la expectativa de que la calibración de las cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua disminuiría considerablemente la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de radioterapia. Las medidas basadas en calibraciones en aire, en términos de kerma en aire, requieren factores de conversión dependientes de la cámara para determinar la dosis absorbida en agua. Estos factores de conversión no tienen en cuenta las diferencias individuales entre cámaras de un mismo tipo. Por el contrario, las calibraciones en términos de dosis absorbida en agua se pueden realizar en condiciones similares a las medidas posteriores en el haz del usuario, de forma que se tiene en cuenta la respuesta de cada cámara individual. La Fig. 2 muestra, para un gran número de cámaras de ionización cilíndricas utilizadas normalmente en dosimetría de radioterapia, las variaciones cámara a cámara, demostradas para un tipo de cámara dado por la falta de constancia del cociente $N_{D,w}/N_K$ en haces de ^{60}Co . Además, se han publicado por el BIPM [30] diferencias de cámara a cámara de hasta un 0,8% para un determinado tipo de cámara. La eliminación de la componente de incertidumbre causada por la suposición de que todas las cámaras de un tipo dado son idénticas es una justificación a favor de la calibración directa de las cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua.

En principio, los patrones primarios de dosis absorbida en agua pueden valer tanto en haces de ^{60}Co como en haces de aceleradores. Así, para radiaciones de fotones y electrones de alta energía se puede disponer de una determinación experimental de la dependencia energética de las cámaras de ionización, resultando en una incertidumbre reducida debido al efecto de la calidad del haz. Se pueden extraer conclusiones similares para haces terapéuticos de protones y de iones pesados, aunque para estas calidades de radiación no existen todavía patrones primarios de dosis absorbida en agua.

1.2.2. Un sistema de patrones primarios más robusto

A pesar de que la magnitud de interés en la dosimetría de radiaciones es la dosis absorbida en agua, la mayoría de las recomendaciones nacionales, regionales e internacionales sobre dosimetría se basan en la utilización de un factor de calibración, para una cámara de ionización, en kerma en aire trazable a un patrón primario nacional o internacional de kerma en aire para la

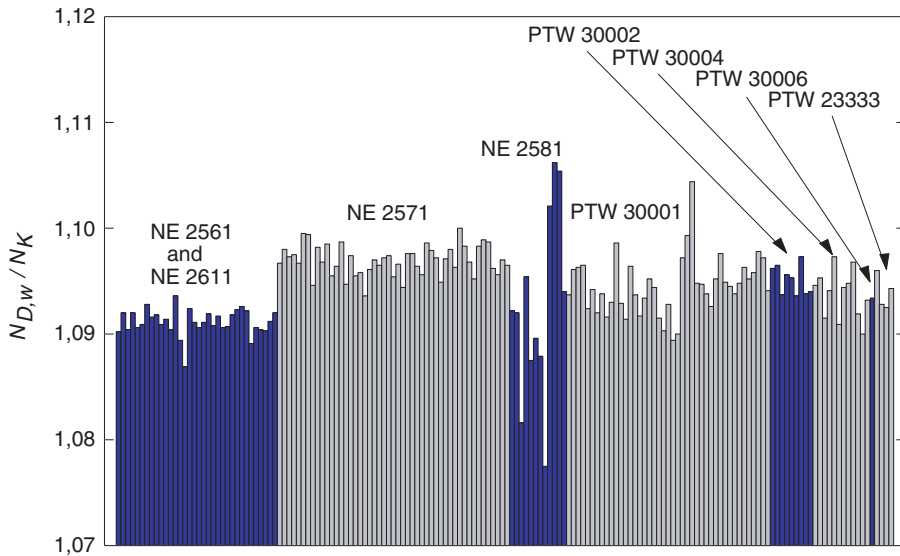


FIG. 2. El cociente de los factores de calibración $N_{D,w}/N_K$ para ^{60}Co es un indicador útil de la uniformidad dentro de un tipo determinado de cámaras [30]. Las variaciones de cámara a cámara, demostradas por las diferencias en el cociente $N_{D,w}/N_K$ para cámaras de un determinado tipo, se muestran para un gran número de cámaras de ionización cilíndricas normalmente utilizadas en la dosimetría de radioterapia (véase el Cuadro 3 para una descripción de cada tipo de cámara). Se considera que la gran variación para las cámaras NE 2581 se debe a las propiedades higroscópicas de las paredes plásticas de A-150 (datos medidos en el Laboratorio de dosimetría del OIEA).

radiación gamma del ^{60}Co . Aunque las comparaciones internacionales de estos patrones han mostrado una coincidencia muy buena, prevalece una debilidad substancial, ya que todos estos patrones se basan en cámaras de ionización y, por consiguiente, están sujetos a errores comunes. Además, dependiendo del método de evaluación, se ha encontrado que un factor relacionado con la atenuación en la pared de la cámara, y que entra en la determinación de la magnitud kerma en aire, difiere hasta en un 0,7% para algunos patrones primarios [31]. Por el contrario, los patrones primarios de dosis absorbida en agua se basan en varios principios físicos diferentes. No existen suposiciones o factores de corrección estimados que sean comunes a todos ellos. Por consiguiente, la buena coincidencia entre estos patrones (véase la Sección 2.2) proporciona mayor confianza en su exactitud.

1.2.3. Utilización de un formalismo sencillo

El formalismo proporcionado en la Ref. [17] y en la mayoría de los protocolos dosimétricos, nacionales e internacionales para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de radioterapia, se basa en la aplicación de varios coeficientes, factores de perturbación y otros factores de corrección. Esto se debe a la dificultad práctica en hacer la conversión desde la magnitud kerma en aire, en el seno del aire, a la magnitud dosis absorbida en agua, en un maniquí. Esta complejidad se demuestra mejor considerando las ecuaciones necesarias y los procedimientos para seleccionar los datos apropiados. Además, se requiere información fiable acerca de ciertas características físicas de la cámara de ionización utilizada. Muchos de estos datos, como los factores de corrección por desplazamiento y las razones de poderes de frenado, se obtienen mediante medidas complejas o cálculos basados en modelos teóricos. Un procedimiento simplificado, que parta de un factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua y que aplique factores de corrección para todas las magnitudes de influencia, reduce la posibilidad de errores en la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz de radiación. La sencillez del formalismo en términos de dosis absorbida en agua se hace evidente cuando se considera la ecuación general para la determinación de la dosis absorbida en agua (véase la Sección 3).

1.3. TIPOS DE RADIACIÓN Y RANGO DE CALIDADES DE LOS DISTINTOS HACES

El presente Código de Práctica proporciona una metodología para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones de baja, media y alta energía, haces de electrones, haces de protones y haces de iones pesados utilizados en radioterapia externa. A continuación se dan los rangos de calidades de radiación que cubre este informe (para una descripción del índice de calidad del haz, véanse las secciones correspondientes):

- (a) Rayos X de baja energía, generados por potenciales menores de 100 kV y HVL de 3 mm Al (el límite inferior está determinado por la disponibilidad de patrones);⁴

⁴ La frontera entre los dos rangos de rayos X no es estricta y se superpone entre los 80 kV, 2 mm Al y 100 kV, 3 mm Al. En esta región de superposición, los métodos para la determinación de la dosis absorbida que se dan en las Secciones 8 o 9 son igualmente satisfactorios, y se utilizará el que se estime más conveniente.

- (b) Rayos X de energía media, generados por potenciales por encima de 80 kV y HVL de 2 mm Al (véase la nota 4 a pie de página);
- (c) Radiación gamma del ^{60}Co ;
- (d) Fotones de alta energía, generados por electrones con energías en el intervalo de 1–50 MeV, con valores de $\text{TPR}_{20,10}$ entre 0,50 y 0,84;
- (e) Electrones en el intervalo energético de 3–50 MeV, con una profundidad de hemiabsorción, R_{50} , entre 1 y 20 g/cm²;
- (f) Protones en el intervalo energético de 50–250 MeV, con un alcance práctico, R_p , entre 0,25 y 25 g/cm²;
- (g) Iones pesados, con Z entre 2 (He) y 18 (Ar), con un alcance práctico en agua, R_p , de 2 a 30 g/cm² (para iones de carbono corresponde a un rango de energía de 100 MeV/u hasta 450 MeV/u, donde u es la unidad de masa atómica).

1.4. UTILIZACIÓN PRÁCTICA DEL CÓDIGO

Se ha puesto gran interés en hacer lo más sencilla posible la utilización práctica de este informe. La estructura de este Código de Práctica difiere de TRS N° 277 [17] y tiene un gran parecido con TRS N° 381 [21], en que las recomendaciones prácticas y los datos para cada tipo de radiación se han colocado en una sección individual dedicada a este tipo. Cada sección forma en esencia un Código de Práctica diferente, que incluye procedimientos detallados y hojas de trabajo. El lector puede llevar a cabo una determinación de la dosis para un haz determinado trabajando a través de la sección apropiada; la búsqueda de procedimientos o cuadros contenidos en otras partes del informe se ha reducido al mínimo. El hacer independientes y autosuficientes los varios Códigos de Práctica ha requerido una inevitable repetición de algunas partes del texto, pero se espera que resulte en una publicación sencilla y fácil de usar, especialmente para los usuarios que tengan acceso a un número limitado de tipos de radiación. Las primeras cuatro secciones contienen conceptos generales que se aplican a todos los tipos de radiación. Los apéndices proporcionan un complemento a la información suministrada en las diferentes secciones.

Comparado con Códigos de Práctica anteriores, o protocolos dosimétricos basados en patrones de kerma en aire (véanse las Refs. [17, 21]), la adopción de este Código de Práctica introducirá pequeñas diferencias en el valor de la dosis absorbida en agua determinada en haces clínicos. En la literatura se publicarán comparaciones detalladas, y se espera que los resultados dependan del tipo y calidad del haz y del tipo de cámara de ionización. Cuando surjan diferencias, es importante darse cuenta que podrían

deberse a: (i) imprecisiones en los factores numéricos y expresiones en el método basado en N_K (por ejemplo k_m , p_{wall} , etc.) y, en menor medida, en este Código de Práctica, y (ii) a los patrones primarios a los que son trazables las calibraciones en términos de kerma en aire y dosis absorbida en agua. Incluso para la radiación gamma del ^{60}Co , que está generalmente mejor caracterizada que otros tipos de radiaciones, las calibraciones de haces basadas en dos patrones diferentes, K_{air} y D_w , difieren típicamente en un 1% (véase el Apéndice I); se considera que el valor obtenido utilizando el presente Código de Práctica es la mejor estimación. Cualquier conclusión obtenida de comparaciones entre protocolos basados en patrones de kerma en aire y dosis absorbida en agua debe tener en cuenta las diferencias entre los patrones primarios.

1.5. EXPRESIÓN DE LAS INCERTIDUMBRES

La evaluación de las incertidumbres, en este Código de Práctica, sigue la guía dada por la ISO [32]. Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres típicas relativas, y la evaluación de las incertidumbres típicas se clasifica en tipo A y tipo B. El método de evaluación de las incertidumbres típicas tipo A es mediante análisis estadístico de una serie de observaciones, mientras que el método de evaluación de las incertidumbres típicas tipo B se basa en métodos distintos del análisis estadístico de una serie de observaciones. En el Apéndice IV de este Código de Práctica se da como complemento una implantación práctica de las recomendaciones de la ISO, basada en los resúmenes proporcionados en las Refs. [33] y [17].

Las estimaciones de la incertidumbre en la determinación de las dosis para los diferentes tipos de radiación se dan en las secciones correspondientes. Comparadas con las estimaciones de códigos de prácticas anteriores, los valores actuales son generalmente menores. Esto surge de la mayor confianza en la determinación de la dosis absorbida en agua basada en patrones de D_w y, en algunos casos, de un análisis más riguroso de las incertidumbres de acuerdo con la guía ISO.

1.6. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS

La mayoría de los símbolos utilizados en este Código de Práctica son idénticos a los utilizados en las Refs. [17] y [21], y solamente unos pocos son nuevos en el contexto de patrones de dosis absorbida en agua. Para completar,

se proporciona aquí un resumen de todas las magnitudes relevantes para los diferentes métodos utilizados en este Código de Práctica.

c_{pl}	Factor de puesta en escala, dependiente del material, que convierte rangos y profundidades medidos en maniqués plásticos a los valores equivalentes en agua. Se aplica en haces de electrones, protones y de iones pesados. Nótese que en este Código de Práctica las profundidades y los rangos se definen en unidades de g/cm^2 , a diferencia de la definición en cm dada en la Ref. [21] para haces de electrones. Como resultado, los valores de c_{pl} que se dan en el presente Código para electrones difieren de los valores de C_{pl} dados en la Ref. [21]. La utilización de letra minúscula para c_{pl} denota esta variación.
$csda$	Aproximación de frenado continuo.
$D_{w,Q}$	Dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia, z_{ref} , en un maniquí de agua irradiado por un haz de calidad Q . El subíndice Q se omite cuando la calidad del haz de referencia es ^{60}Co . Unidad: gray (Gy).
div	Valor, en unidades arbitrarias, utilizado para la lectura de un dosímetro.
E_o, E_z	Energía media de un haz de electrones, en la superficie del maniquí y en la profundidad z , respectivamente. Unidad: MeV.
h_{pl}	Factor de puesta en escala de la fluencia, dependiente del material, que corrige por la diferencia en la fluencia de electrones en el plástico y en el agua, en una profundidad equivalente.
HVL	Capa hemirreductora, utilizada como un índice de calidad del haz para haces de rayos X de energías baja y media.
k_i	Factor de corrección general, utilizado en el formalismo, que corrige por el efecto de la diferencia en el valor de una magnitud de influencia entre la calibración de un dosímetro en condiciones de referencia en el laboratorio de calibración y el uso de este dosímetro en la instalación del usuario en condiciones diferentes.
k_{elec}	Factor de calibración de un electrómetro.
k_h	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la humedad, si el factor de calibración de la cámara está referido a aire seco.
k_{pol}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara.
k_{Q,Q_o}	Factor que corrige por la diferencia en la respuesta de una cámara de ionización en la calidad de referencia Q_o del haz utilizado para

	calibrar la cámara, y la calidad real del haz del usuario, Q . El subíndice Q_o se omite cuando la calidad de referencia es la radiación gamma del ^{60}Co (es decir, la notación reducida k_Q siempre corresponde a la calidad de referencia de ^{60}Co).
k_s	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por pérdidas en la colección de la carga (debidas a la recombinación de iones).
k_{TP}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia que pueda existir entre la temperatura y presión de referencia especificadas por el laboratorio de calibración, y la temperatura y presión de la cámara en la instalación del usuario en condiciones ambientales diferentes.
M_Q	Lectura de un dosímetro en la calidad Q , corregida por las magnitudes de influencia diferentes a las relacionadas con la calidad del haz. Unidad: C o div.
M_{em}	Lectura de un dosímetro utilizado como monitor externo. Unidad: C o div.
$(\mu_{en}/\rho)_{m_1,m_2}$	Razones de los coeficientes másicos de absorción de energía entre los materiales m_1 y m_2 , promediados sobre un espectro de fotones.
$N_{D,air}$	Factor de calibración de una cámara de ionización en términos de dosis absorbida en aire, utilizado en los protocolos dosimétricos basados en kerma en aire (véanse las Refs. [17, 21]). Es el N_{gas} de la Ref. [9]. El factor $N_{D,air}$ se llamó N_D en la Ref. [11] y en la Ref. [17], pero se incluyó el subíndice “air” en la Ref. [21] para especificar sin ambigüedad que se refería a la dosis absorbida en el aire de la cavidad de la cámara. El usuario deberá prestar atención para evitar confusión entre $N_{D,air}$, o el anterior N_D , con el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$, descrito a continuación (véase el Apéndice I). Unidad: Gy/C o Gy/div.
N_{D,w,Q_o}	Factor de calibración de un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de referencia de calidad Q_o . El producto $M_{Q_o}N_{D,w,Q_o}$ da como resultado la dosis absorbida en agua, D_{w,Q_o} , en la profundidad de referencia z_{ref} , y en ausencia de la cámara. El subíndice Q_o se omite cuando la calidad de referencia es la radiación gamma del ^{60}Co (es decir, $N_{D,w}$ siempre corresponde al factor de calibración, en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de ^{60}Co). El factor $N_{D,w}$ se llamó N_D en la Ref. [9], donde se daba una relación entre N_{gas} y N_D similar a la descrita en la Sección 3.3 y en el Apéndice I. El símbolo N_D se utiliza también en los certificados de calibración emitidos por algunos laboratorios de calibración y fabricantes, en lugar de $N_{D,w}$. Se recomienda

encarecidamente a los usuarios cerciorarse de la magnitud física utilizada para la calibración de sus detectores, para evitar errores graves.⁵ Unidad: Gy/C o Gy/div.

N_{K,Q_0}	Factor de calibración de un dosímetro, en términos de kerma en aire, en el haz de referencia de calidad Q_0 . Unidad: Gy/C o Gy/div.
p_{cav}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por efectos relacionados con la cavidad de aire, predominantemente el de la dispersión hacia dentro de los electrones que hace que la fluencia de electrones en el interior de una cavidad sea diferente a la fluencia en el medio en ausencia de la cavidad.
p_{cel}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto del electrodo central durante las medidas en un maniquí en haces de alta energía de fotones (incluyendo ^{60}Co), electrones y protones. Observe que este factor no es el mismo que el de la Ref. [17], donde la corrección se supone que tiene en cuenta el efecto total del electrodo central, durante la calibración de la cámara en aire en un haz de ^{60}Co y durante las medidas posteriores en haces de fotones y electrones en un maniquí. Para evitar ambigüedades, la Ref. [21] llamó al factor de corrección utilizado en la Ref. [17] $p_{cel-gbl}$, manteniendo el símbolo p_{cel} exclusivamente para las medidas en el interior del maniquí (véase el Apéndice I).
PDD	Porcentaje de dosis en profundidad.
p_{dis}	Factor que tiene en cuenta el efecto de reemplazar un volumen de agua por la cavidad del detector, cuando el punto de referencia de la cámara ⁶ se toma en el centro de la misma. Es una alternativa a utilizar un punto efectivo de medida en la cámara, P_{eff} . Para cámaras de ionización plano-paralelas no se requiere p_{dis} .
P_{eff}	Punto efectivo de medida de una cámara de ionización. Para la geometría de calibración estándar, es decir, un haz de radiación incidente desde una sola dirección, P_{eff} se desplaza desde la posición del centro hacia la fuente una distancia que depende del tipo de haz y cámara. Para cámaras de ionización plano-paralelas,

⁵ La diferencia entre $N_{D,air}$ y $N_{D,w}$ se aproxima al valor de la razón de poderes de frenado agua-aire, en la radiación gamma de ^{60}Co . Una confusión en el significado de los factores podría, por consiguiente, resultar en un error en la dosis administrada a los pacientes de aproximadamente un 13% (véase el Apéndice I).

⁶ El punto de referencia de una cámara se especifica en este Código de Práctica en cada sección para cada tipo de cámara. Normalmente se refiere a un punto de la cámara especificado en un documento de calibración para el que se aplica el factor de calibración [33].

se supone normalmente que P_{eff} está situado en el centro de la superficie frontal de la cavidad de aire.⁷ El concepto de punto efectivo de medida para una cámara de ionización cilíndrica se utilizó para todos los tipos de radiación en la Ref. [17], pero en el Código de Práctica actual se utiliza solo para haces de electrones y de iones pesados. Para otros haces, la referencia dosimétrica se basa en el posicionamiento del punto de referencia de la cámara en la profundidad de referencia z_{ref} , donde se determina la dosis. El punto de referencia de una cámara de ionización se especifica para cada tipo de radiación en la sección correspondiente.

P_Q	Factor de perturbación global para una cámara de ionización, para medidas en un maniquí en la calidad del haz Q . Es igual al producto de varios factores de corrección por diferentes efectos, cada uno de los cuales corrige por perturbaciones pequeñas; en la práctica, estos son P_{cav} , P_{cel} , P_{dis} y P_{wall} .
P_{wall}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por la falta de equivalencia al medio de la pared de la cámara y de cualquier material impermeable.
Q	Símbolo general para indicar la calidad de un haz de radiación. El subíndice “o”, es decir Q_o , indica la calidad de referencia utilizada para la calibración de una cámara de ionización o dosímetro.
R_{50}	Profundidad de hemiabsorción en agua (en g/cm^2), utilizada como índice de calidad del haz para haces de electrones.
R_p	Alcance práctico (en g/cm^2) para haces de electrones, protones y de iones pesados.
R_{res}	Alcance residual (en g/cm^2) para haces de protones.
r_{cyl}	Radio de la cavidad de una cámara de ionización cilíndrica.
SAD	Distancia fuente–eje (isocentro).
SCD	Distancia fuente–cámara.
SOBP	Pico de Bragg extendido.
SSD	Distancia fuente–superficie.
$s_{m,\text{air}}$	Razón de poderes de frenado de un material con relación al aire, definido como la relación entre los poderes de frenado máxicos restringidos del material m y del aire, promediados sobre un espectro de electrones. En este Código de Práctica, para todos los haces de radioterapia de alta energía excepto para los haces de

⁷ Esta suposición podría ser falsa si el diseño de la cámara no cumple ciertos requisitos relacionados con las razones entre el diámetro de la cavidad y su altura, así como de la anchura del anillo de guarda y la altura de la cavidad (véase la Ref. [21]).

iones pesados, las razones de poderes de frenado son del tipo Spencer–Attix con una energía de corte $\Delta = 10$ keV (véase la Ref. [11]).

TMR	Razón tejido–máximo.
TPR _{20,10}	Razón tejido–maniquí, en agua, en las profundidades de 20 y 10 g/cm ² , para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm y una SCD de 100 cm, usada como índice de calidad del haz para radiaciones 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.
z_{max}	Profundidad del máximo de dosis (en g/cm ²).
z_{ref}	Profundidad de referencia (en g/cm ²) para medidas en maniquí. Cuando se especifica en z_{ref} , la dosis absorbida en agua se refiere a $D_{w,Q}$ en la intersección del eje central del haz con el plano definido por z_{ref} .

1.7. SIGLAS DE LAS ORGANIZACIONES

En este informe se utilizan las siguientes siglas para hacer referencia a diferentes organizaciones involucradas en la dosimetría de las radiaciones.

ARPANSA	Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency, Australia
BEV	Bundesamt für Eich- und Vermessungswesen, Austria
BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
CCEMRI(I)	Comité Consultatif pour les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Sección I) (Consultative Committee for Standards of Ionizing Radiation). A partir de septiembre de 1997, el CCEMRI y sus secciones han sido renombradas CCRI.
CCRI(I)	Comité Consultatif des Rayonnements Ionisants (Sección I) (Consultative Committee for Ionizing Radiation)
CIPM	Comité International des Poids et Mesures
ENEA- INMRI	Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente, Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, Italia
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEC	International Electrotechnical Commission
IMS	International Measurement System
ISO	International Organization for Standardization

LPLI	Laboratoire Primaire de Métrologie des Rayonnements Ionisants, Francia
NIST	National Institute of Standards and Technology, USA
NPL	National Physical Laboratory, Reino Unido
NRC	National Research Council, Canadá
NRL	National Radiation Laboratory, Nueva Zelanda
OIML	Organisation Internationale de Métrologie Légale
PTB	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Alemania

2. ESTRUCTURA

2.1. EL SISTEMA INTERNACIONAL DE MEDIDA

El Sistema Internacional de Medida para la metrología de las radiaciones proporciona la estructura necesaria para la consistencia en la dosimetría de las radiaciones, diseminando entre los usuarios instrumentos de radiación calibrados que son trazables a patrones primarios (véase la Fig. 3).

El BIPM (Oficina internacional de pesas y medidas) se estableció por la Convención del Metro (originalmente firmada en 1875), con 48 Estados miembros al 31 de diciembre de 1997 [34]. Sirve, con su laboratorio y oficinas en Sèvres (Francia), como centro internacional para la metrología con el objetivo de garantizar la uniformidad mundial en lo concerniente a la misma. En la dosimetría de radiaciones, los LPCD de muchos Estados de la Convención del Metro han desarrollado patrones primarios para la medida de las radiaciones (véase el Cuadro 1) que se comparan con los del BIPM y con los de otros LPCD. Sin embargo, en el mundo sólo existen alrededor de 20 países con LPCD involucrados en la dosimetría de las radiaciones y no pueden calibrar el gran número de dosímetros que se usan en todo el mundo.

Los laboratorios nacionales que mantienen patrones primarios, calibran los patrones secundarios de los LSCD (véase el Cuadro 1), quienes a su vez calibran los instrumentos de referencia de los usuarios (algunos LPCD también calibran los instrumentos de referencia de los usuarios).

2.1.1. La red OIEA/OMS de los LSCD

El papel principal de los LSCD es servir de enlace entre los LPCD y los usuarios de radiaciones ionizantes, permitiendo la transferencia de las

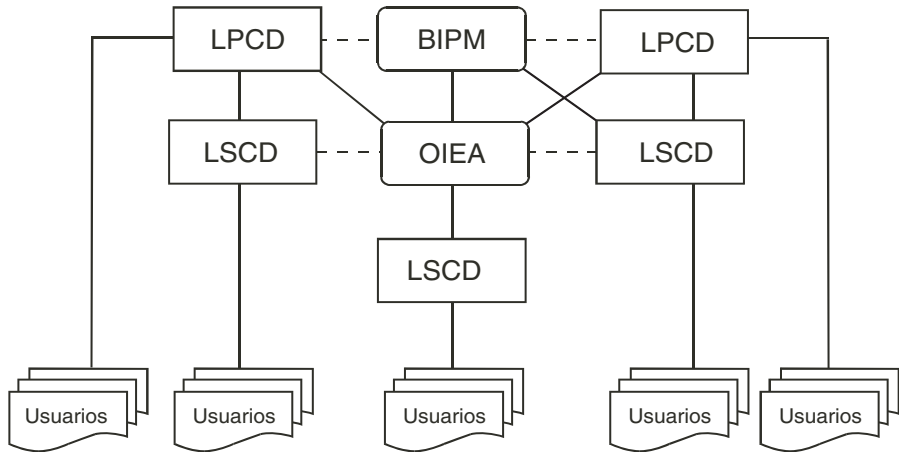


FIG. 3. El sistema Internacional de Medida (ISM) para la metrología de las radiaciones, donde la trazabilidad de los instrumentos de referencia del usuario a los patrones primarios se logra o por calibración directa en un Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica (LPCD) o, más frecuentemente, en un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) vinculado directamente al BIPM, a un LPCD o a la red OIEA/OMS de los LSCD. La mayoría de los LSCD de países no miembros de la Convención del Metro logra la trazabilidad de sus patrones a través del OIEA. Las líneas discontinuas indican las intercomparaciones entre patrones primarios y secundarios.

calibraciones de los dosímetros desde el patrón primario hasta los instrumentos del usuario [35]. En 1976, por un esfuerzo conjunto del OIEA y la OMS se estableció una red de LSCD, con el objetivo de diseminar las calibraciones a los usuarios proporcionando el vínculo entre usuarios y patrones primarios, principalmente para países que no son miembros de la Convención del Metro. En el año 2000, la red incluía 73 laboratorios y 6 organizaciones nacionales de LSCD en 61 Estados Miembros del OIEA, de los que más de la mitad están en países en desarrollo. La red de los LSCD incluye, también, 20 miembros afiliados, entre ellos el BIPM, varios LPCD nacionales, ICRU, y otras organizaciones internacionales que le brindan su apoyo [36].

Como organizador de la red, el OIEA tiene la responsabilidad de verificar que los servicios ofrecidos por los LSCD miembros cumplan las normas metroológicas internacionalmente aceptadas (incluyendo la trazabilidad para instrumentos de protección radiológica). El primer paso en este proceso es la diseminación de las calibraciones de los dosímetros desde el BIPM o los LPCD, a través del OIEA, hacia los LSCD. En el paso siguiente se implantan, por parte del OIEA, programas de seguimiento y auditorías de calidad a los

CUADRO 1. CLASIFICACIÓN DE INSTRUMENTOS Y LABORATORIOS DE CALIBRACIÓN (*adaptada de la Ref. [33]*)

Clasificación de instrumentos	Laboratorios de calibración
<p>Patrón primario Un instrumento de la más alta calidad metrológica, que permite la determinación de la unidad de una magnitud desde su definición, y cuya exactitud ha sido verificada por comparación con los patrones de otras instituciones del mismo nivel.</p>	<p>Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica (LPCD) Un laboratorio nacional normalizado, designado por el gobierno con el propósito de desarrollar, mantener y perfeccionar los patrones primarios en la dosimetría de las radiaciones.</p>
<p>Patrón secundario Un instrumento calibrado por comparación con un patrón primario.</p>	<p>Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) Un laboratorio dosimétrico, designado por las autoridades competentes para ofrecer servicios de calibración, y que está equipado con al menos un patrón secundario calibrado frente a un patrón primario.</p>
<p>Patrón nacional Un patrón reconocido por una decisión oficial nacional como base para fijar en un país el valor de todos los demás patrones de una magnitud dada.</p>	
<p>Instrumento de referencia Un instrumento de la más alta calidad metrológica, disponible en una localidad dada, del que se derivan las medidas en esa localidad.</p>	
<p>Instrumento de campo Un instrumento de medida usado para medidas rutinarias, cuya calibración se realiza frente al instrumento de referencia.</p>	

LSCD para garantizar que los patrones diseminados a los usuarios se mantengan dentro de los niveles de exactitud requeridos por el IMS [36].

Uno de los principales objetivos de la red de LSCD en el campo de la dosimetría en radioterapia es garantizar que la dosis suministrada al paciente bajo tratamiento esté dentro de los niveles de exactitud aceptados internacionalmente. Esto se logra garantizando que las calibraciones de los

instrumentos realizadas por los LSCD sean correctas, comprometiendo la participación de los LSCD en programas de garantía de calidad en radioterapia, promoviendo la contribución de los LSCD al apoyo de las auditorías de calidad en dosimetría en centros de terapia, y ayudando, si es necesario, en la realización de calibraciones de equipos de radioterapia en hospitales.

2.2. PATRONES DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

Existen tres métodos básicos utilizados normalmente para la determinación absoluta de dosis absorbida en agua: calorimetría, dosimetría química y dosimetría por ionización. Actualmente, son los únicos métodos suficientemente exactos como para constituir la base de los patrones primarios para medidas de dosis absorbida en agua [29]. Los LPCD han desarrollado distintos caminos experimentales para establecer patrones de dosis absorbida en agua. A continuación se describen brevemente estos patrones y se presentan los resultados de las comparaciones internacionales de dosis absorbida en agua.

En la mayoría de los LPCD, los patrones primarios de dosis absorbida en agua se establecen en un haz de radiación gamma de ^{60}Co y, en algunos LPCD, los patrones de dosis absorbida en agua se establecen también en otras calidades de radiación, como fotones y electrones de alta energía y rayos X de energías baja y media. Los patrones primarios establecidos en haces de radiación gamma de ^{60}Co , o en haces de fotones y electrones producidos por aceleradores, se basan en uno de los siguientes métodos.

- La cámara de ionización patrón primario consiste en una cámara de cavidad de grafito cuyo volumen se conoce con una exactitud suficientemente buena, diseñada para cumplir hasta donde sea posible los requisitos de un detector de Bragg–Gray. La cámara se coloca en un maniquí de agua y la dosis absorbida en agua, en el punto de referencia, se obtiene a partir de la energía específica media impartida al aire de la cavidad [37].
- El calorímetro de grafito, desarrollado por Domen y Lamperti [38], se utiliza con ligeras modificaciones en varios LPCD para determinar la dosis absorbida en grafito, en un maniquí de grafito. La conversión a dosis absorbida en agua, en el punto de referencia en un maniquí de agua, se puede llevar a cabo de diferentes formas, por ejemplo aplicando el teorema de puesta en escala de la fluencia de fotones o por medidas basadas en la teoría de la ionización en la cavidad [39, 40].

- El calorímetro de agua ofrece una determinación más directa de la dosis absorbida en agua, en el punto de referencia, en un maniquí de agua. El sistema sellado de agua [41, 42] consiste en un pequeño recipiente de cristal que contiene agua de alta pureza y un termistor. La pureza del agua es importante porque el defecto de calor del agua está fuertemente influenciado por las impurezas. Con este sistema sellado, el agua de alta pureza puede saturarse con distintos gases creando una mezcla para la que el defecto de calor tenga un valor estable y bien definido.
- El calorímetro de agua con dosímetro de transferencia tipo Fricke [43] se basa en la medida del incremento promedio de temperatura inducido por la absorción de fotones de alta energía. El agua se agita continuamente y se determina la dosis absorbida en agua, promediada en el volumen del recipiente. La solución de Fricke se calibra irradiando bajo las mismas condiciones, y la dosis absorbida en agua en el punto de referencia, en un maniquí de agua, se obtiene usando el dosímetro Fricke como patrón de transferencia.
- El patrón Fricke de dosis absorbida en agua determina la respuesta de la solución Fricke usando la absorción total de un haz de electrones en la solución [44]. Conociendo exactamente la energía de los electrones, la corriente del haz, y la masa absorbente, se puede determinar la energía total absorbida y relacionarla con el cambio de absorbancia de la solución Fricke, medida por espectrofotometría. La dosis absorbida en agua, en el punto de referencia en un maniquí de agua, se obtiene usando el dosímetro Fricke como patrón de transferencia.

Los métodos descritos anteriormente no se aplican en los LPCD a los patrones primarios para uso en haces de rayos X de energías baja y media. Las medidas absolutas para la determinación de la dosis absorbida en agua en estos haces de rayos X se basan, hasta ahora casi exclusivamente, en el uso de cámaras de ionización de extrapolación [45].

Durante la década pasada se llevaron a cabo comparaciones de patrones primarios de dosis absorbida en agua [29, 46, 47], mientras que las comparaciones de patrones primarios de kerma en aire tienen una historia mucho más antigua. Los resultados de las comparaciones en el BIPM, en términos de dosis absorbida en agua para la radiación gamma del ^{60}Co , se muestran en la Ref. [48] (véase la Fig. 4(a)).

La concordancia está dentro de las incertidumbres típicas relativas estimadas por cada LPCD. Las comparaciones de los patrones primarios de kerma en aire para la radiación gamma del ^{60}Co muestran una desviación típica similar (véase la Fig. 4(b)). Sin embargo, los patrones primarios de kerma en

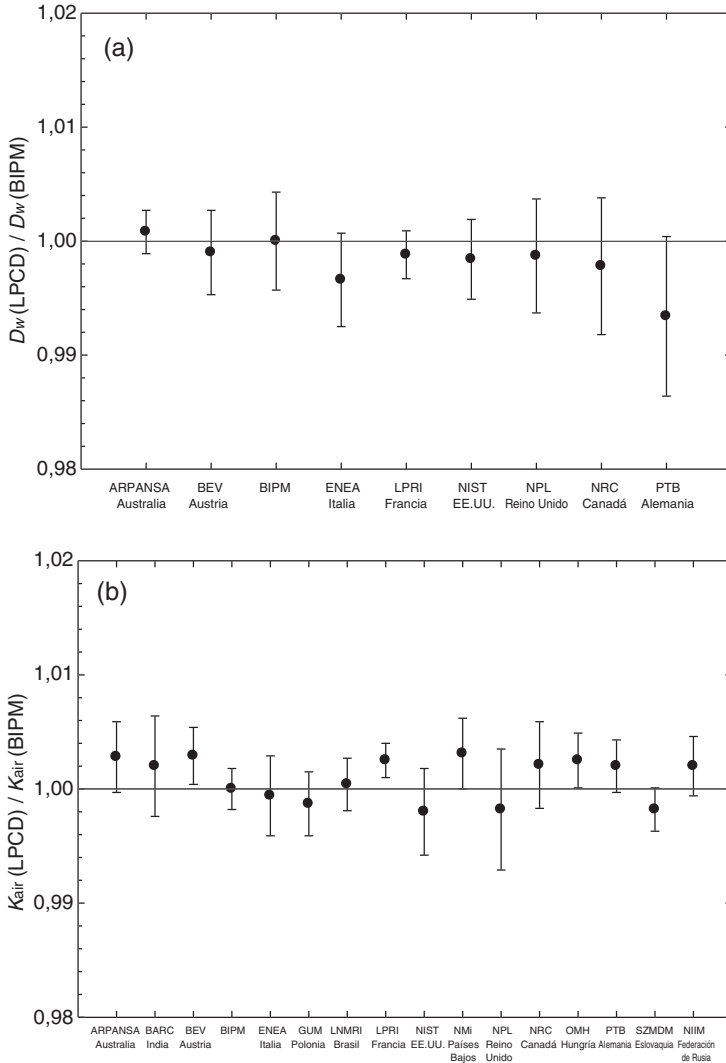


FIG. 4. Resultados de las comparaciones de patrones de dosis absorbida en agua en el BIPM en el haz de ^{60}Co [48]. Los resultados son relativos a la determinación del BIPM y para cada instituto nacional de metrología se tomó la comparación más reciente, siendo la más antigua de 1989. Las barras de incertidumbre representan la incertidumbre típica relativa de la determinación de la dosis absorbida en agua en cada instituto. La información sobre los patrones primarios usados por los LPCD se muestra en el Cuadro 2. (b) Resultados de las comparaciones de patrones de kerma en aire en el BIPM en el haz de ^{60}Co [48]. Los resultados son relativos a la determinación del BIPM y se tomó la comparación más reciente para cada instituto nacional de metrología. Las barras de incertidumbre representan la incertidumbre típica relativa de la determinación del kerma en aire en cada instituto.

CUADRO 2. PATRONES PRIMARIOS USADOS EN LAS COMPARACIONES DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN EL BIPM

LPCD	Patrón primario	LPCD	Patrón primario
BIPM	Cámara de ionización	NIST (EUA)	Calorímetro sellado de agua
ARPANSA (Australia)	Calorímetro de grafito	NPL (Reino Unido)	Calorímetro de grafito
BEV (Austria)	Calorímetro de grafito	NRC (Canadá)	Calorímetro sellado de agua
ENEA (Italia)	Calorímetro de grafito	PTB (Alemania)	Dosímetro Fricke
LPRI (Francia)	Calorímetro de grafito		

aire de todos los LPCD son cámaras de ionización de cavidad de grafito, y los factores de corrección y conversión usados están fuertemente correlacionados. Como se puede apreciar en el Cuadro 2, los LPCD involucrados en las comparaciones de dosis absorbida en agua usan diferentes métodos, que tienen incertidumbres no correlacionadas, o muy débilmente correlacionadas, y constituyen un sistema más robusto que los patrones primarios basados en kerma en aire y menos susceptible a influencias sistemáticas desconocidas.

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

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones y electrones de alta energía, usando una cámara de ionización o un dosímetro calibrados en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de ^{60}Co , ha sido descrito detalladamente por Hohlfeld [27]. Andreo [20] y Rogers [28] han desarrollado extensiones del formalismo y trabajos complementarios sobre este tema. El procedimiento para la determinación de la dosis absorbida en agua, basado en patrones de dosis absorbida en agua, se ha implantado en distintas recomendaciones nacionales de dosimetría [49–51]. Se incluyó también en el Código de Práctica del OIEA para cámaras de ionización plano-paralelas [21].

3.1. FORMALISMO

La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia, z_{ref} , en agua, para un haz de referencia de calidad Q_o y en ausencia de la cámara, viene dada por

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

donde M_{Q_o} es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración, y N_{D,w,Q_o} es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración. En la mayoría de las situaciones clínicas, las condiciones de medida no se corresponden con las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración. Esto puede afectar la respuesta del dosímetro y entonces es necesario diferenciar entre las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración y las condiciones de medida en la instalación del usuario.

3.1.1. Condiciones de referencia

El factor de calibración para una cámara de ionización irradiada en condiciones de referencia es el cociente entre el valor convencionalmente verdadero de la magnitud a medir y el valor indicado.⁸ Las condiciones de referencia se describen mediante un conjunto de valores de las magnitudes de influencia para las que es válido el factor de calibración sin factores de corrección adicionales. Las condiciones de referencia para calibraciones en términos de dosis absorbida en agua son, por ejemplo, la configuración geométrica (distancia y profundidad), el tamaño del campo, el material y las dimensiones del maniquí irradiado y la temperatura, presión y humedad relativa del ambiente.

⁸ El valor convencionalmente verdadero de una magnitud es el valor atribuido a una magnitud particular y aceptado, algunas veces por convención, que tenga una incertidumbre apropiada para un propósito dado. El valor convencionalmente verdadero se llama algunas veces valor asignado, mejor estimación del valor, valor convencional o valor de referencia [52]. En un laboratorio u hospital determinados, el valor dado por un patrón de referencia puede tomarse como un valor convencionalmente verdadero y, frecuentemente, se utiliza la media de un número de resultados de medidas de una magnitud para establecerlo.

3.1.2. Magnitudes de influencia

Las magnitudes de influencia se definen como aquellas que no son el objeto de la medida pero influyen en la magnitud a medir. Pueden ser de diferente naturaleza, como por ejemplo, presión, temperatura y tensión de colección; pueden provenir del dosímetro (p. ej. envejecimiento, deriva del cero, calentamiento); o pueden ser magnitudes relacionadas con el campo de radiación (p. ej. calidad del haz, tasa de dosis, dimensiones del campo, profundidad en un maniquí).

En la calibración de una cámara de ionización o de un dosímetro se mantienen bajo control tantas magnitudes de influencia como es posible. Sin embargo muchas no pueden controlarse, como, por ejemplo, la presión y la humedad del aire y la tasa de dosis en radiaciones gamma de ^{60}Co . Es posible corregir por el efecto de estas magnitudes de influencia aplicando los factores apropiados. Suponiendo que las magnitudes de influencia actúan independientemente unas de otras, se puede aplicar un producto de factores de corrección, $\prod k_i$, donde cada uno de ellos, k_i , está relacionado solamente con una magnitud de influencia. La independencia de los k_i es válida para las correcciones comunes por presión y temperatura, polaridad, eficiencia de colección, etc., que se abordan en la Sección 4.

Un cambio en la calidad del haz de referencia, Q_o , utilizado para calibrar una cámara de ionización, se puede tratar también como una magnitud de influencia. Las medidas que se hagan en calidades de radiación diferentes a la de referencia, Q , requieren por lo tanto un factor de corrección. En este Código de Práctica esto se trata explícitamente mediante el factor k_{Q,Q_o} , que no está incluido en los k_i anteriores; la corrección por la calidad del haz de radiación se describe en detalle a continuación.

3.2. CORRECCIÓN POR LA CALIDAD DEL HAZ DE RADIACIÓN, k_{Q,Q_o}

Cuando un dosímetro se utiliza en un haz de calidad Q , diferente a la calidad Q_o empleada para su calibración, la dosis absorbida en agua viene dada por

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

donde el factor k_{Q,Q_o} corrige por los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_o , y la calidad real del usuario, Q , y la lectura del dosímetro M_Q se ha corregido a los valores de referencia de las otras magnitudes de

influencia para las que el factor de calibración es válido, diferentes a la relacionada con la calidad del haz. El factor de corrección por la calidad del haz, k_{Q,Q_o} , se define como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, en las calidades Q y Q_o :

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

La calidad de referencia Q_o más normalmente usada para la calibración de cámaras de ionización es la radiación gamma del ^{60}Co , en cuyo caso en este Código de Práctica se usa para el factor de corrección por la calidad del haz el símbolo k_Q . En algunos LPCD se usan directamente haces de electrones y fotones de alta energía para la calibración, y en esos casos se utiliza el símbolo k_{Q,Q_o} .

Idealmente, el factor de corrección por la calidad del haz debería medirse directamente para cada cámara en la misma calidad que el haz del usuario. Sin embargo, esto no se puede hacer en la mayoría de los laboratorios de calibración. Dichas medidas pueden realizarse únicamente en laboratorios con acceso a las calidades de haces adecuadas. Por esta razón dicha técnica está actualmente restringida a unos pocos LPCD en el mundo. El procedimiento requiere la disponibilidad de un sistema dosimétrico independiente de la energía, como un calorímetro, que sea operativo en esas calidades. Un problema asociado es la dificultad de reproducir en un laboratorio de calibración haces de calidades idénticas a las producidas por aceleradores clínicos [53].

En muchos casos, cuando no se dispone de datos experimentales o es difícil medir k_{Q,Q_o} directamente para haces clínicos reales, los factores de corrección se pueden calcular teóricamente. Si la teoría de Bragg–Gray es aplicable, se puede deducir una expresión para k_{Q,Q_o} comparando la Ec. (2) con el formalismo $N_{D,\text{air}}$ usado en los códigos de práctica del OIEA [17, 21] y otros protocolos de dosimetría. En las Refs. [20, 54] se ha dado una expresión general para k_{Q,Q_o} ,

$$k_{Q,Q_o} = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q (W_{\text{air}})_Q P_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_o} (W_{\text{air}})_{Q_o} P_{Q_o}} \quad (4)$$

que es válida para todos los tipos de haces de alta energía e incluye los cocientes entre las razones de los poderes de frenado agua–aire de Spencer–Attix, $s_{w,\text{air}}$, entre la energía media necesaria para producir un par de iones en

aire, W_{air} ⁹ y entre los factores de perturbación p_Q , para los haces de calidades Q y Q_o .

Los factores de perturbación global, p_Q y p_{Q_o} , incluyen todas las desviaciones de las condiciones ideales del detector Bragg–Gray, es decir, p_{wall} , p_{cav} , p_{cel} y p_{dis} . Estos factores de perturbación se han definido en la Sección 1.6.

Para haces terapéuticos de fotones y electrones, la consideración general de que $(W_{\text{air}})_Q = (W_{\text{air}})_{Q_o}$ ¹⁰ conduce a una ecuación más sencilla para k_{Q,Q_o} :

$$k_{Q,Q_o} \approx \frac{(s_{w,\text{air}})_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_o}} \frac{p_Q}{p_{Q_o}} \quad (5)$$

que depende únicamente de los cocientes entre las razones de los poderes de frenado agua–aire y entre los factores de perturbación en las calidades de haces Q y Q_o . Los únicos factores específicos de la cámara involucrados son los factores de corrección por perturbación p_Q y p_{Q_o} . Sin embargo, debería destacarse que cuando se comparen determinaciones experimentales y teóricas de k_{Q,Q_o} , es la Ec. (4) completa la que se debe aplicar, en lugar de la Ec. (5) que es aproximada. La posible variación con la energía de W_{air} , sugerida por alguna evidencia experimental (véase la Ref. [55]), hace necesario el uso del símbolo de la aproximación (\approx) en la expresión anterior.

En el Apéndice II se muestran los valores del producto $(s_{w,\text{air}})_{Q_o} p_{Q_o}$ en el denominador de la Ec. (4), para las cámaras de ionización cilíndricas listadas en este Código de Práctica cuando la calidad de referencia Q_o es la radiación gamma del ⁶⁰Co. Se han utilizado estos valores en el cálculo de todos los factores k_{Q,Q_o} que se dan en las diferentes secciones de este Código de Práctica, cuando están normalizados a ⁶⁰Co; en estos casos se usa el símbolo k_Q .

En los casos de haces de rayos X de energías baja y media, las condiciones de Bragg–Gray no son aplicables y por lo tanto no se puede usar la Ec. (4). Además, la variación en la respuesta de cámara a cámara es normalmente bastante mayor (véanse las Secciones 8 y 9). Para estas calidades de radiación, el formalismo se basa exclusivamente en el uso de factores $N_{D,w,Q}$ o k_{Q,Q_o} medidos directamente para las cámaras individuales del usuario.

⁹ Obsérvese que tanto W_{air} como $s_{w,\text{air}}$ deben promediarse en todo el espectro de partículas presentes. Esto es una limitación importante en el caso de partículas pesadas cargadas, donde la determinación de todos los espectros posibles de las partículas es una tarea considerable.

¹⁰ Observe que es la misma suposición que se hizo cuando $N_{D,\text{air}}$ se consideró independiente de la calidad del haz (véase la Ref. [17]).

3.2.1. Un k_{Q,Q_0} modificado para calibraciones internas en haces de electrones

Para dosímetros usados en haces de electrones, cuando la calidad de calibración Q_0 es un haz de ^{60}Co la situación coincide con la discutida anteriormente. Para una calidad Q del haz de electrones del usuario, el factor de corrección por la calidad del haz k_Q viene dado por la Ec. (4).

Una alternativa es la calibración directa de las cámaras en haces de electrones, aunque esta opción tiene poca aplicación actualmente debido a la limitada disponibilidad de tales calibraciones. Sin embargo, el avance en el desarrollo de patrones primarios de haces de electrones permitirá la calibración en una serie de haces de electrones de distintas calidades. De estos factores de calibración se pueden obtener una serie de factores k_{Q,Q_0} medidos, siguiendo el procedimiento dado en la Sección 7.5.2 (el mismo procedimiento se utiliza para cámaras calibradas directamente en haces de fotones de alta energía y en rayos X de energías baja y media).

Una tercera posibilidad, que es la opción preferida en ausencia de una calibración directa en haces de electrones, consiste en la calibración interna de una cámara plano-paralela, en un haz de electrones de alta energía de calidad Q_{cross} , frente a una cámara cilíndrica calibrada. Los factores $k_{Q,Q_{\text{cross}}}$, que permiten el uso posterior de esta cámara en un haz de electrones de calidad Q , no son triviales porque la calidad Q_{cross} de calibración interna no es única y por tanto para cada tipo de cámara se requiere una tabla de dos dimensiones de factores $k_{Q,Q_{\text{cross}}}$.

Sin embargo, es posible presentar los datos requeridos en una única tabla introduciendo una calidad arbitraria de electrones, Q_{int} , que actúa como intermediaria entre la calidad de calibración interna Q_{cross} y la calidad del usuario Q (no se hacen medidas en Q_{int} , es solamente una herramienta para simplificar la presentación de los datos). El factor $k_{Q,Q_{\text{cross}}}$ necesario se evalúa como el cociente entre los factores $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ y $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}$:

$$k_{Q,Q_{\text{cross}}} = \frac{k_{Q,Q_{\text{int}}}}{k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}} \quad (6)$$

El factor $(k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}})^{-1}$ corrige el factor de calibración de la cámara $N_{D,w,Q_{\text{cross}}}$ a un factor de calibración que se aplica en la calidad intermedia Q_{int} . El factor $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ corrige este último a otro factor de calibración que se aplica en Q , por lo que se puede aplicar la Ec. (2) general para $D_{w,Q}$.

Las expresiones de $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ y $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}$ se derivan de la Ec. (5), donde queda claro que las razones de los poderes de frenado y los factores de perturbación en Q_{int} se cancelarán en la Ec. (6). Por esta razón, el valor

seleccionado para Q_{int} es arbitrario y en este Código de Práctica se toma como $R_{50} = 7,5\text{g/cm}^2$, donde R_{50} es el índice de calidad del haz para haces de electrones (véase la Sección 7). Los valores de $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ y $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}$ calculados sobre esta base se muestran en el Cuadro 19 de la Sección 7.6.1 para una serie de tipos de cámaras.

Los datos del Cuadro 19 resaltan otra ventaja de esta metodología. Para unas Q y Q_{cross} dadas, el valor de $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}$ es el mismo para todas las cámaras plano-paralelas con buen anillo de guarda. Para las cámaras cilíndricas depende solamente del radio de la cámara, r_{cyl} . El valor seleccionado de Q_{int} minimiza las diferencias para cámaras cilíndricas de diferente r_{cyl} en el rango de calidades de haces para los que se usan dichas cámaras. Este valor de Q_{int} ($R_{50} = 7,5\text{g/cm}^2$) es también consistente con la Ref. [51], por lo que se pueden usar en la Ec. (6) los mismos valores calculados o medidos de $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ y $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}$.

Observe que el método anterior también se puede usar para cámaras cilíndricas o plano-paralelas calibradas en laboratorios de calibración en una única calidad de haz de electrones, Q_o .

3.3. RELACIÓN CON LOS CÓDIGOS DE PRÁCTICA BASADOS EN N_K

La conexión entre el formalismo $N_K-N_{D,\text{air}}$ (usado por ejemplo en las Refs. [17, 21]) y el formalismo actual, basado en $N_{D,w}$, se establece para haces de alta energía mediante la relación

$$N_{D,w,Q_o} = N_{D,\text{air}}(s_{w,\text{air}})_{Q_o} P_{Q_o} \quad (7)$$

donde Q_o es la calidad de referencia (radiación gamma del ^{60}Co en Códigos de Práctica anteriores) y p_{Q_o} el factor de perturbación global dado por

$$p_{Q_o} = [p_{\text{dis}} p_{\text{wall}} p_{\text{cav}} p_{\text{cel}}]_{Q_o} \quad (8)$$

El significado de los diferentes factores de perturbación se ha descrito en la Sección 1.6, donde se resaltaba que p_{cel} se refiere exclusivamente a medidas dentro del maniquí y no debe confundirse con el símbolo usado en la Ref. [17], que tiene en cuenta el efecto combinado del electrodo central en medidas en aire y en maniquí. Se puede establecer una relación similar para rayos X de energías baja y media. En el Apéndice I se dan detalles sobre la comparación entre los dos formalismos.

Aunque no se recomienda el uso de un factor de calibración N_{D,w,Q_o} calculado, se podría utilizar esta opción durante un período intermedio con el

objetivo de implantar este Código de Práctica utilizando las calibraciones existentes en kerma en aire. Este será el procedimiento más habitual para rayos X de energías baja y media hasta que los patrones de dosis absorbida en agua estén más ampliamente diseminados. Se recalca, sin embargo, que los factores de calibración N_{D,w,Q_0} calculados no son trazables a patrones primarios de dosis absorbida en agua.

Se puede utilizar también un N_{D,w,Q_0} calculado para verificar que las calibraciones de los haces de terapia basadas en los dos formalismos $N_{D,w}$ y N_K conducen aproximadamente a la misma dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia (véanse los detalles en el Apéndice I). De no ser así, se deberían investigar cuidadosamente las causas de las discrepancias antes de cambiar al método $N_{D,w}$.

4. IMPLANTACIÓN

4.1. GENERALIDADES

Los esfuerzos de los LPCD se han concentrado en realizar calibraciones de cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua, en haces de radiación gamma de ^{60}Co y en menor grado en haces de fotones y electrones de alta energía [46, 56–59]. Dependiendo del laboratorio de calibración, se proporcionan a los usuarios los factores de calibración N_{D,w,Q_0} de acuerdo a diferentes opciones. Aquí se clarifican dichas opciones con el objetivo de evitar el uso incorrecto de este Código de Práctica.

- (a) La primera opción consiste en proporcionar a los usuarios un factor de calibración en un haz de referencia de calidad Q_0 , normalmente ^{60}Co . Para calidades adicionales se proporciona la calibración en la calidad de referencia junto con factores de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} , medidos directamente para la cámara en particular y en las calidades específicas Q . Sólo los laboratorios que cuenten con fuentes de radiación y patrones para haces de diferentes calidades podrán proporcionar valores de k_{Q,Q_0} medidos directamente para esas calidades. La ventaja principal de este proceder es que se considera de forma implícita la respuesta individual de la cámara en un maniquí de agua irradiado con haces de diferentes tipos y calidades. Una posible limitación común con la opción (b), que sigue, reside en la diferencia entre las calidades de haces

empleadas en el laboratorio de calibración y las de la instalación del usuario, que es de especial importancia para los haces de alta energía (véase la Ref. [53]) y cuya influencia es aún tema de estudio en algunos LPCD.

- (b) Una opción alternativa, que es prácticamente idéntica a la anterior y que difiere sólo en la presentación de los datos, es proporcionar una serie de factores de calibración $N_{D,w,Q}$ de la cámara de ionización del usuario, en las calidades de haces Q . Existe, sin embargo, una ventaja en presentar los datos normalizando todos los factores de calibración a un factor de calibración único N_{D,w,Q_o} , junto con valores de los factores k_{Q,Q_o} medidos directamente. Una vez que se han obtenido valores medidos de k_{Q,Q_o} para una cámara en particular, puede que no sea necesario para el usuario recalibrar la cámara en todas las calidades Q , sino únicamente en la calidad de referencia Q_o . La dependencia de la calidad del haz de dicha cámara en particular se puede verificar de forma menos frecuente mediante la calibración en todas las calidades.¹¹ Además, esta calibración en una única calidad de referencia no necesita llevarse a cabo en el mismo laboratorio donde se midieron los factores k_{Q,Q_o} (normalmente un LPCD).
- (c) En la tercera opción, a los usuarios se les proporciona un factor de calibración N_{D,w,Q_o} para la cámara de ionización, normalmente en la calidad de referencia del ^{60}Co , y factores de corrección por la calidad del haz, k_{Q,Q_o} , obtenidos de forma teórica para el tipo de cámara en cuestión, que se deberán aplicar en otras calidades de haces. Este método ignora las variaciones de cámara a cámara de la respuesta con la energía para un tipo de cámara dado, y los cálculos se apoyan en especificaciones de la cámara suministradas por los fabricantes.
- (d) Una cuarta opción, ofrecida por algunos laboratorios de calibración, consiste en proporcionar un único valor medido del factor de calibración N_{D,w,Q_o} para una cámara dada, obtenido en una calidad de referencia seleccionada, junto con valores experimentales genéricos¹² de k_{Q,Q_o} para el tipo de cámara de ionización en cuestión. Esta opción no tiene en cuenta las posibles variaciones de cámara a cámara dentro de un tipo de cámara dado. Además, actualmente hay muy pocos datos experimentales sobre los factores k_{Q,Q_o} para la mayoría de las cámaras comercializadas.

¹¹ Véase la Sección 4.3 para las recomendaciones respecto a la frecuencia de calibración de los dosímetros.

¹² En el presente contexto, el término genérico se refiere a factores comunes a un tipo específico de cámara de ionización, suministrados por un fabricante dado.

Este procedimiento tiene mucho en común con la opción (c) indicada anteriormente y si, para un tipo de cámara dado, se verifican experimentalmente los valores teóricos de k_{Q,Q_0} en un laboratorio de calibración, para una muestra amplia de cámaras, se puede suponer que los valores teóricos de k_{Q,Q_0} corresponden a un valor medio.

Sobre la base de estas descripciones, se dan las siguientes recomendaciones para el cumplimiento con el presente Código de Práctica.

- (1) Las opciones (a), o su equivalente (b), son las preferidas aunque se reconoce que para haces de calidades distintas del ^{60}Co tales posibilidades están en la actualidad restringidas a un número reducido de LPCD.
- (2) La opción (c) se recomienda para aquellos usuarios que no tengan acceso a valores de k_Q o k_{Q,Q_0} medidos directamente en un laboratorio de calibración en haces de distintas calidades. La utilización del ^{60}Co como calidad de referencia para la determinación de $N_{D,w}$ es particularmente apropiada para los LSCD, en los que la posibilidad de contar con un acelerador es muy pequeña. Esta opción es la práctica más común en la actualidad y favorece el uso de factores k_Q teóricos (es decir k_{Q,Q_0} con el ^{60}Co empleado como Q_0), obtenidos de acuerdo con las Ecs. (4) ó (5).
- (3) La opción (d) es una alternativa a la (c) sólo cuando los valores de k_Q o k_{Q,Q_0} se han obtenido en un laboratorio de calibración a partir de una muestra grande de cámaras de ionización y la desviación típica de las diferencias de cámara a cámara es pequeña. Es el caso habitual de las cámaras de calidad consideradas patrones secundarios (véase la Ref. [7]), como las medidas por el National Physical Laboratory (NPL) en el Reino Unido (véase la Fig. 5) [60]. 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.
- (4) La dosimetría de rayos X de energías baja y media debe basarse en las opciones (a) o (b), con el rango de valores de Q seleccionado de forma tal que sea lo más similar posible al de las calidades de los haces del usuario.
- (5) Mientras las posibilidades para el establecimiento de factores $N_{D,w,Q}$ experimentales por laboratorios de calibración en haces de protones y de iones pesados sean limitadas, la opción teórica (c) es la única recomendación a considerar para dichos haces.

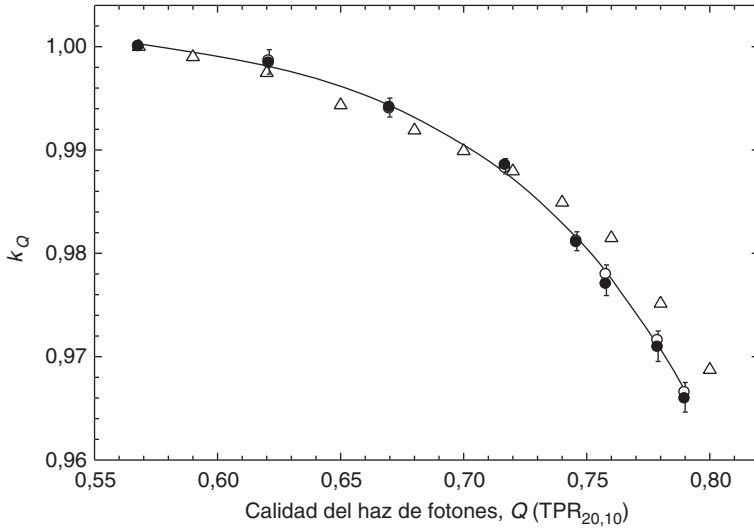


FIG. 5. Valores medios de k_Q en varios haces de fotones de distintas calidades, medidos en el National Physical Laboratory (NPL) del Reino Unido, para cámaras de ionización patrones secundarios del tipo NE 2561 (círculos vacíos) y NE 2611 (círculos llenos) [60]. La línea sólida es un ajuste sigmoideal de los datos experimentales. Las barras de incertidumbre representan las variaciones de cámara a cámara, determinadas como las desviaciones típicas de las muestras de 13 cámaras NE 2561 (mitad superior) y de 11 cámaras NE 2611 (mitad inferior). Los valores de k_Q están normalizados a una $TPR_{20,10}$ de 0,568 (haz de ^{60}Co en el NPL). Los valores calculados de k_Q para las cámaras recogidas en el Cuadro 14 se incluyen a modo de comparación (triángulos); obsérvese que los valores calculados no distinguen entre los dos tipos de cámara.

4.2. EQUIPAMIENTO

En este Código de Práctica solamente se consideran, para la dosimetría de referencia, las medidas ionométricas. Los requisitos para los equipos siguen muy de cerca los indicados en las Refs. [17, 21], así como en la norma 60731 del IEC [7] para dosímetros con cámaras de ionización. El uso de estos documentos, aunque desarrollados para la radiación de fotones y electrones, se puede extender a los otros tipos de radiación incluidos en este Código de Práctica.

Esta sección proporciona únicamente requisitos generales sobre los equipos; los detalles específicos sobre los instrumentos aplicables a cada tipo de radiación se discutirán en la sección pertinente.

Un sistema de carácter ionométrico para radioterapia contiene los siguientes componentes:

- (a) Uno o más conjuntos de cámaras de ionización, que incluyen las conexiones eléctricas y cualquier cable acoplado permanente, destinados a diferentes propósitos (por ejemplo, para diferentes calidades de radiación).
- (b) Un conjunto de medida (electrómetro), calibrado normalmente de forma separada en términos de carga eléctrica o de corriente por división de la escala.
- (c) Uno o más maniqués con camisas impermeables.
- (d) El sistema dosimétrico debería incluir, además, uno o más dispositivos de comprobación de estabilidad.

4.2.1. Cámaras de ionización

Para la calibración de haces de radioterapia de rayos X con energía media superior a 80 kV y HVL de 2mm de aluminio, radiación gamma del ^{60}Co , haces de fotones de alta energía, haces de electrones con energía superior a los 10 MeV aproximadamente y haces terapéuticos de protones y de iones pesados, se puede utilizar una cámara de ionización de tipo cilíndrico. Este tipo de cámara es muy conveniente para las medidas en dichas calidades de radiación ya que son robustas y fáciles de usar para las medidas en un maniquí de agua. El volumen de la cavidad de la cámara debería estar entre 0,1 y 1,0 cm³ aproximadamente. Este rango en el tamaño es un compromiso entre la necesidad de contar con suficiente sensibilidad y la capacidad de medir la dosis en un punto. Estos requisitos se cumplen en las cámaras cilíndricas con una cavidad de aire de diámetro interno no superior a 7 mm aproximadamente y una longitud interna no mayor de unos 25 mm. Durante su utilización, la cámara debería alinearse de forma tal que la fluencia de la radiación sea aproximadamente uniforme en la sección transversal de la cavidad de la cámara. Por lo tanto, la longitud de la cavidad de la cámara impone un límite inferior para el tamaño del campo en el que se pueden realizar medidas.

La construcción de la cámara debe ser lo más homogénea posible, pero hay que reconocer que, por razones de orden técnico, lo más probable es que el electrodo central sea de un material distinto al de las paredes. Naturalmente, la elección de los materiales puede desempeñar un papel importante en lo que respecta a asegurar que la respuesta energética de la cámara no varíe considerablemente. También es necesario que la cavidad de aire no esté sellada herméticamente; debería diseñarse de manera tal que se equilibre rápidamente con la temperatura y la presión atmosférica del ambiente.

Para la elección de una cámara de ionización cilíndrica el usuario deberá prestar atención a si se va a usar como instrumento de referencia (calibrada en un laboratorio de calibración y empleada para la calibración de haces en la instalación del usuario) o como un instrumento de campo (calibrada internamente respecto a una cámara de referencia y normalmente utilizada para medidas de rutina).

Las cámaras de ionización con paredes de grafito tienen normalmente mejor estabilidad a largo plazo y una respuesta más uniforme que las cámaras con paredes de plástico; sin embargo, estas últimas son más robustas y por consiguiente más adecuadas para las medidas de rutina. La humedad del aire, por otra parte, puede afectar la respuesta de la cámara, especialmente para aquellas con paredes de Nylon o de A-150. Debido a que una cámara de ionización es un instrumento de alta precisión, debe prestarse atención en adquirir un tipo de cámara cuyo funcionamiento haya sido suficientemente probado en haces de radioterapia. En el Cuadro 3 se dan las características de algunas cámaras de ionización cilíndricas.

La utilización de cámaras de ionización plano-paralelas en haces de electrones y fotones de alta energía se ha descrito con detalle en la Ref. [21]. Se recomienda el uso de las cámaras de ionización plano-paralelas para todas las energías de electrones, siendo su utilización obligatoria para energías inferiores a 10 MeV. En haces de fotones, únicamente son adecuadas para medidas dosimétricas de referencia cuando se dispone de su calibración en términos de dosis absorbida en agua en la calidad del usuario. También son apropiadas para la dosimetría de referencia en haces de protones y de iones pesados, especialmente en haces con un SOBP estrecho. La cámara debería estar diseñada preferiblemente para su empleo en agua y su estructura debería ser lo más homogénea y equivalente posible al agua. Es especialmente importante tener en cuenta los efectos de retrodispersión en la pared posterior de la cámara. Las cámaras diseñadas para medidas en maniqués sólidos deberían ser, igualmente, tan equivalentes al maniquí como sea posible. Sin embargo, algunas cámaras se han diseñado incluyendo materiales diversos, lo que hace que se desvíen significativamente de la homogeneidad. En estos casos no existe una regla sencilla para la selección del tipo de cámara y del material del maniquí.

Una de las principales ventajas de las cámaras plano-paralelas para la dosimetría en haces de electrones es la posibilidad de minimizar los efectos de perturbación por dispersión. Las cámaras de ionización plano-paralelas pueden diseñarse de forma que muestreen la fluencia de electrones incidentes a través de la ventana frontal, siendo despreciable la contribución de los electrones que entran a través de las paredes laterales. Este diseño justifica la adopción del punto efectivo de medida de la cámara, P_{eff} , en la superficie interior de la

ventana de entrada, en el centro de la misma, para todas las profundidades y calidades de haces. Desde el punto de vista práctico es conveniente, entonces, elegir el punto de referencia de la cámara en la misma posición. Con el objetivo de satisfacer, dentro de una aproximación razonable, los requisitos que conciernen a los efectos de perturbación por dispersión y el P_{eff} , las cámaras plano-paralelas deben tener una cavidad en forma de disco en la que la razón entre el diámetro de la cavidad y su altura sea grande (preferiblemente cinco o más). Además, el diámetro del electrodo colector no debería exceder los 20 mm, con el fin de reducir la influencia de la falta de uniformidad radial del perfil del haz. La altura de la cavidad no debería exceder los 2 mm, y el electrodo colector debería estar rodeado por un electrodo de guarda cuya anchura no fuera inferior a 1,5 veces la altura de la cavidad. Adicionalmente, el espesor de la ventana de entrada (frontal) debería restringirse a 0,1 g/cm² (o 1 mm de PMMA) como máximo, para posibilitar las medidas en profundidades pequeñas. Es necesario, además, que la cavidad sea abierta al aire de forma que se alcance rápidamente el equilibrio con la temperatura y la presión atmosférica del ambiente.

En el Cuadro 4 se dan las características de algunas cámaras de ionización plano-paralelas para la dosimetría en haces de electrones. Estas cámaras también pueden utilizarse para dosimetría relativa en haces de fotones (véase la Ref. [21]), en haces terapéuticos de protones y en haces de iones pesados.

Las cámaras de ionización para medidas en rayos X de baja energía también deben ser de tipo plano-paralelo. La cámara debe tener una ventana de entrada consistente en una membrana delgada, de un espesor en el rango de 2–3 mg/cm². Para haces de más de 50 kV, la cámara puede necesitar una lámina adicional de plástico, suplementaria a la ventana, que proporcione la acumulación electrónica total para el haz primario al mismo tiempo que filtre los electrones secundarios generados en los dispositivos conformadores del haz (véase el Cuadro 24). Durante su uso, la cámara se coloca con la ventana a nivel de la superficie del maniquí. Cuando se envía para su calibración es necesario suministrar, junto con la cámara, el maniquí y las láminas de equilibrio. Con vistas a minimizar la dependencia de la respuesta de la cámara con la forma del espectro de rayos X, la respuesta debería variar menos del 5% en el rango de energías utilizado. En el Cuadro 5 se dan las características de algunas cámaras de ionización plano-paralelas utilizadas para la dosimetría de rayos X de baja energía.

CUADRO 3. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE TIPO CILÍNDRICO
(según establecen los fabricantes)

Tipo de cámara de ionización ^a	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 de la caperuza de equilibrio ^{b,c}	Espesor de la caperuza de equilibrio ^{b,c} (g/cm ²)	Material del electrodo central	Impermeable
Capintec PR-05P mini	0,07	5,5	2,0	C-552	0,220	Poliestireno	0,568	C-552	N
Capintec PR-05 mini	0,14	11,5	2,0	C-552	0,220	Poliestireno	0,568	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0,65	22,0	3,2	C-552	0,050	C-552	0,924	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0,65	22,0	3,2	C-552	0,050	Poliestireno	0,537	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0,65	22,0	3,2	C-552	0,050	PMMA ^d	0,547	C-552	N
Exradin A2 Spokas (caperuza 2 mm)	0,53	11,4	4,8	C-552	0,176	C-552	0,352	C-552	S
Exradin T2 Spokas (caperuza 4 mm)	0,53	11,4	4,8	A-150	0,113	A-150	0,451	A-150	S
Exradin A1 mini Shonka (caperuza 2 mm)	0,05	5,7	2,0	C-552	0,176	C-552	0,352	C-552	S
Exradin T1 mini Shonka (caperuza 4 mm)	0,05	5,7	2,0	A-150	0,113	A-150	0,451	A-150	S
Exradin A12 Farmer	0,65	24,2	3,1	C-552	0,088	C-552	0,493	C-552	S
Far West Tech IC-18	0,1	9,5	2,3	A-150	0,183	A-150	0,386	A-150	N

CUADRO 3. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE TIPO CILÍNDRICO (cont.)
(según establecen los fabricantes)

Tipo de cámara de ionización ^a	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 de la caperuza de equilibrio ^{b,c}	Espesor de la caperuza de equilibrio ^{b,c} (g/cm ²)	Material del electrodo central	Impermeable
FZH TK 01	0,4	12,0	3,5	Delrin	0,071	Delrin	0,430		S
Nuclear Assoc. 30-750	0,03	3,6	2,0	C-552	0,068			C-552	S
Nuclear Assoc. 30-749	0,08	4,0	3,0	C-552	0,068			C-552	S
TANuclear Assoc. 30-744	0,13	5,8	3,0	C-552	0,068			C-552	S
Nuclear Assoc. 30-716	0,25	10,0	3,0	C-552	0,068			C-552	S
Nuclear Assoc. 30-753 Farmer shortened	0,25	9,0	3,1	C-552	0,068	Delrin	0,560	C-552	S
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	0,69	23,0	3,1	Delrin	0,056	Delrin	0,560	Aluminio	S
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	0,69	23,0	3,1	Grafito	0,072	Delrin	0,560	Aluminio	S
NE 2515	0,2	7,0	3,0	Tufnol	0,074	PMMA	0,543	Aluminio	N
NE 2515/3	0,2	7,0	3,2	Grafito	0,066	PMMA	0,543	Aluminio	N
NE 2577	0,2	8,3	3,2	Grafito	0,066	Delrin	0,552	Aluminio	N
NE 2505 Farmer	0,6	24,0	3,0	Tufnol	0,075	PMMA	0,545	Aluminio	N
NE 2505/A Farmer	0,6	24,0	3,0	Nylon 66	0,063	PMMA	0,545	Aluminio	N

CUADRO 3. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE TIPO CILÍNDRICO (cont.)
(según establecen los fabricantes)

Tipo de cámara de ionización ^a	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 de la caperuza de equilibrio ^{b,c}	Espesor de la caperuza de equipo ^{b,c} (g/cm ²)	Material del electrodo central	Impermeable
NE 2505/3, 3A Farmer	0,6	24,0	3,2	Grafito	0,065	PMMA	0,551	Aluminio	N
NE 2505/3, 3B Farmer	0,6	24,0	3,2	Nylon 66	0,041	PMMA	0,551	Aluminio	N
NE 2571 Farmer	0,6	24,0	3,2	Grafito	0,065	Delrin	0,551	Aluminio	N
NE 2581 Farmer (caperuza PMMA)	0,6	24,0	3,2	A-150	0,041	PMMA	0,584	A-150	N
NE 2581 Farmer (caperuza poliestireno)	0,6	24,0	3,2	A-150	0,041	Poliestireno	0,584	A-150	N
NE 2561/ 2611 Sec. Std	0,33	9,2	3,7	Grafito	0,090	Delrin	0,600	Aluminio (hueco)	N
PTW 23323 micro	0,1	12,0	1,6	PMMA ^e	0,197	PMMA	0,357	Aluminio	S
PTW 23331 rigid	1,0	22,0	4,0	PMMA ^e	0,060	PMMA	0,345	Aluminio	N
PTW 23332 rigid	0,3	18,0	2,5	PMMA ^e	0,054	PMMA	0,357	Aluminio	N
PTW 23333 (caperuza 3 mm)	0,6	21,9	3,1	PMMA ^e	0,059	PMMA	0,356	Aluminio	N
PTW 23333 (caperuza 4,6 mm)	0,6	21,9	3,1	PMMA ^e	0,053	PMMA	0,551	Aluminio	N
PTW 30001 Farmer	0,6	23,0	3,1	PMMA ^e	0,045	PMMA	0,541	Aluminio	N

CUADRO 3. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE TIPO CILÍNDRICO (cont.)
(según establecen los fabricantes)

Tipo de cámara de ionización ^a	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 de la caperuza de equilibrio ^{b,c}	Espesor de la caperuza de equilibrio ^{b,c} (g/cm ²)	Material del electrodo central	Impermeable
PTW 30010 Farmer	0,6	23,0	3,1	PMMA ^e	0,057	PMMA	0,541	Aluminio	N
PTW 30002/30011 Farmer	0,6	23,0	3,1	Grafito	0,079	PMMA	0,541	Grafito	N
PTW 30004/30012 Farmer	0,6	23,0	3,1	Grafito	0,079	PMMA	0,541	Aluminio	N
PTW 30006/30013 Farmer	0,6	23,0	3,1	PMMA ^e	0,057	PMMA	0,541	Aluminio	S
PTW 31002 flexible	0,13	6,5	2,8	PMMA ^e	0,078	PMMA	0,357	Aluminio	S
PTW 31003 flexible	0,3	16,3	2,8	PMMA ^e	0,078	PMMA	0,357	Aluminio	S
SNC 100730 Farmer	0,6	24,4	3,5	PMMA	0,060	PMMA	0,536	Aluminio	N
SNC 100740 Farmer	0,6	24,4	3,5	Grafito	0,085	PMMA	0,536	Aluminio	N
Victoreen Radocon III 550	0,3	4,3	2,5	Delrin	0,529		0,536		N
Victoreen Radocon II 555	0,1	23,0	2,4	Poliestireno	0,117	PMMA	0,481		N
Victoreen 30-348	0,3	18,0	2,5	PMMA	0,060	PMMA	0,360		N
Victoreen 30-351	0,6	23,0	3,1	PMMA	0,060	PMMA	0,360		N
Victoreen 30-349	1,0	22,0	4,0	PMMA	0,060	PMMA	0,360		N
Victoreen 30-361	0,4	22,3	2,4	PMMA	0,144	PMMA	0,360		N

CUADRO 3. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE TIPO CILÍNDRICO (cont.)
(según establecen los fabricantes)

Tipo de cámara de ionización ^a	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 de la caperuza de equilibrio ^{b,c}	Espesor de la caperuza de equilibrio ^{b,c} (g/cm ²)	Material del electrodo central	Impermeable
Scdx-Wellhöfer IC 05	0,08	4,0	3,0	C-552	0,068			C-552	S
Scdx-Wellhöfer IC 06	0,08	4,0	3,0	C-552	0,068			C-552	S
Scdx-Wellhöfer IC 10	0,14	6,3	3,0	C-552	0,068			C-552	S
Scdx-Wellhöfer IC 15	0,13	5,8	3,0	C-552	0,068			C-552	S
Scdx-Wellhöfer IC 25	0,25	10,0	3,0	C-552	0,068			C-552	S
Scdx-Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	0,3	9,0	3,1	C-552	0,068	POM ^f	0,560	C-552	S
Scdx-Wellhöfer IC 69 Farmer	0,67	23,0	3,1	Delrin	0,056	POM	0,560	Aluminio	S
Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer	0,67	23,0	3,1	Grafito	0,068	POM	0,560	Aluminio	S

^a Algunas de las cámaras listadas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

^b Para las determinaciones de dosis basadas en patrones de dosis absorbida en agua, no es relevante la información relativa a la caperuza de equilibrio de la cámara de ionización. Se da aquí para facilitar las comparaciones con formalismos anteriores, basados en patrones de kerma en aire.

^c Los espacios en blanco indican que no se dispone de información.

^d Polimetil Metacrilato ($C_5H_8O_2$), también conocido como acrílico. Los nombres comerciales son: Lucita, Plexiglas o Perspex.

^e Como la mayoría de los tipos de cámaras con paredes de plástico aislante, la pared de la cámara tiene una capa interior conductora hecha de grafito. Para este tipo de cámaras, el espesor y la densidad de la capa de grafito se dan en las especificaciones de la cámara.

^f Óxido de Polimetileno (CH_2O). Un nombre comercial es Delrin.

CUADRO 4. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE TIPO PLANO-PARALELO
(adaptadas de la Ref: [21])

Tipo de cámara de ionización ^a	Materiales	Distancia entre electrodos	Diámetro del electrodo colector	Anchura del anillo de guarda	Material recomendado del maniquí
NACP01 (Scanditronix) Calcam-1 (Dosetek)	Ventana de grafito, electrodo de rexolita grafitado, cuerpo de grafito (pared posterior), alojamiento de rexolita	2 mm	10 mm	3 mm	Poliestireno Grafito Agua (con alojamiento impermeable)
NACP02 (Scanditronix) Calcam-2 (Dosetek)	Ventana de grafito y lámina de mylar, electrodo de rexolita grafitado, cuerpo de grafito (pared posterior), alojamiento de rexolita	2 mm	10 mm	3 mm	Agua, PMMA
Cámara Markus PTW 23343 NA 30-329 NE 2534	Ventana de lámina de polietileno grafitado, colector de poliestireno grafitado, cuerpo de PMMA, caperuza de PMMA	2 mm	5,3 mm	0,2 mm	Agua PMMA
Scdx-Wellhöfer PPC 05	Ventana y cuerpo de C-552, electrodo grafitado (PEEK ^b)	0,5 mm	10 mm	3,5 mm	Agua
Cámara Holt (Memorial) NA 30-404	Pared y electrodo de poliestireno grafitado, cuerpo de poliestireno	2 mm	25 mm	5 mm	Poliestireno (maniquí integr.)

CUADRO 4. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE TIPO PLANO-PARALELO (cont.)
(adaptadas de la Ref: [21])

Tipo de cámara de ionización ^a	Materiales	Distancia entre electrodos	Diámetro del electrodo colector	Anchura del anillo de guarda	Material recomendado del maniquí
Capintec PS-033	Ventana con lámina de mylar tratado con aluminio, electrodo de plástico equivalente al aire impregnado con carbono, cuerpo de poliestireno	2,4 mm	16,2 mm	2,5 mm	Poliestireno
Exradin 11	Pared y electrodos de plástico conductor Modelo P11: equivalente a poliestireno Modelo A11: C-552, equivalente a aire Modelo T11: A-150, equivalente a tejido	2 mm	20 mm	5,1 mm	P11: poliestireno, agua
Cámara Roos	PMMA, electrodos grafitados	2 mm	16 mm	4 mm	Agua, PMMA
PTB FK6					
PTW 34001					
Scdx-Wellhöfer					
PPC 35					
Scdx-Wellhöfer					
PPC 40					
Cámara Attix	Ventana de película conductora de	1 mm	12,7 mm	13,5 mm	Agua sólida
RMI 449	Kapton, colector de polietileno grafitado, cuerpo de agua sólida	(0,7 mm publicado)			

^a Algunas de las cámaras listadas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

^b Cetona de Polidietil (C₁₉H₁₈O₃) 1.265 g/cm³.

CUADRO 5. CARACTERÍSTICAS DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN PLANO-PARALELAS UTILIZADAS PARA LA DOSIMETRÍA DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA

Tipo de cámara de ionización	Volumen de la cavidad (cm ³)	Diámetro colector (mm)	Material de la ventana	Espesor de la ventana (mg/cm ²)
PTW M23342	0,02	3	Polietileno	2,5
PTW M23344	0,20	13	Polietileno	2,5
NE 2532/3A	0,03	3	Polietileno	2,3
NE 2536/3A	0,30	13	Polietileno	2,3

4.2.2. Conjunto de medida

El conjunto de medida de corriente (o carga) está formado por un electrómetro y una fuente de alimentación que suministra la tensión de colección a la cámara de ionización. El electrómetro debería tener preferiblemente una escala digital y una resolución de cuatro dígitos (es decir, un 0,1% de resolución en la lectura). La variación en la respuesta no debería exceder un $\pm 0,5\%$ en un año (estabilidad a largo plazo).

El electrómetro y la cámara de ionización se pueden calibrar por separado. Esto es particularmente útil en centros que poseen varios electrómetros y/o cámaras. En algunos casos, sin embargo, el electrómetro forma parte integrante del sistema dosimétrico, y la cámara de ionización y el electrómetro se calibran como una sola unidad.

Debería ser posible invertir la polaridad de la tensión de colección, de manera que se pueda determinar el efecto de polaridad de la cámara de ionización, y variar el valor de la tensión para determinar la eficiencia de colección, tal como se describe en la Sección 4.4.3.4.

4.2.3. Maniqués

En los Códigos de Práctica del OIEA [17, 21], así como en el presente Código, se recomienda el agua como medio de referencia para la medida de dosis absorbida tanto en haces de fotones como de electrones. Las dimensiones del maniquí deben sobrepasar al menos en 5 cm cada uno de los cuatro lados del mayor tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida. También debería extenderse al menos 5 g/cm² más allá de la máxima profundidad de

medida, excepto para rayos X de energía media, en cuyo caso el margen debería ser de al menos 10 g/cm².

Para la dosimetría de haces de electrones de baja energía (aproximadamente por debajo de 10 MeV, véase la Sección 7.8) se pueden utilizar maniqués sólidos en forma de planchas de poliestireno, PMMA y algunos plásticos equivalentes a agua como: agua sólida, agua plástica, agua virtual, etc. (véanse las Refs. [62, 63]), que son generalmente imprescindibles para la dosimetría de rayos X de baja energía. No obstante, la determinación de la dosis debe referirse siempre a la dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia, en un maniquí homogéneo de agua. En condiciones ideales, el material del maniquí debería ser equivalente a agua; esto es, tener las mismas propiedades de absorción y dispersión que el agua. En el Cuadro 6 se recoge la composición química (fracciones en peso), la densidad y el número atómico medio de algunos materiales de maniqués utilizados frecuentemente en sustitución del agua.

A pesar de su creciente popularidad se recomienda encarecidamente no usar maniqués plásticos para las medidas de referencia (excepto para rayos X de baja energía), ya que, en general, son los responsables de las mayores discrepancias en la determinación de la dosis absorbida en la mayoría de los tipos de haces de radiación. Esto se debe principalmente a las variaciones de densidad entre los diferentes lotes y a que los procedimientos para la puesta en escala de las profundidades y la dosis absorbida (o la fluencia) del plástico al agua son de naturaleza aproximada. La densidad del plástico debería medirse preferiblemente para el lote de plástico que se vaya a usar en vez de utilizar un valor nominal suministrado por el fabricante para el tipo de plástico, ya que se han publicado diferencias de densidad de hasta un 4% (véase, por ejemplo, la Ref. [65]). Las pruebas de puesta en servicio de los maniqués plásticos en forma de planchas deberían incluir la determinación del espesor medio y la densidad de cada plancha, así como la variación de espesor en cada plancha y un estudio radiográfico para detectar posibles burbujas o vacíos en el plástico.

Aunque no se recomienda el uso de maniqués plásticos para la dosimetría de referencia, se pueden utilizar en medidas rutinarias para el aseguramiento de la calidad, siempre que se haya establecido la relación entre las lecturas del dosímetro en el agua y en el plástico, en el haz del usuario, en el momento de la calibración. Eso requerirá una comparación cuidadosa con medidas en agua, que debería realizarse previamente al uso rutinario del maniquí, y además se necesitarían comprobaciones periódicas, en intervalos razonables, para asegurar la validez y consistencia de los resultados de la comparación original [65].

Cuando se utilizan maniqués fabricados con materiales aislantes, los usuarios deben ser conscientes de los problemas que se pueden presentar por la acumulación de cargas. Esto es de particular interés si se utiliza una cámara de

CUADRO 6. COMPOSICIÓN QUÍMICA (FRACCIÓN EN PESO), DENSIDAD NOMINAL Y NÚMERO ATÓMICO MEDIO DE ALGUNOS MATERIALES COMUNMENTE UTILIZADOS EN MANIQUÍES COMO SUSTITUTOS DEL AGUA

(se incluye además el agua líquida para comparación)

	Agua líquida ^a	Agua sólida WT1 ^a	Agua sólida RMI-457	Agua plástica	Agua virtual	PMMA ^{a,b}	Polies-tireno ^a	Plástico equival. tejido A-150 ^a
H	0,1119	0,0810	0,0809	0,0925	0,0770	0,0805	0,0774	0,1013
C		0,6720	0,6722	0,6282	0,6874	0,5998	0,9226	0,7755
N		0,0240	0,0240	0,0100	0,0227			0,0351
O	0,8881	0,1990	0,1984	0,1794	0,1886	0,3196		0,0523
F								0,0174
Cl		0,0010	0,0013	0,0096	0,0013			
Ca		0,0230	0,0232	0,0795	0,0231			0,0184
Br				0,0003				
Densidad (g/cm ³)	1,000	1,020	1,030	1,013	1,030	1,190	1,060	1,127
\bar{Z}^c	6,6	5,95	5,96	6,62	5,97	5,85	5,29	5,49

^a Véanse las Refs. [62, 64].

^b Polimetil Metacrilato, también conocido como acrílico. Los nombres comerciales son: Lucita, Plexiglas y Perspex.

^c Para la definición del número atómico medio, véanse, por ejemplo, las Refs. [11] ó [21].

tipo dedal dentro de un maniquí plástico para medidas en haces de electrones, aunque no se recomienda en este Código de Práctica. Sin embargo, la acumulación de cargas puede tener también un efecto significativo durante la calibración en haces de electrones si se utilizan cámaras plano-paralelas. El efecto puede causar un campo eléctrico muy intenso alrededor de la cámara, influyendo directamente en la distribución de la fluencia de electrones y, por tanto, afectando la lectura de la cámara. Con vistas a minimizar este efecto, el maniquí debería construirse utilizando planchas delgadas de plástico de espesor no mayor de 2 cm [17, 66]. Como ya se mencionó anteriormente, debería medirse el espesor real de cada plancha y la variación de dicho espesor en la superficie de la misma, especialmente en el caso de planchas delgadas. Debería determinarse igualmente la densidad promedio de cada plancha, así como asegurarse que no existen capas de aire entre las planchas de plástico.

4.2.4. Camisa impermeable para la cámara

La cámara de ionización debe utilizarse con una camisa impermeable a menos que esté diseñada para trabajar directamente dentro del agua. Las recomendaciones que siguen se han adaptado de las dadas en la Ref. [33]. La camisa debería estar hecha de PMMA, con una pared lo suficientemente delgada (preferiblemente no mayor de 1 mm) para permitir que la cámara alcance el equilibrio térmico con el agua en menos de 10 minutos. La camisa debería diseñarse de forma tal que permita que la presión dentro de la cámara alcance rápidamente el valor de la presión atmosférica; para ello es suficiente con una holgura de 0,1–0,3 mm entre la cámara y la camisa. Una camisa impermeable no debería permanecer en el agua más tiempo del necesario para realizar las medidas, con el fin de evitar la acumulación de vapor de agua alrededor de la cámara. Con vistas a aumentar la exactitud de las medidas, es recomendable usar en las medidas posteriores la misma camisa que se utilizó para la calibración de la cámara en el laboratorio.

En el caso de cámaras de ionización impermeables, todavía puede ser una opción deseable la utilización de una camisa impermeable de PMMA con el fin de colocar la cámara con exactitud en una profundidad determinada, aunque esto depende del equipo utilizado para el posicionamiento. Las medidas realizadas en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA con una cámara impermeable tipo Farmer, PTW W 30006, no han mostrado diferencias significativas en $N_{D,w}$ cuando la cámara se ha calibrado sin y con camisas de PMMA de hasta 1 mm de espesor. Por lo tanto, este tipo de cámara puede calibrarse con o sin camisa y utilizarse posteriormente de la forma que mejor se ajuste a las condiciones de la instalación del usuario. Antes de adoptar este procedimiento para cámaras impermeables de otro tipo, se deberían realizar medidas similares en un laboratorio de calibración.

No se recomienda el uso de una funda fina de goma, especialmente para una cámara de referencia; existe un mayor riesgo de fugas, y una funda de ese tipo limitaría el equilibrio de la presión del aire en la cámara. Además, los fabricantes recubren normalmente la superficie interna de la goma con un polvo fino que puede penetrar en la cavidad de la cámara y afectar su respuesta, especialmente para rayos X de energías baja y media [67].

4.2.5. Posicionamiento de las cámaras de ionización en la profundidad de referencia

Para el posicionamiento de la cámara en la profundidad de referencia z_{ref} (expresada en g/cm^2), deben tenerse en cuenta los efectos de perturbación de la cavidad y de la pared de la cámara, así como de la camisa o de la cubierta

impermeables. Cuando la calidad de radiación del usuario, Q , es igual a la calidad de calibración Q_o , o cuando se utilizan valores medidos de k_{Q,Q_o} , estos efectos ya se tienen en cuenta en la calibración de la cámara, por lo que normalmente es suficiente colocarla en la misma profundidad a la que se calibró (se exceptúa el caso en que durante la calibración en el laboratorio se haya utilizado una camisa o una cubierta impermeables de un espesor significativamente diferente al empleado en las instalaciones del usuario). Esta es una de las ventajas importantes de la calibración en términos de dosis absorbida en agua.

Cuando no sea posible realizar una calibración directa en la calidad del usuario se deben utilizar valores calculados de k_{Q,Q_o} . En este caso, algunos efectos de perturbación ya se tienen en cuenta en los valores de k_{Q,Q_o} y otros deberán considerarse durante el posicionamiento de la cámara. También debe tenerse en cuenta el efecto provocado por cualquier ventana del maniquí. Estas consideraciones se discuten más adelante. El término espesor equivalente a agua (en g/cm^2) se refiere al producto del espesor real (en cm) y la densidad del material (en g/cm^3).

Para usos clínicos puede que sea más práctico colocar las cámaras en una profundidad conocida de forma precisa, que esté dentro de un milímetro más o menos de la profundidad de referencia, y corregir el resultado a z_{ref} utilizando la distribución de dosis en profundidad para el haz del usuario, que intentar colocar la cámara con una exactitud de fracción de milímetro.

Obsérvese también que el término punto de referencia de la cámara se utiliza más adelante y en la especificación de las condiciones de referencia, en cada sección. Para cámaras de tipo cilíndrico este término se refiere al centro del volumen de la cavidad de la cámara, en el eje de la misma¹³, y para cámaras de tipo plano-paralelo (excepto para rayos X de baja energía) se refiere a la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma. Para cámaras plano-paralelas utilizadas en rayos X de baja energía, se refiere al centro de la superficie externa de la ventana de la cámara (o de cualquier lámina de acumulación electrónica empleada).

¹³ El centro del volumen de la cavidad de la cámara debe considerarse aquel punto situado en el eje de la cámara a una distancia establecida por el fabricante desde el extremo de la cámara (medida sin la caperuza de equilibrio). Por ejemplo, para las cámaras tipo NE 2561 y NE 2611A esta distancia es de 5 mm desde el extremo, y para la cámara tipo Farmer NE 2571 esta distancia es de 13 mm desde el extremo.

4.2.5.1. Efectos de la cavidad de la cámara

La cavidad de la cámara provoca dos efectos. La perturbación por la propia cavidad de la fluencia de electrones que entra en ella, se tiene en cuenta mediante el factor p_{cav} incluido en los factores calculados k_{Q,Q_o} . Sin embargo, una cámara colocada con el centro de su cavidad en z_{ref} no registra la fluencia de electrones presente en z_{ref} en el maniquí en ausencia de la cámara. Esto puede tenerse en cuenta tanto mediante la aplicación de un factor de corrección por desplazamiento, p_{dis} , en el cálculo de k_{Q,Q_o} , como mediante el desplazamiento de la cámara una distancia que compense este efecto (a menudo conocido como el uso del punto efectivo de medida [17]). Para cámaras plano-paralelas, el punto de referencia de la cámara se define como el situado en el punto efectivo de medida; cuando este punto se coloca en z_{ref} , no se necesita utilizar el factor de corrección por desplazamiento p_{dis} .

Para cámaras cilíndricas, el método utilizado depende del tipo de radiación y se especifica en las condiciones de referencia en cada sección. En ^{60}Co , en haces de fotones de alta energía y en haces de protones, el centro de la cámara se coloca en z_{ref} y en el cálculo de k_{Q,Q_o} se utilizan valores de p_{dis} . En haces de electrones y de iones pesados no se recomienda este método de posicionamiento debido a los gradientes de dosis tan pronunciados, y las cámaras cilíndricas se colocan con el centro desplazado de z_{ref} . En haces de electrones, el centro de la cámara se coloca $0,5 r_{\text{cyl}}$ más profundo que z_{ref} , donde r_{cyl} es el radio interno de la cavidad de la cámara. En haces de iones pesados se recomienda un desplazamiento de $0,75 r_{\text{cyl}}$.

4.2.5.2. Efectos de la pared de la cámara

El factor p_{wall} , incluido en los factores k_{Q,Q_o} calculados, corrige por la diferente respuesta a la radiación de los materiales de la pared de la cámara y del maniquí. Sin embargo, p_{wall} no incluye el efecto de la diferente atenuación de la fluencia primaria por la pared de la cámara, en relación con la atenuación producida por el mismo espesor del material del maniquí. Cuando la calidad de la calibración Q_o es igual a la del usuario Q , esta atenuación ya se tiene en cuenta en la calibración de la cámara. Incluso cuando Q_o es diferente de Q , la atenuación de la pared en haces de fotones es lo suficientemente pequeña como para que se pueda suponer la cancelación. Por otra parte, en haces de partículas cargadas la atenuación debida a la pared de la cámara puede ser muy diferente de la debida al mismo espesor de material del maniquí y, estrictamente, se deberá tener en cuenta el espesor equivalente a agua de la pared de la cámara cuando se calcule donde colocarla. En la práctica, el ajuste

requerido para los espesores de pared que se utilizan normalmente es pequeño y se puede despreciar.

4.2.5.3. Impermeabilización de las cámaras

Las camisas o las cubiertas impermeables se tratan de igual forma que la pared de la cámara; de hecho, si se utiliza la misma (o muy similar) camisa o cubierta impermeable en la calibración y en el haz del usuario, entonces se pueden considerar como parte de la pared de la cámara y tratarse de acuerdo con este criterio. Este es el enfoque recomendado en este Código de Práctica. Sin embargo, si se utiliza una camisa o cubierta significativamente diferente, durante el posicionamiento de la cámara en z_{ref} debe tenerse en cuenta la diferencia en el espesor equivalente a agua para todas las modalidades de radiación.

4.2.5.4. Ventana del maniquí

Cuando se emplea un haz horizontal debería tenerse en cuenta el espesor equivalente a agua de la ventana del maniquí para todos los tipos de radiación. Obsérvese también que las ventanas delgadas pueden combarse hacia afuera debido a la presión del agua en la superficie interna. Este efecto puede ocurrir inmediatamente después de que el maniquí se llena de agua y puede aumentar gradualmente con el paso de algunas horas. Cualquier efecto de este tipo aumenta la cantidad de agua en frente de la cámara y también debería tenerse en cuenta durante el posicionamiento de la misma en z_{ref} , especialmente para rayos X de energía media y haces de electrones de baja energía.

4.3. CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Cuando se envía una cámara de ionización o un dosímetro para su calibración en un laboratorio de calibración, el usuario debería realizar pruebas de comprobación de estabilidad (utilizando un dispositivo adecuado) antes y después de la calibración. De esta forma se podrá asegurar que la respuesta de la cámara no se ha visto afectada por el transporte. Una cámara de ionización de referencia debería calibrarse en la calidad de referencia, Q_o , a intervalos no superiores a dos o tres años, o siempre que el usuario sospeche que la cámara ha sufrido daños. Si previamente se han obtenido para la cámara valores de k_{Q,Q_o} (o $N_{D,w,Q}$) medidos directamente, debería hacerse al menos una recalibración cada tercera vez que se calibre la cámara para verificar su

dependencia con la calidad de la radiación. Este procedimiento no debería repetirse más de dos veces seguidas; la cámara debería recalibrarse en todas las calidades al menos cada seis años. Sin embargo, debido a la particular susceptibilidad de las cámaras de ionización para variar su respuesta con la energía en rayos X de energías baja y media, es preferible que las cámaras utilizadas en estos haces se recalibren cada vez en todas las calidades pertinentes. Es responsabilidad del usuario incrementar la frecuencia de las calibraciones de las cámaras cuya estabilidad a largo plazo no se haya verificado en un período superior a cinco años.

4.3.1. Calibración en un haz de ^{60}Co

Las calibraciones se pueden realizar bien directamente frente a un patrón primario de dosis absorbida en agua en un LPCD o, más frecuentemente, frente a un patrón secundario en un LSCD. En este documento se trata solamente el último caso.¹⁴

Se supone conocida la dosis absorbida en agua, D_w , en una profundidad de 5 g/cm^2 en un maniquí de agua, para la radiación gamma del ^{60}Co . Esto se lleva a cabo en el LSCD mediante la realización de medidas en un maniquí de agua con una cámara de ionización calibrada. La cámara del usuario se coloca con su punto de referencia en la profundidad de 5 g/cm^2 en un maniquí de agua, y su factor de calibración $N_{D,w}$ se obtiene de:

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M} \quad (9)$$

donde M es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia, con el fin de que se corresponda con las condiciones de referencia para las que es válido el factor de calibración. Las condiciones de referencia recomendadas para la calibración de cámaras de ionización en haces de ^{60}Co se muestran en el Cuadro 7.

4.3.2. Calibración en haces de rayos X de energías baja y media

Como se apuntaba en la Sección 4.1, una cámara que se utilice para medidas en rayos X de energías baja y media debe calibrarse en haces de calidades similares a las de los haces a medir. En el momento de escribir este

¹⁴ Las recomendaciones generales sobre la calibración de dosímetros para radioterapia en laboratorios de calibración aparecen en numerosas publicaciones; entre ellas se recomienda principalmente la Ref. [33] como una fuente valiosa de información.

CUADRO 7. CONDICIONES DE REFERENCIA RECOMENDADAS PARA LA CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN LA 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 (SCD)	100 cm
Temperatura del aire ^b	20°C ^c
Presión atmosférica	101,3 kPa
Punto de referencia de la cámara de ionización	Para cámaras cilíndricas, en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad; para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la ventana.
Profundidad del punto de referencia de la cámara en el maniquí ^a	5 g/cm ²
Tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara	10 cm × 10 cm
Humedad relativa	50%
Tensión de colección y polaridad	No se recomiendan valores de referencia pero los valores que se utilicen deben aparecer en el certificado de calibración.
Tasa de dosis	No se recomiendan valores de referencia pero la tasa de dosis utilizada debe aparecer siempre en el certificado de calibración. También debería aparecer si se ha aplicado o no algún factor de corrección por recombinación y, si fuera el caso, señalar el valor.

^a Las dimensiones de un maniquí de agua con ventana plástica pueden sufrir ligeras variaciones con el paso del tiempo después de llenarlo de agua. Por lo tanto, cuando se use un haz horizontal puede ser necesario comprobar la distancia fuente–superficie y la profundidad de la cámara cada pocas horas.

^b La temperatura del aire en la cavidad de la cámara debería tomarse como la del maniquí, que deberá medirse; ésta no será necesariamente igual a la temperatura del aire circundante.

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

Código de Práctica, sólo un LPCD tiene patrones primarios de dosis absorbida en agua para estas calidades de rayos X [45]. Sin embargo, los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua se pueden deducir a partir de los factores de calibración en kerma en aire, utilizando alguno de los protocolos o Códigos de Práctica aceptados para la dosimetría de haces de rayos X (véase el Apéndice I.2). De esta forma, cualquier laboratorio de calibración con patrones de kerma en aire puede proporcionar factores de calibración, derivados, en términos de dosis absorbida en agua. Aún cuando lo anterior es formalmente equivalente a la obtención, por parte del usuario, de un factor de calibración en kerma en aire y la aplicación del mismo Código de Práctica para el kerma en aire, tiene la ventaja de que permite extender el uso de la metodología unificada presentada aquí, en un campo de la dosimetría donde existe una carencia notable de métodos normalizados.

Existe la posibilidad de que surjan algunas inconsistencias de un laboratorio de calibración a otro, dependiendo del Código de Práctica empleado para derivar los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua. Pero ésto claramente no aumenta la inconsistencia ya existente en la dosimetría clínica en este rango de energías de rayos X que nos ocupa, debida al uso de diferentes protocolos dosimétricos y códigos de práctica. Cualquier laboratorio que proporcione calibraciones derivadas debe documentar de forma completa cómo la obtuvo, para que se puedan resolver en caso necesario las diferencias y para mantener la trazabilidad a los patrones primarios originales de kerma en aire.

Debido a la variedad de equipos auxiliares de dosimetría como maniqués, camisas impermeables y láminas de acumulación electrónica, así como a la diversidad de tamaños de campos y distancias fuente–superficie de interés clínico, es importante que las condiciones de medida clínicas se reproduzcan, tanto como sea posible, en el proceso de calibración. Cuando se envía una cámara para su calibración debería suministrarse también todo el equipo auxiliar pertinente, así como especificar claramente los detalles de los haces clínicos en los que se utilizará dicha cámara.

En el Cuadro 8 se dan las condiciones de referencia típicas para la calibración de cámaras de ionización en haces de rayos X de energías baja y media.

4.3.3. Calibración en otras calidades

Sólo los laboratorios de calibración que poseen un acelerador pueden realizar calibraciones en haces de fotones y electrones de alta energía. El usuario obtendrá, o bien una serie de factores de calibración $N_{D,w,Q}$ en haces de distintas calidades, o un factor de calibración N_{D,w,Q_0} , junto con valores medidos

CUADRO 8. CONDICIONES DE REFERENCIA RECOMENDADAS PARA LA CALIBRACIÓN DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍAS 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	PMMA o plástico equivalente a agua	Agua
Dimensiones del maniquí	12 cm × 12 cm × 6 cm	30 cm × 30 cm × 30 cm (aproximadamente)
Distancia fuente–superficie (SSD)	Distancia de tratamiento según lo especificado por el usuario ^a	Distancia de tratamiento según lo especificado por el usuario ^a
Temperatura del aire ^b	20°C	20°C
Presión atmosférica	101,3 kPa	101,3 kPa
Punto de referencia de la cámara de ionización	Para cámaras de ionización plano-paralelas, el centro del lado exterior de la ventana frontal (o el lado exterior de cualquier lámina de equilibrio adicional)	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Profundidad, en el maniquí, del punto de referencia de la cámara	Superficie	2 g/cm ²
Tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara ^d	3 cm × 3 cm ó 3 cm de diámetro	10 cm × 10 cm
Humedad relativa	50%	50%
Tensión de colección y polaridad	No se recomiendan valores de referencia, pero los valores utilizados deben señalarse en el certificado de calibración	

CUADRO 8. CONDICIONES DE REFERENCIA RECOMENDADAS PARA LA CALIBRACIÓN DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍAS 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
Tasa de dosis	No se recomiendan valores de referencia, pero la tasa de dosis empleada debe siempre quedar registrada en el certificado de calibración. Debe indicarse además si se ha aplicado o no alguna corrección por recombinación, y en caso afirmativo el valor debe señalarse.	

^a Si se utiliza más de una SSD, se debe seleccionar la mayor para la calibración.

^b La temperatura del aire en la cavidad de la cámara debería tomarse como la del maniquí, que deberá medirse; ésta no será necesariamente igual a la temperatura del aire circundante.

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

^d Si estas dimensiones de campo no se corresponden con ninguno de los haces del usuario, entonces se deberá utilizar el tamaño de campo más cercano al que se utilizará clínicamente.

de k_{Q,Q_0} . Los detalles sobre los procedimientos de calibración en los LPCD están fuera del alcance de este informe.

Debería señalarse que aún no se dispone de patrones de dosis absorbida en agua para haces de protones y de iones pesados. Sin embargo, será posible obtener un factor de calibración en el haz del usuario, en términos de dosis absorbida en agua, cuando el laboratorio de calibración esté preparado para realizar medidas de calibración (por ejemplo, con calorimetría de agua) en la instalación del usuario.

4.4. DOSIMETRÍA DE REFERENCIA EN EL HAZ DEL USUARIO

4.4.1. Determinación de la dosis absorbida en agua

Se supone que el usuario dispone de una cámara de ionización o un dosímetro con un factor de calibración N_{D,w,Q_0} , en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_0 . Siguiendo el formalismo dado en la

Sección 3, la cámara se coloca de acuerdo con las condiciones de referencia y la dosis absorbida en agua viene dada por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (10)$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro, incluyendo el producto $\prod k_i$ de factores de corrección por las magnitudes de influencia, y k_{Q,Q_0} es el factor de corrección que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_0 , y la calidad real utilizada, Q . Esta ecuación es válida para todos los tipos de radiación a los que se aplica este Código de Práctica.

En las secciones específicas que tratan los distintos tipos de radiación se darán los detalles sobre las condiciones de referencia a utilizar para las calibraciones de haces de radioterapia y los valores del factor k_{Q,Q_0} . También se darán en las respectivas secciones las recomendaciones sobre la dosimetría relativa, es decir, la determinación de las distribuciones de dosis absorbida. A pesar que el factor de corrección, k_{Q,Q_0} , no es de naturaleza distinta a los demás factores de corrección por las magnitudes de influencia, se trata de manera independiente debido a su papel dominante.

4.4.2. Consideraciones prácticas para las medidas en el haz del usuario

En la Sección 4.2.4. se indican las precauciones a tener en cuenta en relación con la camisa impermeable para una cámara durante las medidas en un maniquí de agua. Antes de comenzar las medidas debería verificarse la estabilidad del sistema dosimétrico empleando una fuente de comprobación de estabilidad. Debería esperarse el tiempo suficiente para que el dosímetro alcance el equilibrio térmico. Es preferible que algunos electrómetros alimentados a red se enciendan al menos 2 h antes de usarse para facilitar su estabilización. Siempre es aconsejable irradiar previamente la cámara de ionización con 2–5 Gy para alcanzar el equilibrio de cargas en los diferentes materiales. Es especialmente importante trabajar con el sistema de medida en condiciones estables siempre que se modifiquen la polaridad y la tensión de colección, lo que, dependiendo de la cámara y algunas veces de la polaridad, puede requerir algunos (hasta 20) minutos. De hecho, el no proceder de esta forma puede conducir a errores mayores que el efecto por el que se va a corregir.

La corriente de fugas es la generada por todo el sistema de medida en ausencia de radiación. Las fugas pueden ser también inducidas por la radiación y las cámaras pueden no mostrarlas antes de la irradiación pero presentarlas, y significativas, después de ésta. La corriente de fugas debería medirse siempre antes y después de la irradiación, y debería ser pequeña en comparación con la corriente obtenida durante la irradiación (menor del 0,1% de la corriente

medida aproximadamente y normalmente del mismo signo). En algunos casos, por ejemplo en cámaras de volumen pequeño utilizadas en bajas tasas de dosis, la corriente relativa de fugas puede ser mayor. Si fuera éste el caso, la corriente medida se debería corregir por fugas prestando atención al signo de las mismas. No deberían utilizarse cámaras con valores elevados de corriente de fugas (superiores al 1% de la corriente de medida aproximadamente) o con corrientes de fugas variables en el tiempo.

Cuando se llevan a cabo medidas relativas en haces de aceleradores y de equipos de rayos X de energías baja y media, es muy recomendable utilizar un sistema dosimétrico adicional como monitor durante el procedimiento experimental para tener en cuenta las fluctuaciones en el rendimiento. Esto es especialmente importante cuando se utilizan cocientes de lecturas de los dosímetros (calibraciones internas, medidas con distintas polaridades o distintas tensiones de colección, etc.). El monitor externo debería colocarse preferiblemente dentro del maniquí, a lo largo del eje principal del plano transversal, en la misma profundidad que la cámara y a una distancia de aproximadamente 3 ó 4 cm del eje central del haz. Si el monitor se coloca en aire deberían tenerse en cuenta las posibles fluctuaciones de temperatura.

4.4.3. Corrección por magnitudes de influencia

El factor de calibración de una cámara de ionización es válido sólo para las condiciones de referencia que se aplican en la calibración. Cualquier desviación de las condiciones de referencia cuando se utilice la cámara de ionización en el haz del usuario debería corregirse utilizando los factores adecuados. En lo que sigue sólo se analizarán los factores de corrección generales, k_i , dejándose los aspectos específicos de cada tipo de haz de radiación para las secciones pertinentes.

4.4.3.1. Presión, temperatura y humedad

Como todas las cámaras recomendadas en este informe son abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Deberá aplicarse el factor de corrección

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} \quad (11)$$

para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia. P y T son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente, durante la medida, y P_o y T_o son los valores de referencia (generalmente

101,3 kPa y 20°C).¹⁵ La temperatura del aire en la cavidad de la cámara se tomará como la existente en el maniquí, que deberá medirse; ésta no será necesariamente igual a la temperatura del aire circundante.¹⁶ Para medidas en un maniquí de agua, la camisa impermeable para la cámara debería ser abierta al aire con vistas a obtener un equilibrio rápido entre el aire ambiente y el aire en la cavidad de la cámara.

Si el factor de calibración viene referido a una humedad relativa del 50% y se utiliza en una humedad relativa entre el 20% y el 80%, no es necesario corregir por humedad. Si el factor de calibración está referido al aire seco, entonces deberá aplicarse un factor de corrección [68]; para las calibraciones en ⁶⁰Co, el factor de corrección recomendado es $k_h = 0,997$.

4.4.3.2. Calibración del electrómetro

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el laboratorio de calibración suministra un factor de calibración para cada uno. En este Código de Práctica, el factor de calibración del electrómetro, k_{elec} , se trata como una magnitud de influencia y se incluye en el producto Πk_i de factores de corrección. Generalmente el factor de calibración $N_{D,w}$ para la cámara de ionización se dará en unidades de Gy/nC y el para el electrómetro k_{elec} , bien en nC/div o, si la lectura del electrómetro es en términos de carga, como un factor adimensional cercano a la unidad (en la práctica es una calibración en unidades de nC/nC).

Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran conjuntamente, entonces el factor de calibración combinado, $N_{D,w}$, se dará normalmente en unidades de Gy/div o Gy/nC (dependiendo de la lectura del electrómetro) y no se requerirá un factor de calibración k_{elec} separado para el electrómetro. En este caso, en la hoja de trabajo debería anotarse un valor de k_{elec} igual a uno (adimensional).

4.4.3.3. Efecto de polaridad

Deberá comprobarse siempre, en la puesta en servicio, el efecto en la lectura de la cámara de utilizar tensiones de colección de polaridades diferentes. Para la mayoría de los tipos de cámaras el efecto será despreciable

¹⁵ En algunos países la temperatura de referencia es 22°C.

¹⁶ La temperatura de equilibrio en un maniquí de agua llenado unas horas antes, será normalmente alrededor de un grado inferior a la temperatura ambiente debido a la evaporación desde la superficie del agua.

en haces de fotones, con la notable excepción de las cámaras de ionización de ventana muy fina utilizadas en haces de rayos X de baja energía. En haces de partículas cargadas, especialmente electrones,¹⁷ el efecto puede ser significativo.

Cuando una cámara se utiliza en un haz que produce un efecto de polarización no despreciable, la lectura real se toma como el valor medio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades. Para el uso rutinario de una determinada cámara de ionización, normalmente se adoptan una tensión de colección y una polaridad determinadas. Sin embargo, mediante el uso de un factor de corrección se puede tener en cuenta el efecto de utilizar tensiones de colección de polaridad opuesta en la lectura de la cámara para cada calidad Q de haz del usuario.

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (12)$$

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 utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa). Las lecturas M_+ y M_- deberían hacerse cuidadosamente, asegurando que las lecturas de la cámara sean estables tras cualquier cambio de polaridad (algunas cámaras pueden tardar hasta 20 minutos en estabilizarse). Para minimizar la influencia de las fluctuaciones en el rendimiento de los generadores de radiación (aceleradores clínicos, unidades de rayos X de terapia, etc.), es preferible que todas las lecturas se normalicen respecto a las de un monitor externo. Idealmente el monitor externo debería colocarse aproximadamente en la profundidad de medida, pero a una distancia de 3–4 cm del centro de la cámara, a lo largo del eje principal en el plano transversal del haz.

Cuando la cámara se envía a calibrar, normalmente se toma una decisión, bien por parte del usuario bien por el laboratorio de calibración, sobre la tensión de colección y la polaridad a adoptar para el uso rutinario de la cámara. La calibración debería realizarse con esta tensión de colección (y polaridad, si sólo se utiliza una polaridad para la calibración), y si no, esos datos deberían quedar claramente registrados. El laboratorio de calibración puede realizar o

¹⁷ Para cámaras plano-paralelas, el efecto de polaridad es generalmente más pronunciado en haces de electrones de baja energía [21]. Sin embargo, para ciertos tipos de cámaras se ha demostrado que el efecto de polaridad aumenta con la energía [69]. Por esta razón, el efecto de polaridad debería investigarse siempre para todas las energías de los electrones.

no las correcciones por el efecto de polaridad para la calidad de calibración Q_o , pero en cualquier caso debería quedar registrado en el certificado de calibración.

Cuando el laboratorio de calibración ha realizado la corrección por el efecto de polaridad el usuario tiene que aplicar el factor de corrección k_{pol} , obtenido mediante la Ec. (12), a todas las medidas realizadas con la polaridad de rutina. Cuando el laboratorio de calibración no ha realizado la corrección por el efecto de polaridad, el tratamiento posterior de este efecto dependerá de las instalaciones disponibles del usuario y de las calidades de haces que deban medirse:

- (a) Si la calidad del haz del usuario es igual a la calidad de calibración, y la cámara se utiliza con la misma tensión de colección y polaridad, entonces k_{pol} será igual en ambos casos y el usuario no necesita aplicar una corrección para ese haz en particular (o lo que es lo mismo, se toma un factor k_{pol} igual a 1 en la hoja de trabajo). Si no es posible utilizar la misma tensión de colección, el efecto de polaridad no será exactamente el mismo en ambos casos. La diferencia debería ser pequeña y debería hacerse una estimación e incluirla como una incertidumbre.
- (b) Si la calidad del haz del usuario no es igual a la de calibración pero es posible reproducir la calidad de calibración, entonces la corrección por la polaridad $[k_{pol}]_{Q_o}$ que no se aplicó durante la calibración deberá estimarse mediante la Ec. (12), utilizando la misma tensión de colección y polaridad empleados en el laboratorio de calibración. El efecto de polaridad en la calidad del haz del usuario, k_{pol} , debe determinarse además a partir de la Ec. (12), utilizando la tensión de colección y la polaridad adoptadas en rutina. La corrección por la polaridad, modificada, se evalúa entonces como sigue:

$$k_{pol} = \frac{[k_{pol}]_Q}{[k_{pol}]_{Q_o}} \quad (13)$$

Esta se utilizará posteriormente para corregir por la polaridad las lecturas del dosímetro para cada calidad Q de haz.

Obsérvese que si la calidad del haz del usuario no es igual a la calidad de calibración, y si no es posible reproducir la calidad de calibración para estimar la corrección $[k_{pol}]_{Q_o}$, ésta deberá estimarse a partir del conocimiento de la respuesta de la cámara en diferentes polaridades y calidades de haces. Si lo anterior no se puede hacer con una incertidumbre típica relativa (véase el Apéndice IV.3) inferior a 0,5%, entonces o bien la cámara no debería utilizarse,

o debería enviarse a un laboratorio de calibración que pueda realizar la corrección por polaridad requerida.

4.4.3.4. *Recombinación de iones*

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección, k_s . Tienen lugar dos efectos independientes: (i) la recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general (o volumétrica), que depende de la densidad de las partículas ionizantes y por consiguiente de la tasa de dosis; y (ii) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante, conocida como recombinación inicial, que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada. Para haces distintos a los de iones pesados, la recombinación inicial es generalmente inferior al 0,2%.

En el caso de radiación pulsada, y especialmente en haces pulsados y barridos, la tasa de dosis durante un impulso es relativamente elevada y la recombinación general es a menudo significativa. Es posible deducir un factor de corrección utilizando la teoría de Boag [70], pero ésta no tiene en cuenta las variaciones de cámara a cámara dentro de un tipo de cámara dado. Además, un ligero desplazamiento del electrodo central en las cámaras cilíndricas¹⁸ podría invalidar la aplicación de la teoría de Boag.

Para haces pulsados, en este Código de Práctica se recomienda que el factor de corrección k_s se deduzca utilizando el método de las dos tensiones [72], como se recomendaba en la Ref. [17]. Este método supone una dependencia lineal de $1/M$ con $1/V$ y utiliza los valores medidos de las cargas colectadas M_1 y M_2 , con las tensiones V_1 y V_2 respectivamente, medidas en las mismas condiciones de irradiación. V_1 es la tensión de colección normal de trabajo¹⁹ y V_2 es una tensión inferior; idealmente la razón V_1/V_2 debería ser igual o mayor que 3. En rigor, el efecto de polarización cambiará con la tensión por lo que tanto M_1 como M_2 deberían corregirse por este efecto empleando la Ec. (12). El factor de corrección por recombinación, k_s , en la tensión normal de trabajo V_1 , se obtiene a partir de

¹⁸ Se puede observar con una radiografía de la cámara. La radiografía debería hacerse en el momento de su puesta en servicio y cuando se realicen los controles de calidad del equipamiento dosimétrico.

¹⁹ Debe observarse que la tensión de colección máxima está limitada por el diseño de la cámara y deberían seguirse las recomendaciones del fabricante en este sentido.

$$k_s = a_o + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (14)$$

donde las constantes a_i se dan en el Cuadro 9 [73] para radiación pulsada y para radiación pulsada y barrida. Para minimizar la influencia de las fluctuaciones en el rendimiento de los aceleradores clínicos, todas las lecturas deberían normalizarse a las de un monitor externo. El monitor externo debería colocarse preferiblemente dentro del maniquí, aproximadamente en la profundidad de medida, pero a una distancia de 3–4 cm del centro de la cámara, a lo largo del eje principal en el plano transversal del haz.

Para $k_s < 1,03$, la corrección se aproxima, dentro del 0,1%, mediante la relación

$$k_s - 1 \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1} \quad (15)$$

esto es, la corrección porcentual es el porcentaje de cambio en la lectura dividido por un número que es una unidad inferior al cociente de las tensiones [49]. Tiene la ventaja de funcionar para valores de V_1/V_2 que no sean enteros, y sirve además como comprobación a la evaluación hecha con la Ec. (14). Obsérvese que el factor de corrección k_s , obtenido mediante el método de las dos tensiones, en haces pulsados, corrige tanto la recombinación general como la inicial [74].

Debe alertarse respecto al empleo del método de las dos tensiones en el caso de cámaras plano-paralelas en haces pulsados. Se ha demostrado [72–76] que para algunas cámaras plano-paralelas la esperada dependencia lineal de $1/M$ con $1/V$ no se cumple en el intervalo de tensiones utilizado en el método de las dos tensiones (véase la Ref. [21]). Este efecto se puede compensar utilizando las mismas dos tensiones de colección para la determinación de la dosis en el haz del usuario que en la calibración de la cámara en el laboratorio de calibración, o por parte del usuario en el caso de una calibración interna. De forma alternativa, se puede establecer el rango de linealidad de una cámara en un haz pulsado midiendo la respuesta de la cámara en un rango de tensiones de colección, hasta el valor máximo recomendado por el fabricante. Es una comprobación útil del funcionamiento de la cámara, que debería realizarse siempre durante las pruebas de puesta en servicio de una nueva cámara. Si fuera posible, la cámara debería utilizarse posteriormente sólo con tensiones dentro del rango lineal, en cuyo caso es válido el uso del método de las dos tensiones.

CUADRO 9. COEFICIENTES DE AJUSTE CUADRÁTICO PARA EL CALCULO DE k_s MEDIANTE LA TÉCNICA DE LAS DOS TENSIONES, EN HACES PULSADOS Y PULSADOS Y BARRIDOS, EN FUNCIÓN DEL COCIENTE DE TENSIONES V_1/V_2 [73]

V_1/V_2	Pulsados			Pulsados y barridos		
	a_o	a_1	a_2	a_o	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

En haces de radiación continua como la radiación gamma del ^{60}Co también se puede utilizar el método de las dos tensiones, obteniéndose el factor de corrección mediante la relación²⁰

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \quad (16)$$

No se recomienda medir el efecto de la recombinación de iones para rayos X de baja energía en una cámara de ionización plano-paralela mediante el cambio de la tensión de colección. La recombinación es normalmente despreciable y cambiar la tensión de colección probablemente deforme la ventana, produciendo un cambio en la respuesta que excede cualquier efecto de recombinación.

Obsérvese que para el propósito de realizar las correcciones por recombinación, los haces de protones de sincrotrones con impulsos de larga duración y baja frecuencia de repetición de impulsos se pueden considerar como continuos.

²⁰ Esta relación se basa en una dependencia lineal de $1/M$ con $1/V^2$ que describe el efecto de la recombinación general en haces continuos. La presencia de la recombinación inicial distorsiona esta linealidad y debería utilizarse, en consecuencia, una versión modificada de la Ec. (16), pero dicho efecto es normalmente pequeño y se puede despreciar.

Para medidas relativas, por ejemplo la determinación de distribuciones de dosis en profundidad y la medida de los factores de campo, la corrección por recombinación debería determinarse en un conjunto de condiciones suficiente para que se puedan derivar las correcciones pertinentes. En haces pulsados, donde la recombinación general es predominante, la corrección por recombinación para una cámara dada aumentará de forma aproximadamente lineal con la tasa de dosis. En haces continuos, la corrección por recombinación es pequeña y aproximadamente constante.

La recombinación en haces de partículas cargadas pesadas es más compleja y se trata separadamente en la Sección 11. En haces barridos y en otros haces especiales de intensidad muy alta no se pueden despreciar los efectos de carga de espacio, por lo que la eficiencia de colección de cargas debería evaluarse mediante la calibración frente a un sistema independiente de la tasa de dosis, como es el caso de un calorímetro.

Debe observarse que las condiciones de referencia para la calibración de cámaras de ionización en laboratorios de calibración (véanse los Cuadros 7 y 8) recomiendan que en los certificados de calibración se indique si se ha aplicado o no una corrección por recombinación. La discusión anterior y las hojas de trabajo de cada sección de este Código de Práctica se basan en la suposición de que el laboratorio de calibración ha aplicado una corrección por recombinación y, por consiguiente, el procedimiento dado para la determinación de k_s se refiere sólo a la recombinación en el haz del usuario. Si el laboratorio de calibración no ha aplicado una corrección por recombinación, el factor de corrección determinado para la calidad de haz del usuario, Q , debe dividirse por el factor correspondiente a la calidad de calibración, Q_o , esto es

$$k_s = \frac{k_{s,Q}}{k_{s,Q_o}} \quad (17)$$

Cuando Q_o es un haz continuo, k_{s,Q_o} será normalmente muy próximo a la unidad por lo que el efecto de no aplicar k_{s,Q_o} , bien en la calibración o al utilizar la Ec. (17), será despreciable en la mayoría de los casos. Sin embargo, cuando Q_o es un haz pulsado, la no aplicación del factor de corrección k_{s,Q_o} por parte del laboratorio de calibración en el momento de la calibración constituye una fuente potencial de error, especialmente en el caso en que la dosis por impulso en el haz del usuario sea muy diferente a la utilizada durante la calibración. Si éste fuera el caso, el usuario deberá determinar k_{s,Q_o} en su instalación para una dosis por impulso similar a la utilizada durante la calibración (puede que ésta no se corresponda con la dosis por impulso normalmente utilizada en la instalación). No es necesario realizar esta determinación en la calidad Q_o ; lo importante es la coincidencia con la dosis por impulso de la calibración. Para

eliminar la recurrencia de este problema el usuario debería solicitar que se aplicara una corrección por recombinación, o al menos se midiera, en la siguiente calibración en un laboratorio de calibración, especialmente para la calibración en haces pulsados.

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

5.1. GENERALIDADES

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración del haz) en el haz de radiación gamma del ^{60}Co del usuario y recomendaciones para la dosimetría relativa. Se basa en un factor de calibración para un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_o} , en un haz de referencia de calidad Q_o , donde Q_o es ^{60}Co . En este caso $D_{w,Q}$ se denota por D_w , k_{Q,Q_o} se denota por k_Q cuyo valor es la unidad, y N_{D,w,Q_o} se denota por $N_{D,w}$.

5.2. EQUIPAMIENTO DOSIMÉTRICO

5.2.1. Cámaras de ionización

Respecto a las cámaras de ionización, se deberían seguir las recomendaciones que se dan en la Sección 4.2.1. Ambas cámaras, la cilíndrica y la plano-paralela²¹, se recomiendan como instrumentos de referencia para la calibración de haces de radiación gamma de ^{60}Co . El punto de referencia de una cámara cilíndrica, para propósitos de calibración en el laboratorio, y para medidas en condiciones de referencia en el haz de radiación del usuario, se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad. Para las cámaras plano-paralelas se toma en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma. Este punto se debería colocar en la

²¹ Las cámaras plano-paralelas se pueden usar para medidas en condiciones de referencia en un haz de radiación gamma de ^{60}Co del usuario cuando estén calibradas en dicha calidad.

profundidad de referencia en un maniquí de agua. Si se usa un instrumento de campo, debería calibrarse internamente frente a una cámara de referencia (véase la Sección 5.5).

5.2.2. Maniqués y camisas para las cámaras

Respecto a los maniqués y las camisas para las cámaras, deberían seguirse las recomendaciones dadas en las Secciones 4.2.3 y 4.2.4. Como medio de referencia para las medidas de dosis absorbida en haces de ^{60}Co se recomienda el agua.²² Las dimensiones del maniquí deberían sobrepasar al menos en 5 cm los cuatro lados del campo utilizado en la profundidad de medida y además extenderse al menos 5 g/cm² más allá de la profundidad máxima de medida.

En haces horizontales, la ventana del maniquí debería ser de plástico y de un espesor t_{win} entre 0,2 y 0,5 cm. El espesor equivalente a agua (en g/cm²) de la ventana del maniquí debería tenerse en cuenta al evaluar la profundidad en la que se colocará la cámara; el espesor se calcula como el producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, donde ρ_{pl} es la densidad másica del plástico (en g/cm³). Para los plásticos normalmente utilizados, PMMA y poliestireno claro, se pueden usar los valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{\text{poliestireno}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$ [64] para el cálculo del espesor equivalente a agua de la ventana.

Para cámaras no sumergibles en agua debería utilizarse una camisa impermeable, hecha de PMMA y preferiblemente de espesor no mayor de 1,0 mm. La holgura entre la pared de la cámara y la camisa debería ser suficiente (0,1–0,3 mm) para permitir el equilibrio de la presión del aire en la cámara. Debería utilizarse la misma camisa para la calibración de la cámara de ionización del usuario que para la dosimetría de referencia. En caso de no ser posible, debería utilizarse otra del mismo material y de espesor similar. Las cámaras plano-paralelas, si no son impermeables o están provistas de una cubierta impermeable, deberían usarse con una protección impermeable, preferiblemente de PMMA o de un material lo más semejante al de las paredes de la cámara; idealmente no debería añadirse más de 1 mm de material por delante y por detrás del volumen de la cavidad.

²² Los maniqués plásticos no deberían usarse para la dosimetría de referencia. Sin embargo, se pueden utilizar para medidas de rutina para el aseguramiento de la calidad siempre que se haya establecido un factor de transferencia entre el plástico y el agua.

5.3. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ

Los espectros de radiación gamma provenientes de fuentes de terapia de ^{60}Co utilizadas en los hospitales o en los LSCD tienen un componente importante de fotones dispersos de baja energía originados dentro de la misma fuente o en el cabezal de tratamiento, pero no se espera, sin embargo, que las medidas de la cámara de ionización se vean influenciadas por las diferencias espectrales del ^{60}Co en más de unos pocos por mil [29]. Por eso la radiación gamma del ^{60}Co para dosimetría en radioterapia no requiere de otro descriptor de la calidad del haz que el propio 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 radiación gamma de ^{60}Co se dan en el Cuadro 10.

5.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

El formalismo general se da en la Sección 3. La dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref} en agua, en el haz de ^{60}Co del usuario y en ausencia de la cámara, viene dada por:

$$D_w = MN_{D,w} \quad (18)$$

donde M es la lectura del dosímetro con el punto de referencia de la cámara colocado en z_{ref} de acuerdo con las condiciones de referencia dadas en el Cuadro 10, y corregida por las magnitudes de influencia temperatura y presión, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y de recombinación de iones, según se describe en la hoja de trabajo (véase además la Sección 4.4.3). En las unidades de ^{60}Co el error del temporizador puede influir significativamente en la lectura de M . En la hoja de trabajo se da un método para el cálculo del error del temporizador. $N_{D,w}$ es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia, ^{60}Co .

5.4.3. Dosis absorbida en z_{max}

La Sección 5.4.2 proporciona una metodología para la determinación de la dosis absorbida en z_{ref} . Sin embargo, los cálculos de dosimetría clínica se

refieren frecuentemente a la profundidad del máximo de la dosis, z_{\max} . Para determinar la dosis absorbida en z_{\max} el usuario debería, para un haz dado, utilizar los datos de los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) en el eje central para geometrías SSD, y de las razones tejido máximo (TMR) para geometrías SAD.

CUADRO 10. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidad de medida, z_{ref}	5 g/cm ² (ó 10 g/cm ²) ^a
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad. Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, en la profundidad de medida z_{ref}
SSD o SCD	80 cm ó 100 cm ^b
Tamaño de campo	10 cm × 10 cm ^c

^a En un informe ESTRO–OIEA sobre cálculo de unidades de monitor [77], se recomienda el uso de una profundidad de referencia $z_{\text{ref}} = 10 \text{ g/cm}^2$ para todas las energías de fotones. La constancia de $N_{D,w}$ con la profundidad, publicada por el BIPM [30], valida esta opción. Sin embargo, algunos usuarios pueden preferir el uso de la misma profundidad de referencia que la empleada para la calibración de las cámaras de ionización en haces de ^{60}Co , es decir, $z_{\text{ref}} = 5 \text{ g/cm}^2$. Por lo tanto, se permiten ambas opciones en este Código de Práctica.

^b La SSD o SCD (para geometría SAD) de referencia debería ser la utilizada para los tratamientos clínicos.

^c El tamaño del campo se define en la superficie del maniquí para una configuración de tipo SSD, mientras que para una de tipo SAD se define en el plano del detector, colocado en la profundidad de referencia en el maniquí de agua en el isocentro del equipo.

5.5. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARA DE IONIZACIÓN DE CAMPO

Como se dijo en la Sección 5.2.1, una cámara de campo (cilíndrica o plano-paralela) se puede calibrar internamente en un haz de ^{60}Co , en las condiciones del usuario, frente a una cámara de referencia calibrada. Las cámaras se comparan colocando alternativamente cada una de ellas en el maniquí de agua con su punto de referencia en z_{ref} de acuerdo con las condiciones de referencia dadas en el Cuadro 10. Una opción alternativa puede ser la intercomparación mediante irradiación simultánea de las cámaras. El factor de calibración, en términos de dosis absorbida en agua, para la cámara de ionización de campo viene dado por

$$N_{D,w}^{\text{field}} = \frac{M_{\text{ref}}}{M_{\text{field}}} N_{D,w}^{\text{ref}} \quad (19)$$

donde M_{ref} y M_{field} son las lecturas del dosímetro, por unidad de tiempo, para las cámaras de referencia y de campo respectivamente, corregidas por las magnitudes de influencia como se describe en la Sección 4.4.3 y $N_{D,w}^{\text{ref}}$ es el factor de calibración para la cámara de referencia en términos de dosis absorbida en agua. La cámara de campo con el factor de calibración $N_{D,w}^{\text{field}}$ se puede usar posteriormente para la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz de ^{60}Co del usuario empleando el procedimiento de la Sección 5.4.2, donde $N_{D,w}$ se sustituye por $N_{D,w}^{\text{field}}$.

5.6. MEDIDAS EN OTRAS CONDICIONES

La dosimetría clínica requiere medidas de las distribuciones de los porcentajes de dosis en profundidad en el eje central (PDD), de las razones tejido–maniquí (TPR) o de las razones tejido–máximo (TMR), de las distribuciones de isodosis, de los perfiles transversales del haz y de los factores de campo en función del tamaño y la forma del campo, para las condiciones de referencia y otras. Dichas medidas deberían hacerse para todas las combinaciones posibles de tamaños de campo y SSD o SAD utilizadas en los tratamientos de radioterapia.

5.6.1. Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central

Todas las medidas deberían seguir las recomendaciones dadas en la Sección 4.2 respecto a la elección de maniqués y dosímetros, aunque también

se pueden utilizar otros tipos de detectores. Para medidas de curvas de ionización en profundidad se recomiendan las cámaras plano-paralelas. Si en su lugar se utiliza una cámara cilíndrica, debería tenerse en cuenta el punto efectivo de medida de la cámara. Esto requiere que toda la distribución de ionización en profundidad se desplace hacia la superficie una distancia igual a $0,6 r_{\text{cyl}}$ [17, 21], donde r_{cyl} es el radio de la cavidad de la cámara de ionización cilíndrica. Para realizar medidas precisas en la región de acumulación electrónica deberían usarse cámaras de extrapolación o cámaras plano-paralelas con buen anillo de guarda. Se debería tener mucho cuidado con la utilización de ciertos detectores sólidos (algunos tipos de detectores de diodos y diamantes) para la medida de distribuciones de dosis en profundidad (véase, por ejemplo, la Ref. [21]); solamente se debería elegir para estas medidas un detector de estado sólido cuya respuesta haya sido verificada regularmente frente a un detector de referencia (cámara de ionización).

Puesto que las razones de poderes de frenado y los efectos de perturbación se pueden suponer, con una exactitud razonable, independientes de la profundidad y del tamaño del campo [78], se pueden usar las distribuciones relativas de ionización como distribuciones relativas de dosis absorbida, al menos para profundidades alrededor de y más allá del máximo de dosis.

5.6.2. Factores de campo

El factor de campo puede determinarse mediante el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro medidas en unas condiciones determinadas y las medidas en las condiciones de referencia. Estas medidas se hacen generalmente en la profundidad del máximo de dosis o en la profundidad de referencia [77] y se corrigen a la profundidad del máximo de dosis utilizando los datos de porcentajes de dosis en profundidad (o de TMR). Cuando se miden los factores de campo, tanto en haces abiertos como en haces con filtros en cuña, se debe prestar especial atención a la uniformidad de la fluencia de la radiación en la cavidad de la cámara. Esto es especialmente importante para tamaños de campo menores de $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$.

En haces con filtros en cuña, la intensidad de la radiación varía fuertemente en la dirección de la cuña. Para las medidas de rendimiento en dichos campos la dimensión del detector en la dirección de la cuña debe ser lo más pequeña posible. Se recomiendan cámaras pequeñas de tipo dedal, alineadas con su eje perpendicular a la dirección de la cuña. Previamente a la realización de las medidas del rendimiento debería comprobarse la coincidencia entre los ejes centrales del haz, el colimador y la cuña.

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

Cuando se utiliza un dosímetro de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz del usuario, las incertidumbres de las diferentes magnitudes físicas o procedimientos que contribuyen a la determinación de la dosis se pueden dividir en dos pasos. El paso 1 considera las incertidumbres en la calibración del dosímetro de referencia del usuario en términos de $N_{D,w}$ en el laboratorio de calibración. El paso 2 tiene que ver con la calibración del haz del usuario e incluye las incertidumbres asociadas con las medidas en el punto de referencia en el maniquí de agua. Combinando cuadráticamente las incertidumbres de los dos pasos se obtiene la incertidumbre combinada de la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia.

En el Cuadro 11 se da una estimación de las incertidumbres en la calibración de un haz de ^{60}Co . Cuando la calibración del dosímetro de referencia se lleva a cabo en un LSCD, la incertidumbre típica combinada de D_w se estima en alrededor de 0,9%. Esta estimación puede variar dependiendo de la incertidumbre establecida por el laboratorio de calibración. Si se usa un instrumento de campo, la incertidumbre en la determinación de la dosis aumenta (aproximadamente en 0,2%) debido al paso adicional necesario de la calibración interna del dosímetro de campo frente al dosímetro de referencia calibrado.

CUADRO 11. INCERTIDUMBRE^a TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE D_w EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN HAZ DE ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración^b</i>	
Factor de calibración $N_{D,w}$ del patrón secundario en el LPCD	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1
Factor de calibración $N_{D,w}$ del dosímetro del usuario en el laboratorio secundario	0,4
<i>Incertidumbre combinada del paso 1</i>	<i>0,6</i>
<i>Paso 2: Haz de ^{60}Co del usuario</i>	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3
Establecimiento de las condiciones de referencia	0,5
Lectura M_Q del dosímetro relativa al temporizador o monitor del haz	0,1
Corrección por las magnitudes de influencia k_i	0,3
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>	<i>0,6</i>
Incertidumbre combinada de D_w (pasos 1 + 2)	0,9

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones mostradas en el cuadro deben considerarse como valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre establecida por el laboratorio en los factores de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

^b Si la calibración del dosímetro del usuario se realiza en un LPCD, entonces la incertidumbre típica combinada en la parte 1 es menor. La incertidumbre típica combinada de D_w debería ajustarse en consecuencia.

5.8. HOJA DE TRABAJO

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

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de D_w

Unidad de terapia de ^{60}Co : _____

Maniquí de referencia: _____ agua Geometría: SSD SAD

Tamaño del campo de referencia: 10×10 cm \times cm Distancia de referencia: _____ cm

Profundidad de referencia z_{ref} : _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____ Tipo: cil pp

Pared/ventana de la cámara: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable para la cámara/cubierta: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua $N_{D,w} =$ _____ Gy/nC Gy/div

Cond. de referencia para calibración: P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Hum. rel.: _____%

Tensión de colección V_1 : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es afirmativo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

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

Lectura no corregida del dosímetro en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Tiempo correspondiente: _____ min

Cociente entre la lectura del dosímetro y el tiempo^b: $M_1 =$ _____ nC/min div/min

i) Presión P : _____ kPa Temperatura T : _____ °C Hum. rel. (si se conoce): _____%

$$k_{TP} = \frac{(273,2+T) P_o}{(273,2+T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro° k_{elec} : nC/div adimensional
 $k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$

iii) Corrección por polaridad^d: lect en $+V_1$: $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$ lect en $-V_1$: $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

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

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

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

Lecturas° en cada tensión V: $M_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

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

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} = \underline{\hspace{2cm}}^f$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_1 :

$$M = M_1 k_{Tp} k_{elec} k_{pol} k_s = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/min \quad \text{input type="checkbox"/> div/min$$

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

$$D_w(z_{ref}) = M N_{D,w} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/min}$$

5. Tasa de dosis absorbida en agua en la profundidad del máximo de dosis z_{max}

Profundidad del máximo de dosis: $z_{max} = \underline{0.5} \text{ g/cm}^2$

i) Geometría SSD

Porcentaje de dosis en profundidad en z_{ref} para un tamaño de campo de

10 cm × 10 cm: PDD ($z_{ref} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ g/cm}^2$) = $\underline{\hspace{2cm}}$ %

Calibración en tasa de dosis absorbida en z_{max} :

$$D_w(z_{max}) = 100 D_w(z_{ref}) / \text{PDD}(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/min}$$

ii) Geometría SAD

TMR en z_{ref} para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm:

$$\text{TMR}(z_{ref} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ g/cm}^2) = \underline{\hspace{2cm}}$$

Calibración en tasa de dosis absorbida en z_{max} :

$$D_w(z_{max}) = D_w(z_{ref}) / \text{TMR}(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/min}$$

^a Todas las lecturas deberían comprobarse por fugas y corregirse en caso de ser necesario.

^b Debería tenerse en cuenta el error del temporizador. La corrección en la tensión V_1 debe determinarse de acuerdo con:

M_A es la lectura integrada en el tiempo t_A $M_A =$ _____ $t_A =$ _____ min
 M_B es la lectura integrada en n exposiciones cortas de tiempo t_B/n cada una ($2 \leq n \leq 5$)
 $M_B =$ _____ $t_B =$ _____ min
 $n =$ _____

El error del temporizador:

$$\tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} = \text{_____ min} \quad (\text{debe tenerse en cuenta el signo de } \tau)$$

$$M = \frac{M_A}{t_A + \tau} = \text{_____} \quad \square \text{ nC/min} \quad \square \text{ div/min}$$

- ^c Si el electrómetro no está calibrado independientemente, $k_{\text{elec}} = 1$.
- ^d M en el denominador de k_{pol} denota la lectura con la polaridad del usuario. Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser el promedio de los cocientes de M (o M_+ o M_-) y la lectura en un monitor externo, M_{em} .
- ^e Estrictamente, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (promedio de ambas polaridades). Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser el promedio de los cocientes de M_1 o M_2 y la lectura de un monitor externo, M_{em} .
- ^f Se supone que el laboratorio de calibración ha realizado una corrección por recombinación. De lo contrario deberá usarse el factor $k'_s = k_s/k_{s,Q_o}$ en lugar de k_s . Cuando Q_o es ^{60}Co , k_{s,Q_o} (en el laboratorio de calibración) será normalmente muy próximo a la unidad y el efecto de no usar esta ecuación será despreciable en la mayoría de los casos.

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

6.1. GENERALIDADES

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) en haces clínicos de fotones de alta energía y recomendaciones para la dosimetría relativa. Se basa en un factor de calibración para un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_o} en un haz de referencia de calidad Q_o . El Código de Práctica se aplica a haces de fotones generados por electrones con energías en el rango de 1 a 50 MeV.

Para haces de fotones, la calidad Q_o más normal del haz de referencia es la radiación gamma del ^{60}Co . Algunos LPCD pueden proporcionar factores de calibración $N_{D,w,Q}$ en otras calidades Q de haces de fotones, pero el ^{60}Co es la única calidad disponible en la mayor parte de los laboratorios de calibración. Por eso todos los datos que se dan en esta sección tienen a la radiación gamma del ^{60}Co como calidad de referencia. Los usuarios con acceso a otras calidades de calibración pueden utilizar también este Código de Práctica renormalizando los diferentes $N_{D,w,Q}$ al N_{D,w,Q_o} del ^{60}Co . Los cocientes entre los $N_{D,w,Q}$ y el del ^{60}Co proporcionan una determinación experimental de los factores k_Q (véanse las Secciones 4.1 y 6.5.2). Obsérvese que cuando la calidad de referencia Q_o es el ^{60}Co , k_{Q,Q_o} se denota como k_Q y N_{D,w,Q_o} como $N_{D,w}$. De ser posible, se prefiere la opción de medir directamente los valores de k_{Q,Q_o} y k_Q para una cámara en particular; de no serlo, deberían usarse los valores calculados de k_Q que se dan en este Código de Práctica para el tipo de cámara apropiado.

6.2. EQUIPAMIENTO DOSIMÉTRICO

6.2.1. Cámaras de ionización

Respecto a las cámaras de ionización, deben seguirse las recomendaciones dadas en la Sección 4.2.1. Para la dosimetría de referencia, en haces de fotones de alta energía, se recomienda únicamente el uso de cámaras de ionización cilíndricas. Los tipos de cámaras para los que se dan datos en este Código de Práctica se presentan en el Cuadro 14 de la Sección 6.5.1. Las cámaras plano-paralelas solamente pueden utilizarse para dosimetría

relativa.²³ Para haces de fotones de alta energía, el punto de referencia de una cámara cilíndrica, para su calibración en el laboratorio y para las medidas en condiciones de referencia en el haz usuario, se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad. Para cámaras plano-paralelas se toma en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma. El punto debería colocarse en la profundidad de referencia en el maniquí de agua. Si se usa un instrumento de campo debería calibrarse internamente frente a la cámara de referencia calibrada en la calidad Q_o de referencia (véase la Sección 6.6).

6.2.2. Maniqués y camisas para las cámaras

Respecto a los maniqués y las camisas para las cámaras, deberían seguirse las recomendaciones dadas en las Secciones 4.2.3 y 4.2.4. Como medio de referencia para las medidas de dosis absorbida y de la calidad del haz se recomienda el agua.²⁴ Las dimensiones del maniquí deben sobrepasar al menos en 5 cm las dimensiones de los cuatro lados del tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida y además debe extenderse al menos 5 g/cm^2 más allá de la profundidad máxima de medida.

En haces horizontales, la ventana del maniquí debería ser de plástico de un espesor t_{win} entre 0,2 y 0,5 cm. Debería tenerse en cuenta el espesor equivalente a agua (en g/cm^2) de la ventana del maniquí, al evaluar la profundidad en la que se colocará la cámara; el espesor se calcula como el producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, donde ρ_{pl} es la densidad másica del plástico (en g/cm^3). Para los plásticos usados normalmente, PMMA y poliestireno claro, se pueden utilizar los valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{\text{poliestireno}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$ [64] para el cálculo del espesor equivalente a agua de la ventana.

Para cámaras no sumergibles en agua debería utilizarse una camisa impermeable, hecha de PMMA y preferiblemente de espesor no mayor de 1,0 mm. La holgura entre la pared de la cámara y la camisa debería ser suficiente (0,1–0,3 mm) para permitir el equilibrio de la presión del aire en la

²³ Sólo cuando una cámara plano-paralela se haya calibrado en la misma calidad de haz que la del usuario se podrá usar para medidas en condiciones de referencia. Cuando se usan valores calculados de k_Q , la falta de datos para el factor de corrección por la pared p_{wall} para cámaras plano-paralelas en haces de fotones de alta energía (Ref. [21]) hace que estas cámaras sean inapropiadas.

²⁴ Los maniqués plásticos no deberían utilizarse para la dosimetría de referencia. Sin embargo, pueden emplearse para medidas de rutina para el aseguramiento de la calidad, siempre que se haya establecido un factor de transferencia entre el plástico y el agua.

cámara. Se debería usar, para la dosimetría de referencia, la misma camisa que se utilizó para la calibración de la cámara de ionización del usuario. Si no fuera posible, entonces debería usarse otra del mismo material y de espesor similar.

6.3. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ

6.3.1. Elección del índice de calidad del haz

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico, la calidad Q del haz se especifica mediante la razón tejido maniquí, $TPR_{20,10}$. Es el cociente entre las dosis absorbidas en las profundidades de 20 y 10 cm en el maniquí de agua, medidas con una SCD constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm \times 10 cm en el plano de la cámara.²⁵

La característica más importante del índice de calidad del haz, $TPR_{20,10}$, es su independencia de la contaminación electrónica en el haz incidente. Es también una medida del coeficiente efectivo de atenuación que describe la disminución aproximadamente exponencial de una curva de dosis en profundidad de fotones más allá de la profundidad del máximo de dosis [82–84]. Como la $TPR_{20,10}$ se obtiene mediante el cociente de las dosis, no se

²⁵ La $TPR_{20,10}$ también puede obtenerse mediante la relación sencilla [79]:

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

donde $PDD_{20,10}$ es el cociente de los porcentajes de dosis en profundidad en las profundidades de 20 y 10 cm para un tamaño de campo de 10 cm \times 10 cm, definido en la superficie del maniquí a una SSD de 100 cm. Esta ecuación empírica se obtuvo de una muestra de alrededor de 700 aceleradores y ha confirmado una aproximación anterior [80] usada en la Ref. [17]. De forma alternativa, la $TPR_{20,10}$ se puede estimar mediante un ajuste de los datos de porcentajes de dosis en profundidad a 10 cm, $PDD(10)$, medidos para un tamaño de campo de 10 cm \times 10 cm a una SSD de 100 cm. Para los datos publicados en la Ref. [81] se obtiene:

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

Excepto para la energía más alta, 50 MV (correspondiente al valor de $PDD(10)$ del 91%), la máxima desviación de los datos con respecto al ajuste es de alrededor del 0,6% y ocurre para $PDD(10) = 75\%$. En el $PDD(10) = 91\%$, la desviación de los datos respecto al ajuste es de alrededor del 1%. Debido a que la contaminación electrónica en la profundidad del máximo de dosis absorbida puede afectar al porcentaje de dosis en profundidad a 10 cm, el ajuste debería usarse sólo como una estimación de la relación entre la $TPR_{20,10}$ y el $PDD(10)$, pero no para la calibración del haz. Obsérvese que por encima de los 10 MV, el $PDD(10)$ del ajuste no coincide con el $PDD(10)_x$ usado en la Ref. [51], que se refiere exclusivamente a haces “puros” de fotones, esto es, sin contaminación electrónica.

necesita el uso del factor de corrección por desplazamiento en las dos profundidades cuando se utilizan cámaras cilíndricas. Además, la $TPR_{20,10}$, en la mayor parte de las configuraciones clínicas, no se ve afectada por los pequeños errores sistemáticos en el posicionamiento de la cámara en cada profundidad debido a que la colocación en las dos posiciones se verá afectada de la misma manera.

En la literatura se han propuesto otros descriptores de la calidad del haz, como el porcentaje de dosis en profundidad a 10 cm y la profundidad del 80% de la dosis en profundidad. En el Apéndice III (véase además la Ref. [85]) se hace una revisión de los descriptores de la calidad de los haces de fotones, basada en una descripción proporcionada por ICRU [29]. Se debe recalcar, sin embargo, que no hay un índice de calidad del haz que satisfaga todos los posibles requisitos de ser un índice único para todo el rango de energías de este Código de Práctica y todos los posibles aceleradores usados en hospitales y laboratorios de calibración. Esto es muy importante ya que los haces producidos por los aceleradores no clínicos presentes en algunos laboratorios de calibración, en general no serán idénticos a los de los aceleradores de uso clínico.

6.3.2. Medida de la calidad del haz

La geometría experimental para la medida de la $TPR_{20,10}$ se muestra en la Fig. 6. Las condiciones de referencia para las medidas se presentan en el Cuadro 12.

Aunque la definición de la $TPR_{20,10}$ se hace estrictamente en términos de cocientes de dosis absorbidas, el uso de cocientes de ionización proporciona una exactitud aceptable, debido a la lenta variación con la profundidad de las razones de poderes de frenado agua-aire, y a la supuesta constancia de los factores de perturbación más allá de la profundidad del máximo de dosis. Debería investigarse la influencia de los efectos de recombinación en las dos profundidades, y tenerse en cuenta si hubiera variación con la profundidad.

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 se dan en el Cuadro 13.

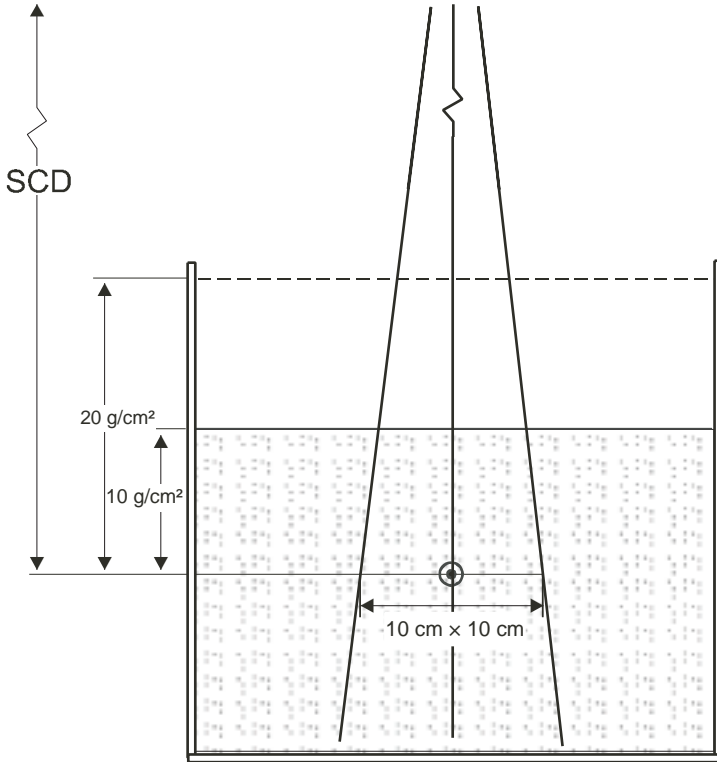


FIG. 6. Configuración experimental para la determinación del índice de calidad del haz Q ($TPR_{20,10}$). La distancia fuente-cámara (SCD) se mantiene constante a 100 cm y las medidas se hacen con 10 g/cm² y 20 g/cm² de agua sobre la cámara. El tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara es de 10 cm x 10 cm. Se puede usar una cámara cilíndrica o una plano-paralela.

6.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.

El formalismo general se da en la Sección 3. La dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia, z_{ref} , en agua, en un haz de fotones de calidad Q , y en ausencia de la cámara, viene dada por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (20)$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro, con el punto de referencia de la cámara colocado en z_{ref} , de acuerdo con las condiciones de referencia dadas en la Sección 6.4.1, y corregida por las magnitudes de influencia temperatura y

CUADRO 12. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ DE FOTONES (TPR_{20,10})

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidades de medida	20 g/cm ² y 10 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad. Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, en las profundidades de medida
SCD	100 cm
Tamaño del campo en la SCD	10 cm × 10 cm ^a

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

presión, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y de recombinación de iones, según se describe en la hoja de trabajo (véase además la Sección 4.4.3). N_{D,w,Q_o} es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_o , y k_{Q_o,Q_o} es el factor específico de la cámara que corrige por las diferencias entre la calidad Q_o de referencia y la calidad real, Q , utilizada.

6.4.3. Dosis absorbida en z_{\max}

La Sección 6.4.2 proporciona una metodología para la determinación de la dosis absorbida en z_{ref} . Sin embargo, los cálculos en dosimetría clínica se refieren a menudo a la profundidad del máximo de dosis z_{\max} (o a alguna otra profundidad). Para determinar la dosis absorbida en una determinada profundidad, el usuario debe, para el haz dado, utilizar los PDD en el eje central para geometrías de SSD y las TPR o TMR para geometrías SAD. En la Sección 6.7.1 se describe como generar los datos de PDD en el eje central.

CUADRO 13. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida z_{ref}	Para $\text{TPR}_{20,10} < 0,7$, 10 g/cm^2 (ó 5 g/cm^2) ^a Para $\text{TPR}_{20,10} \geq 0,7$, 10 g/cm^2
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida z_{ref}
SSD/SCD	100 cm^b
Tamaño de campo	$10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}^c$

^a En un informe ESTRO–OIEA sobre cálculo de unidades de monitor [77], se recomienda el uso de una profundidad de referencia $z_{\text{ref}} = 10 \text{ g/cm}^2$ para todas las energías de fotones. La constancia de $N_{D,w}$ con la profundidad, publicada por el BIPM [30], valida esta opción. Sin embargo, algunos usuarios pueden preferir el uso de la misma profundidad de referencia que para haces de ^{60}Co , es decir, $z_{\text{ref}} = 5 \text{ g/cm}^2$; esta opción, por lo tanto, se permite en este Código de Práctica.

^b Si la dosis de referencia tiene que determinarse en una geometría isocéntrica, se deberá utilizar la distancia fuente–eje (SAD) del acelerador, incluso si no es 100 cm .

^c El tamaño del campo se define en la superficie del maniquí para una geometría de tipo SSD, mientras que para una geometría de tipo SAD se define en el plano del detector, colocado en la profundidad de referencia en el maniquí de agua, en el isocentro del equipo.

6.5. 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 denota como k_Q y N_{D,w,Q_0} como $N_{D,w}$.

En el Cuadro 14 se dan valores calculados del factor k_Q para un conjunto de calidades Q del usuario (es decir, $\text{TPR}_{20,10}$) y un conjunto de tipos de cámaras. Estos valores se han tomado de los cálculos de Andreo [20] y pueden usarse en las profundidades de referencia dadas en el Cuadro 13. En los cálculos de todas las cámaras no impermeables se ha utilizado una camisa de $0,5 \text{ mm}$ de espesor de PMMA; para espesores de camisa de hasta 1 mm , el

cambio en k_Q no es mayor del 0,1% aproximadamente. Los valores de k_Q para las calidades no tabuladas pueden obtenerse por interpolación. A modo de ilustración, se muestra en la Fig. 7 un gráfico de valores calculados de k_Q para algunos tipos de cámaras seleccionadas de uso frecuente. En el Apéndice II se describen las razones de los poderes de frenado y los factores de perturbación utilizados para calcular los k_Q . Es necesario recalcar que los valores calculados de k_Q no pueden distinguir las variaciones de cámara a cámara dentro de un mismo tipo, y que su utilización introduce incertidumbres mayores que en el caso de ser medidos directamente (véase la Sección 6.8).

Obsérvese que no existe una calidad Q que corresponda al ^{60}Co , donde todos los valores de k_Q son iguales a 1,000. Mientras que, en principio, existe un valor de $\text{TPR}_{20,10}$ que correspondería a un espectro puro de ^{60}Co , la respuesta de una cámara individual en un haz de un acelerador con la misma $\text{TPR}_{20,10}$ depende de su respuesta energética en todo el espectro, y no necesariamente será la misma que para el ^{60}Co . Además, existe un considerable desacuerdo en

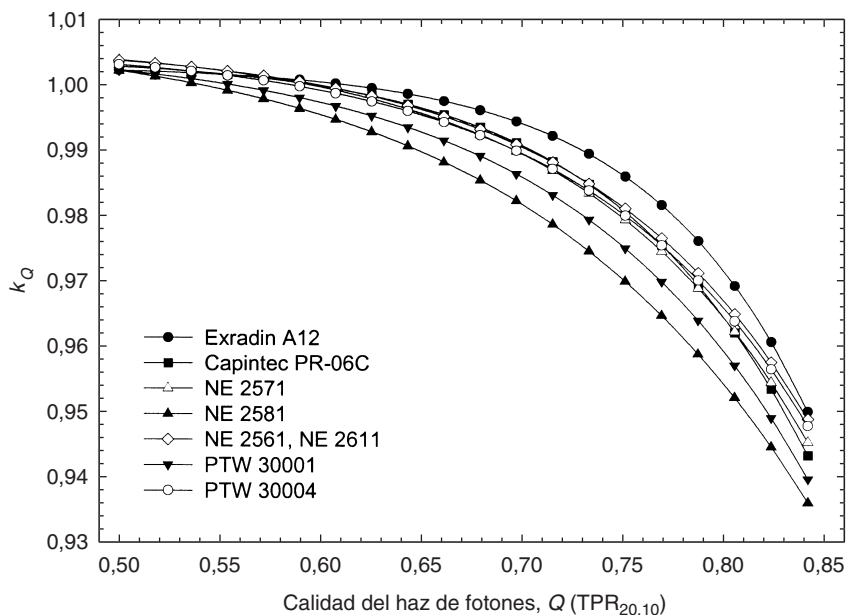


FIG. 7. Ajustes sigmoidales de valores calculados de k_Q para varias cámaras de ionización cilíndricas usadas normalmente para dosimetría de referencia, en función de la calidad del haz de fotones, Q , ($\text{TPR}_{20,10}$). Los símbolos claros corresponden a cámaras de ionización con pared de grafito y los oscuros a las de pared de plástico. Datos tomados del Cuadro 14.

CUADRO 14. VALORES CALCULADOS DE k_0 PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA, PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, $TPR_{20,10}$ (cont.) (adaptado de Andreo [20])

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz $TPR_{20,10}$														
	0,50	0,53	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84
Nuclear Assoc. 30-752	1,004	1,003	1,001	1,000	0,998	0,996	0,993	0,991	0,989	0,985	0,981	0,974	0,967	0,959	0,947
Farmer															
NE2515	1,001	1,001	1,000	0,999	0,997	0,994	0,991	0,988	0,984	0,980	0,975	0,967	0,959	0,950	0,937
NE 25 15/3	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE 2577	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE 2505 Farmer	1,001	1,001	1,000	0,999	0,997	0,994	0,991	0,988	0,984	0,980	0,975	0,967	0,959	0,950	0,937
NE 2505/A Farmer	1,005	1,003	1,001	0,997	0,995	0,990	0,985	0,982	0,978	0,974	0,969	0,962	0,955	0,947	0,936
NE 2505/3, 3A Farmer	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE 2505/3, 3B Farmer	1,006	1,004	1,001	0,999	0,996	0,991	0,987	0,984	0,980	0,976	0,971	0,964	0,957	0,950	0,938
NE2571 Farmer	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE2581 Farmer	1,005	1,003	1,001	0,998	0,995	0,991	0,986	0,983	0,980	0,975	0,970	0,963	0,956	0,949	0,937
NE 2561/2611 Sec. Std	1,006	1,004	1,001	0,999	0,998	0,994	0,992	0,990	0,988	0,985	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
PTW 23323 micro	1,003	1,003	1,000	0,999	0,997	0,993	0,990	0,987	0,984	0,980	0,975	0,967	0,960	0,953	0,941
PTW 23331 rigid	1,004	1,003	1,000	0,999	0,997	0,993	0,990	0,988	0,985	0,982	0,978	0,971	0,964	0,956	0,945
PTW 23332 rigid	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,976	0,968	0,961	0,954	0,943
PTW 23333	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,985	0,981	0,976	0,969	0,963	0,955	0,943
PTW 3000 1/30010 Farmer	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,985	0,981	0,976	0,969	0,962	0,955	0,943
PTW 30002/300 11 Farmer	1,006	1,004	1,001	0,999	0,997	0,994	0,992	0,990	0,987	0,984	0,980	0,973	0,967	0,959	0,948
PTW 30004/30012 Farmer	1,006	1,005	1,002	1,000	0,999	0,996	0,994	0,992	0,989	0,986	0,982	0,976	0,969	0,962	0,950
PTW 30006/30013 Farmer	1,002	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940
PTW 31002 flexible	1,003	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940

CUADRO 14. VALORES CALCULADOS DE k_o PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA, PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, $TPR_{20,10}$ (cont.) (adaptado de Andreo [20])

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz $TPR_{20,10}$														
	0,50	0,53	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84
PTW 31003 flexible	1,003	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940
SNC 100730 Farmer	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,993	0,990	0,988	0,985	0,981	0,977	0,970	0,963	0,956	0,944
SNC 100740 Farmer	1,006	1,005	1,002	1,000	0,999	0,996	0,994	0,992	0,990	0,987	0,983	0,977	0,971	0,963	0,951
Victoreen	1,005	1,004	1,001	0,998	0,996	0,993	0,989	0,986	0,983	0,979	0,975	0,968	0,961	0,954	0,943
Radocon III 550	1,005	1,003	1,000	0,997	0,995	0,990	0,986	0,983	0,979	0,975	0,970	0,963	0,956	0,949	0,938
Radocon II 555	1,004	1,003	1,000	0,998	0,996	0,992	0,989	0,986	0,982	0,978	0,973	0,966	0,959	0,951	0,940
Victoreen 30-348	1,004	1,002	1,000	0,998	0,996	0,992	0,989	0,986	0,983	0,979	0,974	0,967	0,960	0,952	0,941
Victoreen 30-349	1,003	1,002	1,000	0,998	0,996	0,992	0,989	0,986	0,983	0,980	0,976	0,969	0,962	0,954	0,942
Victoreen 30-361	1,004	1,003	1,000	0,998	0,996	0,992	0,989	0,986	0,983	0,979	0,974	0,967	0,960	0,953	0,942
Scdx-Wellhöfer IC 05	1,001	1,000	1,000	0,999	0,998	0,996	0,994	0,992	0,989	0,984	0,980	0,972	0,964	0,956	0,942
Scdx-Wellhöfer IC 06	1,001	1,000	1,000	0,999	0,998	0,996	0,994	0,992	0,989	0,984	0,980	0,972	0,964	0,956	0,942
Scdx-Wellhöfer IC 10	1,001	1,000	1,000	0,999	0,998	0,996	0,994	0,992	0,989	0,984	0,980	0,972	0,964	0,956	0,942
Scdx-Wellhöfer IC 15	1,001	1,000	1,000	0,999	0,998	0,996	0,994	0,992	0,989	0,984	0,980	0,972	0,964	0,956	0,942
Scdx-Wellhöfer IC 25	1,001	1,000	1,000	0,999	0,998	0,996	0,994	0,992	0,989	0,984	0,980	0,972	0,964	0,956	0,942
Scdx-Wellhöfer IC 28	1,001	1,000	1,000	0,999	0,998	0,996	0,994	0,992	0,989	0,985	0,980	0,973	0,965	0,956	0,943
Farmer shortened															
Scdx-Wellhöfer															
IC 69 Farmer	1,002	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,991	0,989	0,985	0,981	0,977	0,969	0,961	0,953	0,940

CUADRO 14. VALORES CALCULADOS DE k_0 PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA, PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, TPR_{20,10} (cont.) (adaptado de Andreo [20])

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz TPR _{20,10}														
	0,50	0,53	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84
Scdx-Wellhöfer															
IC 70 Farmer	1,004	1,003	1,001	1,000	0,998	0,996	0,993	0,991	0,988	0,985	0,981	0,974	0,967	0,959	0,946

^a Algunas de las cámaras listadas en este cuadro no cumplen algunos de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

la literatura acerca de cuál es la $TPR_{20,10}$ de un haz de ^{60}Co (0,568 para el haz en las Refs. [86]; 0,572 en las Refs. [81, 87, 88]; 0,578 en la Ref. [89]; 0,579 en la Ref. [90], etc.), de modo que no puede usarse un único valor de referencia.

6.5.2. Cámara calibrada en una serie de haces de fotones de distintas calidades

Para una cámara calibrada en una serie de haces de fotones de distintas calidades, los datos del laboratorio de calibración se presentarán idealmente en forma de un único factor de calibración, N_{D,w,Q_o} , y un grupo de factores k_{Q,Q_o} medidos. De estos últimos, se puede deducir un valor de k_{Q,Q_o} para la calidad Q del usuario por interpolación. El factor N_{D,w,Q_o} y el k_{Q,Q_o} resultante se utilizan directamente en la Ec. (20).

Cuando el laboratorio de calibración proporciona una serie de factores de calibración $N_{D,w,Q}$, los datos deben convertirse en primer lugar al formato anterior, eligiendo uno de los haces de fotones usados por el laboratorio de calibración como calidad de referencia, Q_o . Los factores k_{Q,Q_o} se evalúan mediante:

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \quad (21)$$

Para determinar k_{Q,Q_o} en la calidad Q del usuario, la interpolación se realiza como antes. Obsérvese que cuando la calidad Q de referencia es ^{60}Co , k_{Q,Q_o} se denota por k_Q y N_{D,w,Q_o} por $N_{D,w}$.

Una vez obtenidos los valores experimentales de N_{D,w,Q_o} y k_{Q,Q_o} para una cámara en particular, puede no ser necesario calibrarla cada vez en todas las calidades Q , sino sólo en la calidad de referencia, Q_o . En este caso se puede usar el nuevo factor de calibración N_{D,w,Q_o} junto con los valores existentes de k_{Q,Q_o} , y la dependencia de esta cámara con la calidad (valores de k_{Q,Q_o}) necesitaría verificarse cada tercer ciclo de calibración de la cámara, o cuando el usuario sospeche que haya sufrido algún daño. No es necesario que la calibración en la calidad de referencia se realice en el mismo laboratorio donde se midieron los valores experimentales de k_{Q,Q_o} . Obsérvese, sin embargo, que este procedimiento no debe repetirse más de dos veces sucesivas; la cámara debería recalibrarse en todas las calidades al menos cada seis años.

6.5.3. Cámara calibrada en Q_o con valores experimentales genéricos de k_{Q,Q_o}

En ocasiones, los laboratorios de calibración proporcionan valores experimentales genéricos de k_{Q,Q_o} medidos para un tipo de cámara en

particular, junto con un único valor experimental de N_{D,w,Q_o} para la cámara del usuario, donde la calidad de referencia Q_o es normalmente ^{60}Co . Sólo se recomiendan en este Código de Práctica aquellos valores genéricos de k_{Q,Q_o} que se hayan obtenido en un laboratorio de calibración a partir de una muestra grande de cámaras de ionización y cuya desviación típica de cámara a cámara sea pequeña (véase la Sección 4.1). No se recomiendan valores genéricos que no hayan sido determinados por un laboratorio de calibración.

Se debe recalcar que la opción preferida en este Código de Práctica es el uso de valores de k_{Q,Q_o} medidos directamente para una cámara dentro de un grupo del mismo tipo, seguida por los valores de k_{Q,Q_o} calculados para un tipo dado de cámara que se dan en el Cuadro 14. Obsérvese que si existen valores genéricos de k_{Q,Q_o} (medidos para un tipo particular de cámara), deberían utilizarse solamente si cumplen los criterios expresados en la Sección 4.1.

6.6. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE CAMPO

Como puede verse en la Sección 6.2.1, una cámara de campo se puede calibrar internamente frente a una cámara de referencia calibrada en la calidad de referencia Q_o . Las cámaras se comparan colocándolas alternativamente en el maniquí de agua con sus puntos de referencia en z_{ref} (la intercomparación mediante irradiación simultánea es una opción alternativa).

El factor de calibración de la cámara de ionización de campo, en términos de dosis absorbida en agua, viene dado por

$$N_{D,w,Q_o}^{\text{field}} = \frac{M_{\text{ref}}}{M_{\text{field}}} N_{D,w,Q_o}^{\text{ref}} \quad (22)$$

donde M_{ref} y M_{field} son las lecturas por unidad de monitor (UM) de las cámaras de referencia y de campo respectivamente, corregidas por las magnitudes de influencia temperatura y presión, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y recombinación de iones, como se describe en la hoja de trabajo (véase también la Sección 4.4.3), y N_{D,w,Q_o}^{ref} es el factor de calibración de la cámara de referencia, en términos de dosis absorbida en agua. Preferiblemente, las lecturas M_{ref} y M_{field} deberían ser los promedios de $\overline{M_{\text{ref}}/M_{\text{em}}}$ y $\overline{M_{\text{field}}/M_{\text{em}}}$, donde $(M_{\text{ref}}/M_{\text{em}})_i$ y $(M_{\text{field}}/M_{\text{em}})_i$ son, respectivamente, los cocientes entre las lecturas del detector de referencia y del instrumento de campo respectivamente, y las de un monitor externo. El monitor externo debería colocarse preferiblemente dentro del maniquí, aproximadamente en la profundidad z_{ref} pero a una distancia de 3–4 cm del centro de

la cámara, a lo largo del eje principal del campo en el plano transversal del haz. Obsérvese que en el caso de una irradiación simultánea no es necesario un monitor externo siempre que el perfil del haz sea adecuadamente uniforme.

La cámara de campo con el factor de calibración $N_{D,w,Q_o}^{\text{field}}$ puede usarse en lo sucesivo para la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz del usuario mediante el procedimiento de la Sección 6.4.2, donde N_{D,w,Q_o} se sustituye por $N_{D,w,Q_o}^{\text{field}}$.

6.7. MEDIDAS EN OTRAS CONDICIONES

La dosimetría clínica requiere la medida de los PDD, las TPR o TMR, las distribuciones de isodosis, los perfiles transversales del haz y los factores de campo, en función del tamaño y forma del campo para las condiciones de referencia y otras. Dichas medidas deberían hacerse para todas las posibles combinaciones de energía, tamaño de campo y SSD o SAD utilizadas en los tratamientos de radioterapia.

6.7.1. Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central

Respecto a la elección de maniqués y dosímetros, todas las medidas deberían seguir las recomendaciones dadas en la Sección 4.2, aunque también se pueden utilizar otros tipos de detectores. Para las medidas de curvas de ionización en profundidad se recomiendan las cámaras de ionización plano-paralelas. Si en su lugar se usa una cámara de ionización cilíndrica debería tenerse en cuenta el punto efectivo de medida de la cámara. Esto requiere que toda la distribución de ionización en profundidad se desplace hacia la superficie una distancia igual a $0,6 r_{\text{cyl}}$ [17, 21], donde r_{cyl} es el radio de la cavidad de la cámara de ionización cilíndrica. Para realizar medidas precisas en la región de acumulación electrónica deberían usarse cámaras de extrapolación o cámaras plano-paralelas con buen anillo de guarda. Se debe prestar una atención cuidadosa al uso de ciertos detectores sólidos (algunos tipos de detectores de diodos y diamantes) para la medida de distribuciones de dosis en profundidad (véase, por ejemplo, la Ref. [21]); solamente se debería elegir para estas medidas un detector de estado sólido cuya respuesta haya sido verificada regularmente respecto a un detector de referencia (cámara de ionización).

Puesto que las razones de poderes de frenado y los efectos de perturbación se pueden suponer, con una exactitud razonable, independientes de la profundidad para una calidad de haz y tamaño de campo dados, las distribuciones relativas de ionización pueden utilizarse como distribuciones

relativas de dosis absorbida, al menos en la profundidad del máximo de dosis y más allá de ella.

6.7.2. Factores de campo

El factor de campo puede determinarse como el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro medidas en un conjunto de condiciones determinadas y las medidas en condiciones de referencia. Estas medidas se hacen generalmente en la profundidad del máximo de dosis, o en la profundidad de referencia [77] y se corrigen a la del máximo usando los datos de PDD (o TMR). Cuando se miden los factores de campo, tanto en un haz abierto como en un haz con filtro en cuña, se debe prestar una atención especial a la uniformidad de la fluencia dentro de la cavidad de la cámara. Esto es especialmente importante para tamaños de campo menores de 5 cm × 5 cm. Algunos aceleradores tienen perfiles de haces de fotones en forma de V muy pronunciada, que normalmente varían con la profundidad y el tamaño del campo. Para detectores grandes es difícil corregir este efecto con exactitud. En esta situación, por tanto, se debería evitar el uso de cámaras de tipo dedal con una longitud de cavidad grande y de las plano-paralelas con electrodos de colección grandes (véase la Sección 4.21 para requisitos de las cámaras).

En haces de fotones con filtros en cuña, la intensidad de la radiación varía marcadamente en la dirección de la cuña. Para las medidas de rendimiento en dichos haces la dimensión del detector en la dirección de la cuña debería ser la menor posible. Se recomienda una cámara pequeña, de tipo dedal, alineada con su eje orientado perpendicularmente a la dirección de la cuña. Previamente a la realización de las medidas de rendimiento, debería asegurarse la coincidencia de los ejes centrales del haz, del colimador y de la cuña.

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

Cuando se utiliza un dosímetro de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz del usuario, las incertidumbres de las diferentes magnitudes físicas o procedimientos que contribuyen a la determinación de la dosis se pueden dividir en dos pasos. El paso 1 considera las incertidumbres en la calibración del dosímetro de referencia del usuario, en términos de $N_{D,w}$ en el laboratorio. El paso 2 tiene que ver con la calibración del haz del usuario e incluye las incertidumbres asociadas con las medidas en el punto de referencia en el maniquí de agua. El paso 2 incluye también la

incertidumbre en el valor de k_Q . Las incertidumbres de los factores que contribuyen a la incertidumbre de los valores calculados de k_Q se muestran en el Apéndice II. Combinando cuadráticamente las incertidumbres de los diferentes pasos se obtiene la incertidumbre típica combinada para la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia.

En el Cuadro 15 se muestra una estimación de las incertidumbres en la calibración de un haz de fotones de alta energía. Cuando la calibración del dosímetro de referencia se lleva a cabo en un haz de ^{60}Co de un LSCD, la incertidumbre típica combinada en D_w se estima en alrededor de 1,5%, basada en valores calculados de k_Q . Esta estimación puede variar dependiendo de la incertidumbre establecida por el laboratorio de calibración. Si la calibración del dosímetro de referencia se lleva a cabo en un LPCD pero se utilizan valores calculados de k_Q , no es previsible una disminución en la incertidumbre final de D_w puesto que está dominada por la incertidumbre en los valores de k_Q . Si dichos valores se miden en un LPCD para la cámara del usuario, la incertidumbre de D_w disminuye hasta alrededor de 1,2%. Si se utiliza un dosímetro de campo, la incertidumbre en la determinación de la dosis aumenta (aproximadamente en 0,2%) debido al paso adicional de la calibración interna del dosímetro de campo frente al dosímetro de referencia.

CUADRO 15. INCERTIDUMBRE^a TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ⁶⁰Co

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración^b</i>	
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del patrón secundario en el LPCD	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración	0,4
<i>Incertidumbre combinada del paso 1</i>	<i>0,6</i>
<i>Paso 2: Haz de fotones de alta energía del usuario</i>	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3
Establecimiento de las condiciones de referencia	0,4
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz	0,6
Corrección por magnitudes de influencia k_i	0,4
Corrección por la calidad del haz k_Q (valores calculados)	1,0 ^c
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>	<i>1,4</i>
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)	1,5

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones mostradas en el cuadro deben considerarse valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre en los factores de calibración establecida por los laboratorios de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

^b Si la calibración del dosímetro del usuario se realiza en un LPCD, la incertidumbre típica combinada en el paso 1 es menor. La incertidumbre típica combinada en D_w debería ajustarse en consecuencia.

^c Si k_Q se mide en un LPCD para la cámara del usuario, esta incertidumbre es aproximadamente del orden de 0,7%.

6.9. HOJA DE TRABAJO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de fotones de alta energía

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Acelerador: _____ Potencial nominal del Ac.: _____ MV

Tasa de dosis nominal: _____ UM/min Calidad del haz, $Q(TPR_{20,10})$: _____

Maniquí de referencia: _____ agua Geometría: SSD SAD

Tamaño del campo de referencia: 10×10 cm \times cm Distancia de referencia: _____ cm

Profundidad de referencia z_{ref} : _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____

Pared de la cámara: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua^a

N_{D,w,Q_o} = _____ Gy/nC Gy/div

Calidad de calibración Q_o ⁶⁰Co haz de fotones

Profundidad de calibración: _____ g/cm²

Si Q_o es un haz de fotones, dar $TPR_{20,10}$: _____

Cond. de referencia en la calibración: P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Hum. rel.: _____%

Tensión de colección V_1 : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es afirmativo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

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

Lectura no corregida del dosímetro en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Unidades de monitor correspondientes: _____ UM

Cociente entre la lectura del dosímetro y las unidades de monitor:

$$M_1 = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

i) Presión P : _____ kPa Temperatura T : _____ °C Hum. relat. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} = \text{_____}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^c k_{elec} : nC/div adimensional

$$k_{elec} = \text{_____}$$

iii) Corrección por polaridad^d: lect en $+V_1$: M_+ = _____ lect en $-V_1$: M_- = _____

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

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

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

Lecturas^e en cada tensión: M_1 = _____ M_2 = _____

Cociente de tensiones V_1/V_2 = _____ Cociente entre las lecturas: M_1/M_2 = _____

Usar el Cuadro 9 para un haz de tipo: pulsado pulsado-barrido

$$a_0 = \text{_____} \quad a_1 = \text{_____} \quad a_2 = \text{_____}$$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \text{_____} \quad \text{f,g}$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

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

Factor de corrección por la calidad del haz del usuario Q : $k_{Q,Q_o} = \text{_____}$ ^h

tomado de Cuadro 14 Otro, especificar: _____

$$D_w(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_o} = \text{_____} \text{ Gy/UM}$$

5. Tasa de dosis absorbida en agua en la profundidad del máximo de dosis z_{max}

Profundidad del máximo de dosis: $z_{max} = \text{_____} \text{ g/cm}^2$

i) Geometría SSD

Porcentaje de dosis en profundidad en z_{ref} para un tamaño de campo de

10 cm × 10 cm: PDD ($z_{ref} = \text{_____} \text{ g/cm}^2$) = _____ %

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / \text{PDD}(z_{ref}) = \text{_____} \text{ Gy/UM}$$

ii) Geometría SAD

TMR en z_{ref} para un tamaño de campo de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$:

$$\text{TMR}(z_{\text{ref}} = \text{_____ g/cm}^2) = \text{_____}$$

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{\text{max}}) = D_{w,Q}(z_{\text{ref}})/\text{TMR}(z_{\text{ref}}) = \text{_____ Gy/UM}$$

- a Obsérvese que si Q_o es ^{60}Co , N_{D,w,Q_o} se denota por $N_{D,w}$.
- b Todas las lecturas deben comprobarse por fugas y corregirse en caso de ser necesario.
- c Si el electrómetro no está calibrado independientemente, $k_{\text{elec}} = 1$.
- d M en el denominador de k_{pol} denota la lectura con la polaridad del usuario. Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser el promedio de los cocientes de M (o M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo, M_{em} . Se supone que el laboratorio de calibración ha realizado la corrección por polaridad. De lo contrario, k_{pol} se determina de acuerdo a:
lect en $+V_1$ para la calidad Q_o : $M_+ = \text{_____}$ lect en $-V_1$ para la calidad Q_o : $M_- = \text{_____}$

$$k_{\text{pol}} = \frac{\left[(|M_+| + |M_-|) / |M| \right]_{Q_o}}{\left[(|M_+| + |M_-|) / |M| \right]_{-Q_o}} = \text{_____}$$

- e Estrictamente, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (promedio de ambas polaridades). Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser el promedio de los cocientes de M_1 o M_2 y la lectura de un monitor externo, M_{em} .
- f Se supone que el laboratorio de calibración ha realizado una corrección por recombinación. De lo contrario, debería utilizarse el factor $k'_s = k_s/k_{s,Q_o}$ en lugar de k_s . Cuando Q_o es ^{60}Co , k_{s,Q_o} (en el laboratorio de calibración) será normalmente muy próximo a la unidad y el efecto de no usar esta ecuación será despreciable en la mayoría de los casos.
- g Comprobar que $k_s - 1 \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1}$
- h Obsérvese que si Q_o es ^{60}Co , k_{Q,Q_o} se denota por k_Q , como se muestra en el Cuadro 14.

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

7.1. GENERALIDADES

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y recomendaciones para la dosimetría relativa en haces clínicos de electrones con energías en el rango de 3 a 50 MeV. Se basa en un factor de calibración para un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_o} , en un haz de referencia de calidad Q_o . La calidad de referencia puede ser la radiación gamma del ^{60}Co o una calidad de haz de electrones. En este último caso, el dosímetro puede calibrarse bien directamente en un laboratorio de calibración o mediante una calibración interna en un haz clínico de electrones.

Además de tener su fundamento en patrones de dosis absorbida, el cambio más significativo respecto a la práctica actual es el uso de una nueva profundidad de referencia. Esta profundidad ha demostrado reducir significativamente la influencia tanto de las diferencias espectrales entre los distintos aceleradores como de la contaminación electrónica y fotónica en los haces clínicos de electrones [21, 91]. Para simplificar, las calidades de los haces y todos los factores dependientes de las mismas (incluyendo la nueva profundidad de referencia) se expresan en términos de la profundidad de hemiabsorción, R_{50} , en lugar de la energía del haz. Este cambio se asemeja a la práctica establecida en la dosimetría de fotones, donde las calidades de los haces se expresan en términos de la penetración del haz.

7.2. EQUIPAMIENTO DOSIMÉTRICO

7.2.1. Cámaras de ionización

Respecto a las cámaras de ionización, deberían seguirse las recomendaciones que se dan en la Sección 4.2.1. Las cámaras plano-paralelas se recomiendan para todas las calidades de haces, y son obligatorias para calidades $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_o \lesssim 10 \text{ MeV}$).²⁶ Idealmente la cámara debería

²⁶ Se supone la relación aproximada $E_o = 2,33R_{50}$, donde E_o es la energía media, en MeV, en la superficie del maniquí y R_{50} se expresa en g/cm^2 . El valor establecido para R_{50} tiene preferencia sobre el establecido para E_o .

calibrarse en un haz de electrones, bien directamente en un laboratorio de calibración o mediante calibración interna en un haz clínico de electrones. El punto de referencia de la cámara plano-paralela se toma en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma. Este punto debería colocarse en el punto de interés en el maniquí. En el Cuadro 4 se muestran los espesores de ventana (en mm y en mg/cm^2) para varios tipos de cámaras plano-paralelas.

Para haces de calidades $R_{50} \geq 4 \text{ g}/\text{cm}^2$ ($E_o \gtrsim 10 \text{ MeV}$) pueden utilizarse cámaras cilíndricas. El punto de referencia para éstas se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad. Para medidas en haces de electrones este punto de referencia debería colocarse en una distancia $0,5 r_{\text{cyl}}$ más profunda que el punto de interés en el maniquí, donde r_{cyl} es el radio de la cavidad de aire.²⁷ En el Cuadro 3 se muestran valores de r_{cyl} para varios tipos de cámaras cilíndricas.

7.2.2. Maniqués y camisas para las cámaras

Respecto a los maniqués y las camisas para las cámaras, deberían seguirse las recomendaciones dadas en las Secciones 4.2.3 y 4.2.4, tanto para la determinación de la dosis absorbida como para la especificación de la calidad del haz. Para las medidas en haces de electrones se recomienda como medio de referencia el agua. El maniquí de agua debe sobrepasar al menos en 5 cm los cuatro lados del mayor tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida. Debería extenderse también un mínimo de $5 \text{ g}/\text{cm}^2$ más allá de la máxima profundidad de medida.

En un haz horizontal de electrones, la ventana del maniquí debería ser de plástico y de un espesor t_{win} entre 0,2 cm y 0,5 cm.²⁸ Debería tenerse en cuenta el espesor equivalente a agua de la ventana del maniquí (en g/cm^2) cuando se coloca la cámara en la profundidad de medida deseada. El espesor se calcula como el producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, donde ρ_{pl} es la densidad del plástico (en g/cm^3). Para los plásticos más normalmente utilizados, el PMMA y el poliestireno claro,

²⁷ Como con el concepto de “punto efectivo de medida” (véase la Sección 1.6), se utiliza el posicionamiento de la cámara de esta manera para evitar tener que corregir por el gradiente de la fluencia. Esto tiene una particular importancia, ya que, de acuerdo con las Refs. [17, 21], la profundidad de referencia, tal como se define en este Código de Práctica, no siempre coincide con la del máximo de la dosis.

²⁸ Una ventana de solo unos milímetros de espesor puede combarse ligeramente hacia fuera debido a la presión del agua en su superficie interna. Cualquier efecto semejante debe tenerse en cuenta al colocar la cámara en la profundidad de interés, particularmente en haces de electrones de baja energía.

pueden usarse los valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{\text{poliestireno}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$ [64].

En determinadas circunstancias y para calidades $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_o \lesssim 10 \text{ MeV}$), puede utilizarse un maniquí de plástico; en este caso, todas las profundidades deberían ponerse en escala de forma apropiada (véanse las Secciones 4.2.3 y 7.8).²⁹

Las cámaras plano-paralelas, si no son intrínsecamente sumergibles en agua ni están dotadas de cubierta impermeable, deberían usarse con una protección impermeable, preferiblemente de PMMA o de un material equivalente al de la pared de la cámara. Idealmente no debería haber más de 1 mm de material añadido por delante y por detrás de la cavidad de aire. Las cámaras cilíndricas deberían usarse con una camisa de PMMA, preferiblemente de espesor no mayor de 1,0 mm. La holgura entre la pared de la cámara y la camisa debe ser tal (0,1–0,3 mm) que permita que la presión del aire dentro de la cámara se iguale a la presión ambiental. Para ambos tipos de cámara se debería usar la misma protección impermeable (o una similar), tanto para la determinación de la dosis absorbida en agua en la instalación del usuario como para la calibración en el laboratorio.

Estrictamente, cuando se utiliza junto con los valores calculados de k_{Q,Q_o} que se dan en esta sección, debería tenerse en cuenta el espesor equivalente a agua (en g/cm^2) de la pared de la cámara y de cualquier material impermeable al colocar la cámara en el punto de interés. Sin embargo, es un efecto muy pequeño y puede ignorarse en la práctica. Para comentarios generales sobre el posicionamiento de la cámara, véase la Sección 4.2.5.

7.3. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ

7.3.1. Elección del índice de calidad del haz

Para haces de electrones, se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción, R_{50} , en agua. Es la profundidad en agua (en g/cm^2) en la que la dosis absorbida es el 50% del valor de la dosis absorbida máxima, medida con una distancia fuente-superficie SSD constante de 100 cm y un tamaño de campo en la superficie del maniquí de al menos $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ para $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$ ($E_o \lesssim 16 \text{ MeV}$), y de al menos $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ para $R_{50} >$

²⁹ Los maniqués de plástico pueden usarse para medidas de rutina para el aseguramiento de la calidad, siempre que se haya establecido un factor de transferencia entre el plástico y el agua en el momento de la calibración del haz.

7 g/cm² ($E_o \gtrsim 16$ MeV). Como se hacía notar en la Ref. [21], algunos aceleradores, en electrones de alta energía, presentan una homogeneidad intrínseca pobre para tamaños de campo grandes, que puede mejorar para tamaños de campo pequeños como resultado de los electrones dispersados desde el colimador (o desde los aplicadores, conos etc.). En esos casos puede usarse un tamaño de campo menor que 20 cm × 20 cm, siempre que R_{50} no cambie en más de 0,1 g/cm² respecto al valor medido para el campo de 20 cm × 20 cm.

La elección de R_{50} como el índice de calidad del haz es un cambio en la práctica actual de especificar la calidad del haz en términos de la energía media, E_o , en la superficie del maniquí. Como E_o se obtiene normalmente a través de R_{50} , este cambio en el índice de calidad del haz es meramente una simplificación que evita la necesidad de una conversión a energía.

7.3.2. Medida de la calidad del haz

Las condiciones de referencia para la determinación de R_{50} se muestran en el Cuadro 16. Para todas las calidades de haces, la cámara plano-paralela es la mejor elección como detector para la medida de R_{50} . Para calidades $R_{50} \geq 4$ g/cm² ($E_o \geq 10$ MeV) se puede usar una cámara cilíndrica con el punto de referencia colocado 0,5 r_{cyl} más profundo que el punto de interés en el maniquí. Se recomienda usar un maniquí de agua. En un haz vertical, la dirección del movimiento de la cámara debe ser hacia la superficie, para reducir el efecto de formación de meniscos. Para calidades $R_{50} < 4$ g/cm² ($E_o \lesssim 10$ MeV) se puede utilizar un maniquí de plástico, en cuyo caso todas las profundidades deberían ponerse en escala de acuerdo con el procedimiento descrito en la Sección 7.8.

Las correcciones por recombinación de iones y polaridad (ver Sección 4.4.3) son necesarias en todas las profundidades. Se pueden deducir de un grupo reducido de medidas representativas, por ejemplo cerca de la superficie, en el máximo de ionización y en las profundidades correspondientes al 90% y 50% del máximo de ionización. Para medidas hechas en un período corto de tiempo no será necesario hacer correcciones por presión o temperatura del aire.

Cuando se usa una cámara de ionización, la magnitud que se mide es el 50% de la distribución de ionización en profundidad en agua, $R_{50,ion}$. Esta es la profundidad en agua (g/cm²) en la que la corriente de ionización es el 50% de su valor máximo. El valor de la profundidad de hemiabsorción en agua para la distribución de dosis en profundidad, R_{50} , se obtiene usando [92]:

$$\begin{aligned} R_{50} &= 1,029 R_{50,ion} - 0,06 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2) \\ R_{50} &= 1,059 R_{50,ion} - 0,37 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2) \end{aligned} \quad (23)$$

CUADRO 16. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACION DE LA CALIDAD DEL HAZ DE ELECTRONES (R_{50})

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, agua Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, agua o plástico
Tipo de cámara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela o cilíndrica Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de dicha ventana Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en el punto de interés. Para cámaras cilíndricas, $0,5 r_{\text{cyl}}$ más profundo que el punto de interés
SSD	100 cm
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	Para $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$, al menos $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ Para $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$, al menos $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}^a$

^a Se puede usar un tamaño de campo menor de $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ siempre que R_{50} no varíe más de $0,1 \text{ g/cm}^2$ respecto al valor medido para el campo de $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$.

Como alternativa al uso de una cámara de ionización para determinar R_{50} , se pueden emplear otros detectores (por ejemplo de diodos, diamantes, etc.). En este caso, el usuario debería verificar la idoneidad del detector para las medidas de dosis en profundidad mediante su comparación con una cámara de ionización en un conjunto de haces de calidades representativas.

7.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

7.4.1. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de electrones se muestran en el Cuadro 17. Ya que la elección precisa del tamaño del campo no es crítica [21], una opción conveniente es utilizar como tamaño de campo de referencia el que se usa para la normalización de los factores de campo, sujeto a la restricción de que no debería ser menor de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ en la superficie del maniquí. La profundidad de referencia z_{ref} viene dada por [91]

$$z_{\text{ref}} = 0,6 R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50} \text{ en g/cm}^2) \quad (24)$$

Esta profundidad está próxima a la del máximo de la dosis absorbida, z_{max} , para haces de calidades $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_o \lesssim 10 \text{ MeV}$), pero para calidades superiores es más profunda que z_{max} . Se reconoce que esta elección de la profundidad de referencia puede ser menos conveniente que la recomendada en la Ref. [17], ya que para un acelerador dado, no habrá dos haces de referencia con la misma profundidad de referencia. Sin embargo, la nueva profundidad ha demostrado reducir significativamente las variaciones de los factores de calibración de la cámara [91] de acelerador a acelerador y la exactitud ganada justifica su uso, especialmente para cámaras de tipo plano-paralelo.

Debe observarse que al recomendar que la dosimetría de referencia para las energías más altas se realice en una profundidad más allá de z_{max} , la incertidumbre originada por los efectos de perturbación de la cavidad puede ser mayor en las cámaras cilíndricas. En el peor de los casos, alrededor de $R_{50} = 5 \text{ g/cm}^2$ (E_o alrededor de 12 MeV) el aumento de la incertidumbre es aproximadamente de 0,3%.

CUADRO 17. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACION DE DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE ELECTRONES

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, agua Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, agua o plástico
Tipo de cámara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela o cilíndrica Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela
Profundidad de medida z_{ref}	$0,6 R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2$
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en z_{ref} Para cámaras cilíndricas, $0,5 r_{\text{cyl}}$ más profundo que z_{ref}
SSD	100 cm
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	10 cm \times 10 cm o el que se use para la normalización de los factores de campo, el que sea mayor

7.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

El formalismo general se da en la Sección 3. La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia, z_{ref} en agua, en un haz de electrones de calidad Q y en ausencia de la cámara, viene dada por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \quad (25)$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia temperatura y presión, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y recombinación de iones, como se describe en la hoja de trabajo (véase además la Sección 4.4.3). La cámara debería colocarse de acuerdo con las condiciones de referencia, que se muestran en el Cuadro 17. N_{D,w,Q_o} es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_o , y k_{Q,Q_o} es el factor específico de la cámara que corrige por las diferencias entre la calidad Q_o del haz de referencia y la calidad del haz del usuario Q .

7.4.3. Dosis absorbida en z_{max}

La normalización clínica tiene lugar a menudo en la profundidad del máximo de dosis z_{max} , que en este Código de Práctica no siempre coincide con z_{ref} . Para determinar la dosis absorbida en z_{max} el usuario debería, para un determinado haz, utilizar la distribución de dosis en profundidad en el eje central para convertir la dosis absorbida en z_{ref} a la dosis en z_{max} . La medida de las distribuciones de dosis en profundidad se discute en la Sección 7.7.1.

7.5. VALORES DE k_{Q,Q_o}

El formalismo general se muestra en la Sección 3. El tratamiento modificado de k_{Q,Q_o} para cámaras calibradas internamente en el haz de electrones del usuario, como se describe en la Sección 3.2.1, se trata en la Sección 7.6, que se puede aplicar también a cámaras calibradas directamente en un laboratorio de calibración en una única calidad de haz de electrones. Las razones de poderes de frenado y los factores de perturbación usados en el cálculo de k_{Q,Q_o} se describen en el Apéndice II.

7.5.1. Cámara calibrada en ^{60}Co

Cuando la calidad de referencia Q_o es ^{60}Co , el factor k_{Q,Q_o} se denota por k_Q . En el Cuadro 18 se dan valores calculados de k_Q para una serie de calidades

CUADRO 18. VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE ELECTRONES, PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co , EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} (los datos se han obtenido usando los valores de las razones de frenado y factores de perturbación, según el Apéndice II)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz 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	13,0	16,0	20,0
<i>Cámaras plano-paralelas</i>																	
Attix RMI 449	0,953	0,943	0,932	0,925	0,919	0,913	0,908	0,904	0,900	0,896	0,893	0,886	0,881	0,871	0,859	0,849	0,837
Capintec PS-033	—	—	0,921	0,920	0,919	0,918	0,917	0,916	0,915	0,913	0,912	0,908	0,905	0,898	0,887	0,877	0,866
Exradin P11	0,958	0,948	0,937	0,930	0,923	0,918	0,913	0,908	0,904	0,901	0,897	0,891	0,885	0,875	0,863	0,853	0,841
Holt (Memorial)	0,971	0,961	0,950	0,942	0,936	0,931	0,926	0,921	0,917	0,913	0,910	0,903	0,897	0,887	0,875	0,865	0,853
NACP / Calcam	0,952	0,942	0,931	0,924	0,918	0,912	0,908	0,903	0,899	0,895	0,892	0,886	0,880	0,870	0,858	0,848	0,836
Markus	—	—	0,925	0,920	0,916	0,913	0,910	0,907	0,904	0,901	0,899	0,894	0,889	0,881	0,870	0,860	0,849
Roos	0,965	0,955	0,944	0,937	0,931	0,925	0,920	0,916	0,912	0,908	0,904	0,898	0,892	0,882	0,870	0,860	0,848
<i>Cámaras cilíndricas</i>																	
Capintec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,916	0,914	0,912	0,911	0,909	0,906	0,904	0,899	0,891	0,884	0,874
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0,914	0,913	0,913	0,913	0,912	0,911	0,910	0,908	0,903	0,897	0,888
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0,882	0,881	0,881	0,881	0,880	0,879	0,878	0,876	0,871	0,865	0,857
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,921	0,919	0,918	0,916	0,914	0,911	0,909	0,903	0,896	0,888	0,878
NE 2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,918	0,916	0,915	0,913	0,911	0,909	0,906	0,901	0,893	0,886	0,876

CUADRO 18. VALORES CALCULADOS DE k_O PARA HACES DE ELECTRONES, PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co , EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} (cont.)
(los datos se han obtenido usando los valores de las razones de poderes de frenado y factores de perturbación, según el Apéndice II)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz 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	13,0	16,0	20,0
NE 2581 (Robust Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,899	0,898	0,896	0,894	0,893	0,890	0,888	0,882	0,875	0,868	0,859
PTW 30001/30010 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,911	0,909	0,907	0,905	0,904	0,901	0,898	0,893	0,885	0,877	0,868
PTW 30002/30011 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,916	0,914	0,912	0,910	0,909	0,906	0,903	0,897	0,890	0,882	0,873
PTW 30004/30012 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,920	0,918	0,916	0,915	0,913	0,910	0,907	0,902	0,894	0,887	0,877
PTW 31002/31003 (flexible)	—	—	—	—	—	—	0,912	0,910	0,908	0,906	0,905	0,901	0,898	0,893	0,885	0,877	0,867
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	0,910	0,908	0,906	0,903	0,902	0,898	0,895	0,888	0,880	0,872	0,862
Victoreen 30-351	—	—	—	—	—	—	0,906	0,904	0,902	0,901	0,899	0,896	0,893	0,888	0,880	0,873	0,864
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	0,899	0,898	0,897	0,896	0,895	0,893	0,891	0,888	0,881	0,875	0,866

^a Algunas de las cámaras mostradas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

Q del usuario y para varios tipos de cámaras; los valores para las calidades no tabuladas se pueden obtener mediante interpolación. Se presentan también estos datos en las Figs. 8 y 9 para cámaras plano-paralelas y cilíndricas, respectivamente. Obsérvese que si existen valores genéricos de k_Q (medidos para un tipo de cámara en particular), solo se deberían usar si cumplen los criterios expresados en la Sección 4.1.

7.5.2. Cámara calibrada en una serie de haces de electrones de distintas calidades

Para una cámara calibrada en una serie de haces de electrones de distintas calidades, los datos del laboratorio de calibración se presentarán idealmente como un único factor de calibración N_{D,w,Q_o} determinado en un haz de electrones de referencia de calidad Q_o , y uno o más factores k_{Q,Q_o} medidos, correspondientes a otras calidades de calibración Q .

Sin embargo, si los datos de la calibración vienen en forma de un grupo de factores de calibración $N_{D,w,Q}$, entonces se debería seleccionar una de las calidades³⁰ como la calidad de calibración de referencia, Q_o . El factor de calibración correspondiente se denota por N_{D,w,Q_o} , y el resto de los factores $N_{D,w,Q}$ se expresan como una serie de factores k_{Q,Q_o} mediante la relación

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \quad (26)$$

Si la calidad del haz del usuario, Q , no se corresponde con ninguna de las calidades de calibración, el valor de k_{Q,Q_o} a emplear en la Ec. (25) se puede obtener por interpolación.

Una cámara calibrada en una serie de haces de distintas calidades se puede recalibrar en lo sucesivo solamente en la calidad de referencia, Q_o . En este caso debería usarse el nuevo valor de N_{D,w,Q_o} junto con los valores de k_{Q,Q_o} medidos previamente. Sin embargo, este procedimiento no debería repetirse más de dos veces sucesivas; la cámara debería recalibrarse en todas las calidades al menos cada seis años³¹, o si el usuario sospecha que ha sufrido algún daño.

³⁰ La elección aquí no es crítica; la apropiada es la calidad correspondiente al factor $N_{D,w,Q}$ con la menor incertidumbre relativa, y si no, una calidad próxima a la mitad del rango.

³¹ Como se hacía notar en la Sección 4.3, este procedimiento no debería utilizarse para cámaras cuya estabilidad no haya sido demostrada en un período que exceda los cinco años.

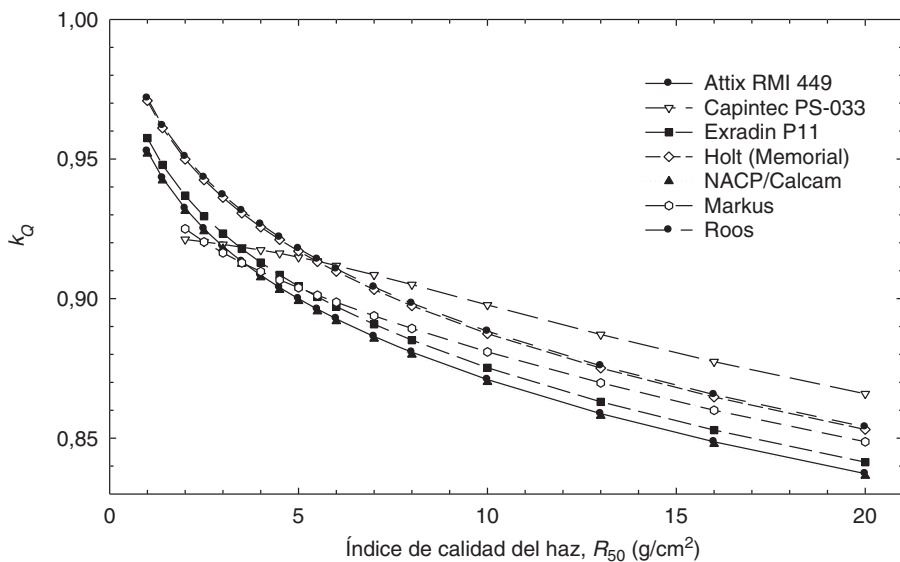


FIG. 8. Valores de k_Q calculados para haces de electrones, para varios tipos de cámaras plano-paralelas calibradas en la radiación gamma del ^{60}Co .

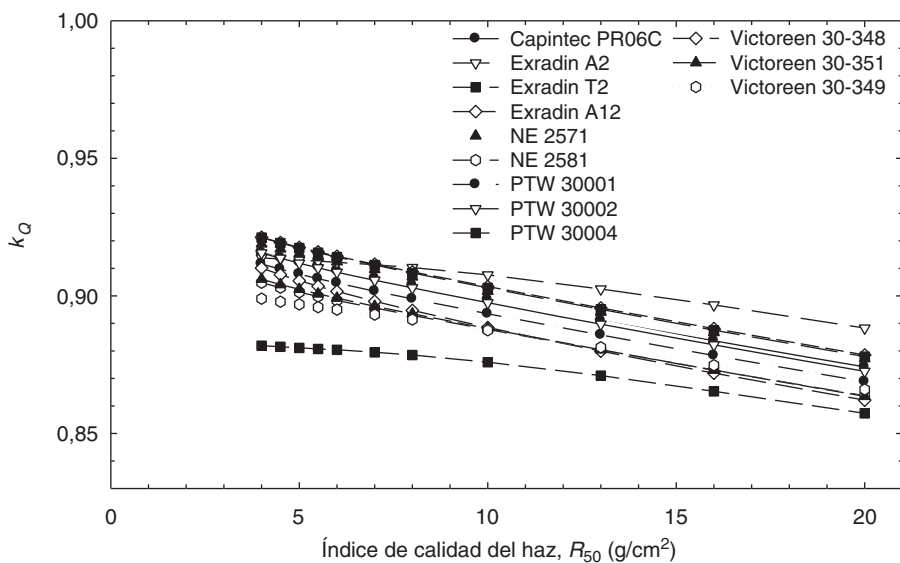


FIG. 9. Valores de k_Q calculados para haces de electrones, para varios tipos de cámaras cilíndricas calibradas en la radiación gamma del ^{60}Co .

7.6. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Por calibración interna se entiende la calibración de una cámara del usuario por comparación directa en un haz apropiado del usuario, frente a una cámara de referencia previamente calibrada. Un ejemplo particular es la calibración interna de una cámara plano-paralela para uso en haces de electrones, frente a una cámara cilíndrica de referencia calibrada en la radiación gamma del ^{60}Co . A pesar del paso adicional, tal calibración interna generalmente termina en una determinación de la dosis absorbida en agua, usando una cámara plano-paralela, más fiable que la obtenida utilizando una cámara plano-paralela calibrada directamente en ^{60}Co , fundamentalmente porque se evitan los problemas asociados con el factor de corrección p_{wall} para cámaras plano-paralelas en ^{60}Co , que entra en la determinación de k_{Q,Q_0} . Los factores k_{Q,Q_0} modificados que se deben usar con una cámara calibrada internamente se describen en la Sección 3.2.1.

7.6.1. Procedimiento para la calibración interna

Se debería utilizar la energía de electrones más alta de que se disponga; se recomienda que $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 \gtrsim 16 \text{ MeV}$). La cámara de referencia y la que se va a calibrar se comparan colocándolas alternativamente en la profundidad de referencia, z_{ref} , en agua, de acuerdo con las condiciones de referencia para cada una (véase el Cuadro 17). El factor de calibración de la cámara a calibrar, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad Q_{cross} de calibración interna, viene dado por

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

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

En la práctica, para minimizar el efecto de cualquier variación en el rendimiento del acelerador, las lecturas $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}$ y $M_{Q_{\text{cross}}}^x$ deberían ser los cocientes promedios $\overline{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}/M_{Q_{\text{cross}}}^x}$ y $\overline{M_{Q_{\text{cross}}}^x/M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{em}}}$ respectivamente, medidos con relación a un monitor externo. Idealmente, el monitor externo debería colocarse dentro

del maniquí, en la profundidad de referencia z_{ref} , pero desplazado lateralmente una distancia de 3 ó 4 cm del centro de la cámara.

Normalmente, la calidad de calibración, Q_o , para la cámara de referencia será el ^{60}Co y el valor de $k_{Q_{\text{cross}}, Q_o}^{\text{ref}}$ se obtiene del Cuadro 18. En caso de que Q_o sea un haz de electrones de alta energía, el valor de $k_{Q_{\text{cross}}, Q_o}^{\text{ref}}$ debe obtenerse mediante el procedimiento de la Sección 3.2.1:

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

donde $k_{Q_{\text{cross}}, Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}$ y $k_{Q_o, Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}$ se toman del Cuadro 19.

7.6.2. Uso posterior de una cámara calibrada internamente

La cámara calibrada internamente, con su factor de calibración $N_{D,w, Q_{\text{cross}}}^x$, se puede utilizar posteriormente para la determinación de la dosis absorbida en agua en un haz del usuario, de calidad Q , mediante la ecuación básica (25):

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

Los valores de $k_{Q, Q_{\text{cross}}}^x$ se obtienen mediante el procedimiento de la Sección 3.2.1:

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

donde $k_{Q, Q_{\text{int}}}^x$ y $k_{Q_{\text{cross}}, Q_{\text{int}}}^x$ se toman del Cuadro 19. Obsérvese que lo anteriormente expuesto puede utilizarse también para cámaras calibradas en un laboratorio de calibración en una calidad única, Q_{cross} , de haz de electrones.

7.7. MEDIDAS EN OTRAS CONDICIONES

7.7.1. Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central

La medida de una distribución de dosis en profundidad en el eje central debe seguir el procedimiento dado en la Sección 7.3.2 para la medida de R_{50} . Si se usa una cámara de ionización, la distribución de ionización en profundidad

CUADRO 19. VALORES CALCULADOS DE $k_{O_2, \dot{O}_{int}}$ PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN HACES DE ELECTRONES, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50}
 (los datos se han obtenido usando los valores de las razones de frenado y factores de perturbación según el Apéndice II y tomando el valor $Q_{int} = 7,5 \text{ g/cm}^2$)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz 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	13,0	16,0	20,0
<i>Cámaras plano-paralelas</i>																	
Attix RMI 449	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
Capithec PS-033	—	—	1,016	1,015	1,014	1,013	1,012	1,010	1,009	1,007	1,006	1,002	0,998	0,990	0,978	0,968	0,955
Exradin P11	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
Holt (Memorial)	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
NACP/Calcam	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
Markus	—	—	1,038	1,032	1,028	1,024	1,020	1,017	1,014	1,011	1,008	1,003	0,997	0,988	0,976	0,965	0,952
Roos	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
<i>Cámaras cilíndricas</i>																	
Capithec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,001	0,999	0,993	0,984	0,976	0,966
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1,003	1,003	1,002	1,002	1,002	1,001	0,999	0,996	0,991	0,984	0,975
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1,003	1,003	1,002	1,002	1,002	1,001	0,999	0,996	0,991	0,984	0,975
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,002	0,998	0,993	0,984	0,976	0,965
NE2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,001	0,999	0,993	0,984	0,976	0,966

CUADRO 19. VALORES CALCULADOS DE $k_{O_2, \dot{Q}_{int}}$ PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN HACES DE ELECTRONES, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} (cont.)
(Los datos se han obtenido usando los valores de las razones de poderes de frenado y factores de perturbación según el Apéndice II y tomando el valor $Q_{int} = 7,5 \text{ g/cm}^2$)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz 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	13,0	16,0	20,0
NE 2581 (Robust Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,001	0,999	0,993	0,984	0,976	0,966
PTW 30001/30010 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
PTW 30002/30011 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
PTW 30004/30012 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
PTW 31002/31003 (flexible)	—	—	—	—	—	—	1,014	1,011	1,009	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,983	0,974	0,964
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	1,015	1,013	1,010	1,008	1,006	1,002	0,998	0,991	0,982	0,973	0,962
Victoreen 30-351	—	—	—	—	—	—	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	1,008	1,006	1,005	1,004	1,003	1,001	0,999	0,995	0,988	0,980	0,971

^a Algunas de las cámaras mostradas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

medida tiene que convertirse en distribución de dosis en profundidad.³² Para un haz de calidad R_{50} , ésto se hace multiplicando la corriente de ionización, o la carga, en cada profundidad z de medida, por la razón de poderes de frenado, $s_{w,air}$, en esa profundidad. Los valores de $s_{w,air}$ se muestran en el Cuadro 20 en función de R_{50} y de la profundidad relativa z/R_{50} . Es suficiente con la interpolación lineal entre los datos de la tabla. Estos poderes de frenado se han calculado mediante la Ec. (66) del Apéndice II [91].³³

Obsérvese que este procedimiento omite cualquier variación con la profundidad del factor de perturbación. Esta es una buena aproximación para las cámaras plano-paralelas con buen anillo de guarda. Para las cámaras plano-paralelas que no disponen de un buen anillo de guarda y para las cámaras cilíndricas, los cambios en el factor de perturbación son significativos y deben tenerse en cuenta. Desafortunadamente, los datos existentes sobre los factores de perturbación para estos tipos de cámaras sólo se han verificado en profundidades cercanas a la de referencia y por lo tanto no es conveniente su uso en otras profundidades, a pesar de ser una práctica común. No es recomendable utilizar estas cámaras para determinar la distribución de dosis en profundidad.

7.7.2. Factores de campo

Para un haz de electrones dado, los factores de campo deberían medirse en z_{max} para los tamaños de campo y SSD utilizados en el tratamiento de pacientes y distintos a los de referencia. Los factores de campo pueden determinarse como la dosis absorbida en z_{max} para un conjunto dado de condiciones determinadas, relativa a la dosis absorbida en z_{ref} (o z_{max}) en las condiciones apropiadas de referencia. Los usuarios deben ser conscientes de la variación de la profundidad del máximo de dosis z_{max} , particularmente para tamaños de campo pequeños y altas energías.

Para detectores como diodos, diamantes, etc., el factor de campo se obtiene con una buena aproximación mediante la lectura del detector en las condiciones determinadas con relación a la lectura en las de referencia. Si se utiliza una cámara de ionización, el cociente medido de las corrientes de ionización, o cargas, debería corregirse por la variación de $s_{w,air}$ con la profundidad usando el Cuadro 20. Deben aplicarse también aquí las mismas consideraciones hechas en la Sección 7.7.1 respecto a los efectos de perturbación.

³² Se necesita esta conversión en los haces de electrones porque los poderes de frenado $s_{w,air}$ varían rápidamente con la profundidad.

³³ Los valores de $s_{w,air}$ obtenidos directamente por el usuario mediante esta ecuación deben verificarse, por comparación, con los valores dados en el Cuadro 20.

7.8. USO DE MANIQUÍES PLÁSTICOS

Los maniquíes plásticos solo se pueden usar en haces con calidades $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_o \lesssim 10 \text{ MeV}$). Se desaconseja claramente su utilización puesto que, en general, son los responsables de las mayores discrepancias en la determinación de la dosis absorbida en haces de electrones. No obstante, se permite su uso cuando no es posible un posicionamiento exacto de la cámara en el agua, o cuando no se dispone de una cámara impermeable. Los criterios que determinan la elección del plástico se discuten en la Sección 4.2.3.

7.8.1. Puesta en escala de las profundidades

Las profundidades en los maniquíes plásticos, z_{pl} , expresadas en g/cm^2 , se obtienen multiplicando la profundidad en centímetros por la densidad del plástico, ρ_{pl} , en g/cm^3 . Se debe medir la densidad del plástico, ρ_{pl} , para el lote en uso en lugar de utilizar un valor nominal para el tipo de plástico. Las medidas hechas en un maniquí de plástico en la profundidad z_{pl} se relacionan con la profundidad en agua mediante:

$$z_w = z_{\text{pl}} c_{\text{pl}} \text{ g/cm}^2 \quad (z_{\text{pl}} \text{ en g/cm}^2) \quad (31)$$

donde c_{pl} es el factor de puesta en escala de la profundidad. En el Cuadro 21 [93–95]³⁴ se dan valores de c_{pl} para algunos plásticos. Los valores nominales de la densidad ρ_{pl} para cada plástico se muestran también en el cuadro. Estos sólo se dan como guía.

³⁴ En este Código de Práctica, las profundidades z_w y z_{pl} se definen en unidades de g/cm^2 , en contraste con su definición en centímetros en la Ref. [21]. El factor de puesta en escala de la profundidad c_{pl} es el cociente entre la profundidad media de penetración de los electrones en agua y en plástico [93, 94], donde estas profundidades se expresan también en g/cm^2 . Como resultado de este cambio de unidades, y en menor grado por la incorporación de nuevos datos, los valores de c_{pl} dados en el Cuadro 21 difieren de los C_{pl} dados en el Cuadro VIII de la Ref. [21]. El uso de la minúscula para c_{pl} denota el uso de estos factores solamente con profundidades expresadas en g/cm^2 .

CUADRO 20. RAZONES DE PODERES DE FRENADO DE SPENCER-ATTIX ($\Delta = 10$ keV) AGUA-AIRE ($S_{w,air}$) PARA HACES DE ELECTRONES EN FUNCION DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} , Y DE LA PROFUNDIDAD RELATIVA, z/R_{50} , EN AGUA

(los datos se han obtenido usando la Ec. (66) del Apéndice II [91])

		Calidad del haz 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	13,0	16,0	20,0
z_{ref} (g/cm ²):	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	7,7	9,5	11,9	
$S_{w,air}$ (z_{ref}):	1,102	1,090	1,078	1,070	1,064	1,058	1,053	1,048	1,044	1,040	1,036	1,029	1,022	1,010	0,995	0,983	0,970	
Profundidad relativa en agua z/R_{50}																		
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	0,935	0,924	0,914	
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	0,937	0,926	0,916	
0,10	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	0,942	0,931	0,920	
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	0,946	0,935	0,924	
0,20	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	0,951	0,940	0,929	
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	0,956	0,945	0,933	
0,30	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	0,961	0,950	0,938	
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	0,966	0,955	0,943	
0,40	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	0,972	0,960	0,948	
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	0,978	0,966	0,953	
0,50	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	0,984	0,971	0,959	
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	0,990	0,977	0,964	
0,60	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	0,996	0,984	0,970	
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	1,003	0,990	0,976	

CUADRO 20. RAZONES DE PODERES DE FRENADO DE SPENCER-ATTIX ($\Delta = 10$ keV) AGUA-AIRE ($S_{p,air}$) PARA HACES DE ELECTRONES EN FUNCION DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} , Y DE LA PROFUNDIDAD RELATIVA, z/R_{50} , EN AGUA (cont.)
(los datos se han obtenido usando la Ec. (66) del Apéndice II [91])

		Calidad del haz 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	13,0	16,0	20,0
0,70	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	1,010	0,997	0,983	
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	1,017	1,004	0,989	
0,80	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	1,025	1,012	0,996	
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	1,033	1,019	1,004	
0,90	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	1,041	1,028	1,011	
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	1,050	1,036	1,019	
1,00	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	1,059	1,045	1,028	
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	1,069	1,055	1,037	
1,10	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	1,079	1,065	1,046	
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	1,090	1,075	1,056	
1,20	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	1,101	1,086	1,066	

CUADRO 21. VALORES PARA EL FACTOR DE PUESTA EN ESCALA DE LA PROFUNDIDAD, c_{pl} , EL FACTOR DE PUESTA EN ESCALA DE LA FLUENCIA, h_{pl} , Y LA DENSIDAD NOMINAL, ρ_{pl} , PARA ALGUNOS PLÁSTICOS

Maniquí plástico	c_{pl}	h_{pl}	ρ_{pl} (g/cm ³)
Agua sólida (WT1)	0,949	1,011	1,020
Agua sólida (RMI-457)	0,949	1,008 ^a	1,030
Agua plástica	0,982	0,998 ^b	1,013
Agua virtual	0,946	— ^c	1,030
PMMA	0,941	1,009	1,190
Poliestireno claro	0,922	1,026	1,060
Poliestireno blanco ^d	0,922	1,019	1,060
A-150	0,948	— ^c	1,127

^a Promedio de los valores dados en la Ref. [95] por debajo de los 10 MeV.

^b Promedio de los valores dados en la Ref. [65] por debajo de los 10 MeV.

^c Datos no disponibles.

^d También llamado poliestireno de alto impacto.

7.8.2. Maniqués plásticos para la especificación de la calidad del haz

Si se usa un maniquí de plástico para medir el índice de calidad del haz, la magnitud medida es el espesor de hemiabsorción en plástico de la distribución de ionización en profundidad, $R_{50,ion,pl}$. El $R_{50,ion}$ en agua se obtiene usando la Ec. (31), esto es:

$$R_{50,ion} = R_{50,ion,pl} c_{pl} \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion,pl} \text{ en g/cm}^2)^{35} \quad (32)$$

El índice de calidad del haz, R_{50} , en agua, se obtiene entonces usando la Ec. (23).

³⁵ Los factores c_{pl} se aplican, de manera estricta, sólo para distribuciones de dosis en profundidad y su utilización en la puesta en escala de distribuciones de ionización en profundidad es una aproximación.

7.8.3. Maniqués plásticos para la determinación de la dosis absorbida en z_{ref}

Para determinar la dosis absorbida en agua en z_{ref} en agua usando un maniquí de plástico, la cámara debería colocarse en la profundidad de referencia $z_{\text{ref,pl}}$ puesta en escala en el plástico. Esta se obtiene de la z_{ref} en agua usando la Ec. [31] en su forma inversa; esto es,

$$z_{\text{ref,pl}} = z_{\text{ref}} / c_{\text{pl}} \text{ g/cm}^2 \quad (z_{\text{ref}} \text{ en g/cm}^2) \quad (33)$$

El resto de las condiciones de referencia son las del Cuadro 17. Además de la puesta en escala de la profundidad, también la lectura $M_{Q,\text{pl}}$ del dosímetro en la profundidad $z_{\text{ref,pl}}$ en el plástico debería ponerse en escala respecto de la lectura equivalente M_Q en z_{ref} en agua, usando la relación

$$M_Q = M_{Q,\text{pl}} h_{\text{pl}} \quad (34)$$

En el Cuadro 21³⁶ se dan los valores del factor de puesta en escala de la fluencia, h_{pl} , para algunos plásticos. La incertidumbre asociada con la puesta en escala es la razón principal para evitar el uso de maniqués plásticos. La dosis absorbida en agua, en z_{ref} en agua, se obtiene del valor M_Q dado por la Ec. (34) y del uso de la Ec. (25).

7.8.4. Maniqués plásticos para distribuciones de dosis en profundidad

Cuando se utiliza un maniquí plástico para determinar la distribución de dosis en profundidad, cada profundidad medida en el plástico debería ser puesta en escala, usando la Ec. (31), para obtener la profundidad apropiada en agua. La lectura del dosímetro en cada profundidad también debería ponerse en escala usando la Ec. (34). Para profundidades más allá de $z_{\text{ref,pl}}$ (como se muestra en la Ec. (33)), se puede aceptar el uso del valor de h_{pl} en $z_{\text{ref,pl}}$ obtenido del Cuadro 21. Para profundidades pequeñas el valor de h_{pl} debería disminuir linealmente hasta la unidad en la profundidad cero; ésto ignora el efecto de las diferencias de retrodispersión en la superficie.

³⁶ En la Ref. [21] se dan valores de h_{pl} en función de la energía. En este Código de Práctica solamente se permite el uso de maniqués de plástico para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_o \lesssim 10 \text{ MeV}$) y en ese intervalo energético el valor de h_{pl} , para un plástico dado, puede tomarse como constante con una exactitud aceptable.

Si se usa una cámara de ionización, deberá convertirse la distribución de ionización en profundidad en distribución de dosis en profundidad. Esto se hace multiplicando la corriente de ionización, o la carga, en cada profundidad, por la razón apropiada de poderes de frenado $s_{w,air}$, según se describe en la Sección 7.7.1.

7.9. INCERTIDUMBRE ESTIMADA EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Las incertidumbres estimadas se presentan en dos cuadros: el Cuadro 22 para las determinaciones de dosis absorbida en agua basadas en un factor de calibración en ^{60}Co , y el Cuadro 23 para las determinaciones de dosis absorbida basadas en la calibración en un haz de electrones de alta energía con $R_{50} \sim 10 \text{ g/cm}^2$ ($E_o \sim 23 \text{ MeV}$). En cada uno de los cuadros se dan estimaciones para ambos tipos de cámaras, cilíndricas y plano-paralelas (obsérvese que R_{50} no debe ser menor de 4 g/cm^2 cuando se usa una cámara cilíndrica). Las incertidumbres estimadas no se dan, para las determinaciones de dosis absorbida, en otras profundidades que no sean z_{ref} , aunque pueden ser grandes cuando se usan maniqués plásticos. La incertidumbre de los factores k_{Q,Q_o} se analiza en el Apéndice II.

Si se usan valores medidos de k_{Q,Q_o} en lugar de calculados, la incertidumbre combinada en la determinación de la dosis absorbida en agua se puede reducir considerablemente. Por ejemplo, si para una cámara plano-paralela se miden los valores de k_Q (o sea, los relativos a ^{60}Co) con una incertidumbre típica de alrededor de 0,8%, la incertidumbre estimada global en la determinación de la dosis absorbida en agua, en z_{ref} , en un haz de electrones, se reduce de 2,1 a 1,5%.

La incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua basada en una cámara plano-paralela calibrada internamente en un haz de electrones de alta energía (frente a una cámara cilíndrica con un factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua en un haz de ^{60}Co), merece una atención especial ya que deben tenerse en cuenta las posibles cancelaciones. Combinando la Ec. (29) (el uso de una cámara calibrada internamente), la Ec. (27) (el factor de calibración interno) y la Ec. (4) (la ecuación básica para k_Q), la expresión final para la dosis absorbida en agua es

$$D_{w,Q} = M_Q^{pp} \frac{M_{Q_{cross}}^{cyl}}{M_{Q_{cross}}^{pp}} N_{D,w,Co-60}^{cyl} \frac{(s_{w,air})_Q}{(s_{w,air})_{Co-60}} \frac{(W_{air})_Q}{(W_{air})_{Co-60}} \frac{P_Q^{pp}}{P_{Q_{cross}}^{pp}} \frac{P_{Q_{cross}}^{cyl}}{P_{Co-60}^{cyl}} \quad (35)$$

CUADRO 22. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA^a DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE ELECTRONES, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Tipo de cámara del usuario: Rango de calidad del haz:	Incertidumbre típica relativa (%)	
		Cilíndrica $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$	Plano-paralela $R_{50} \geq 1 \text{ g/cm}^2$
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración</i>			
Factor $N_{D,w}$ de calibración del patrón secundario en el LPCD		0,5	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario		0,1	0,1
Factor $N_{D,w}$ de calibración del dosímetro del usuario en el LSCD		0,4	0,4
<i>Incertidumbre combinada del paso 1^b</i>		<i>0,6</i>	<i>0,6</i>
<i>Paso 2: Haz de electrones del usuario</i>			
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario		0,3	0,4
Establecimiento de las condiciones de referencia		0,4	0,6
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz		0,6	0,6
Corrección k_i por las magnitudes de influencia		0,4	0,5
Corrección k_Q por la calidad del haz (valores calculados)		1,2	1,7
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>		<i>1,5</i>	<i>2,0</i>
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)		1,6	2,1

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones dadas en el cuadro deben considerarse valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre establecida por los laboratorios para los factores de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

^b Una cámara de usuario calibrada directamente en un LPCD tendrá una incertidumbre ligeramente menor para el paso 1. Sin embargo, esto no tiene un efecto significativo en la incertidumbre combinada de la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz de referencia del usuario.

CUADRO 23. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA^a DE $D_{w,Q}$ EN 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	Tipo de cámara del usuario: Rango de calidad del haz:	Incertidumbre típica relativa (%)	
		Cilíndrica $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$	Plano-paralela $R_{50} \geq 1 \text{ g/cm}^2$
<i>Paso 1: LPCD</i>			
Factor $N_{D,w}$ de calibración del dosímetro del usuario en el LPCD		0,7	0,7
<i>Incertidumbre combinada del paso 1</i>		0,7	0,7
<i>Paso 2: Haz de electrones del usuario</i>			
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario		0,3	0,4
Establecimiento de las condiciones de referencia		0,4	0,6
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz		0,6	0,6
Corrección k_i por las magnitudes de influencia		0,4	0,5
Corrección k_Q por la calidad del haz (valores calculados)		0,9	0,6
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>		1,3	1,2
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)		1,4	1,4

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones dadas en el cuadro deben considerarse valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre establecida por los laboratorios para los factores de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

donde para mayor claridad los subíndices denotando la calidad de referencia, ^{60}Co , se han escrito explícitamente (en lugar de Q_o). Obsérvese aquí que $s_{w,\text{air}}$ y W_{air} no aparecen en Q_{cross} por cancelación. Las tres lecturas de la cámara estarán correlacionadas de alguna forma, y se considera razonable una incertidumbre combinada de 0,8% para las tres. La incertidumbre de $N_{D,w,\text{Co-60}}$ es de 0,6%. Las de los cocientes de las razones de poderes de frenado $s_{w,\text{air}}$ y de

W_{air} son de 0,5% cada una (véase el Cuadro 40 en el Apéndice II). La del cociente de los factores de perturbación, p , para la cámara plano-paralela en dos calidades de electrones es de 0,4% (las cuatro componentes del Cuadro 41 en el Apéndice II). La del cociente de los factores de perturbación, p , para la cámara cilíndrica es de 1,0% (las cuatro componentes del Cuadro 40). De este modo, una estimación aproximada y consistente de la incertidumbre combinada de $D_{w,Q}$ es de 1,6%.

7.10. HOJA DE TRABAJO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de electrones

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Acelerador: _____ Energía nominal: _____ MeV

Tasa de dosis nominal: _____ UM/min R_{50} medido: _____ g/cm²

obtenido de ionización curvas de dosis

Maniquí de referencia: agua plástico

Tamaño del campo de referencia: _____ cm × cm SSD de referencia: 100 cm

Calidad del haz, Q ($R_{50,w}$): _____ g/cm²

Profundidad de referencia $z_{ref,w} = 0.6 R_{50} - 0.1$: _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____ Tipo: pp cil

Pared/ventana de la cámara material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable para la cámara/cubierta material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua^a

$N_{D,w,Q_o} =$ _____ Gy/nc Gy/div

Calidad de calibración Q_o : ⁶⁰Co haz de electrones Prof. de calibración: _____ g/cm²

Si Q_o es un haz de electrones, R_{50} : _____ g/cm²

Cond. de referencia para calibración: P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Hum. rel.: _____ %

Tensión de colección V_1 : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es positivo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Maniquí

Maniquí de agua material ventana: _____ espesor: _____ g/cm²
 Maniquí plástico material ventana: _____ densidad: _____ g/cm³
 factor de puesta en escala de la profundidad c_{pl} : _____
 profundidad de referencia: $z_{ref,pl} = z_{ref}/c_{pl}$: _____ g/cm²
 factor de puesta en escala de la fluencia^b: $h_{pl} =$ _____

4. Lectura del dosímetro^c y correcciones por magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro no corregida en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Unidades correspondientes del monitor: _____ UM

Cociente de la lectura del dosímetro y las unidades del monitor:

$$M_1 = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

i) Presión P : _____ kPa Temp. T : _____ °C Hum. rel. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2+T) P_o}{(273,2+T_o) P} = \text{_____}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^d k_{elec} : nC/div adimensional

$$k_{elec} = \text{_____}$$

iii) Corrección por polaridad^e: lect en $+V_1$: M_+ = _____ lect en $-V_1$: M_- = _____

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

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

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

Lecturas^f en cada V: $M_1 =$ _____ $M_2 =$ _____

Cociente de tensiones $V_1/V_2 =$ _____ Cociente de lecturas $M_1/M_2 =$ _____

Usar el Cuadro 9 para un haz de tipo: pulsado pulsado-barrido

$$a_0 = \text{_____} \quad a_1 = \text{_____} \quad a_2 = \text{_____}$$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \text{_____} \text{ g,h}$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_1 :

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

8. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA

8.1. GENERALIDADES

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y recomendaciones para la dosimetría relativa en haces de rayos X con capas hemirreductoras de hasta 3 mm de aluminio y potenciales generadores de hasta 100 kV. Se basa en un factor de calibración para un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_0} , en un haz de referencia de calidad Q_0 .

Este rango de calidades se conoce aquí como rayos X de baja energía. La división en rangos de energías baja y media (esta última presentada en la Sección 9) tiene la intención de reflejar los dos tipos diferentes de radioterapia en los que se utilizan estos rayos X, la “superficial” y la “profunda” (“ortovoltaje”). El límite entre los dos rangos, en esta sección y en la próxima, no es estricto y existe un solapamiento entre los 80 kV, 2 mm Al y los 100 kV, 3 mm Al. En esta región de solapamiento los métodos de ambas secciones son igualmente satisfactorios y se utilizará el que resulte más conveniente.

Existe una disponibilidad limitada de patrones de dosis absorbida en agua en el rango de rayos X de energías baja y media. Sin embargo, se pueden obtener factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua a partir de factores de calibración en kerma en aire, usando alguno de los códigos de práctica aceptados (véase el Apéndice I). Así, cualquier laboratorio de calibración con patrones de kerma en aire puede, de este modo, proporcionar calibraciones derivadas en términos de dosis absorbida en agua. Aunque este proceso es formalmente equivalente a que el usuario obtenga una calibración en kerma en aire y aplique de forma individual el mismo código de práctica de kerma en aire, tiene la ventaja de que permite extender el uso de la metodología unificada que se presenta aquí, en un campo de la dosimetría en el que los métodos normalizados son notablemente escasos.

La dosimetría de rayos X de baja energía se ha basado tradicionalmente en medidas en aire de la exposición o del kerma en aire. La dosis absorbida en la superficie del agua se obtiene a partir de estas medidas mediante la conversión de la exposición, o el kerma en aire, en dosis absorbida en agua y la aplicación de un factor de corrección por el efecto de retrodispersión. Esta es aún la base de la mayor parte de los códigos de práctica actuales de dosimetría de rayos X de baja energía [17, 96, 97]. El Código de Práctica del OIEA [17] incluye también la opción de basar la dosimetría en medidas hechas en un

maniquí de dispersión total, usando una cámara calibrada directamente en términos de dosis absorbida en agua colocada en el maniquí. Esta es la aproximación tomada en este Código de Práctica, expresada en los términos del formalismo dado en la Sección 3.

CUADRO 24. ESPESOR TOTAL DE MATERIAL^a NECESARIO PARA ALCANZAR LA ACUMULACIÓN ELECTRÓNICA COMPLETA

kV	Poliestireno		PMMA ^b		Mylar	
	mg/cm ²	mm	mg/cm ²	mm	mg/cm ²	mm
50	4,0	0,045	4,4	0,04	4,6	0,035
60	5,5	0,060	6,1	0,050	6,4	0,045
70	7,2	0,080	8,0	0,065	8,3	0,060
80	9,1	0,100	10,0	0,085	10,5	0,075
90	11,1	0,120	12,2	0,105	12,9	0,090
100	13,4	0,140	14,7	0,125	15,4	0,110

^a El espesor especificado se toma igual al alcance csda de los electrones secundarios de máxima energía, como se muestra en la Ref. [66].

^b Polimetil Metacrilato, también conocido como acrílico. Los nombres comerciales son Lucita, Plexiglas o Perspex.

8.2. EQUIPAMIENTO DOSIMÉTRICO

8.2.1. Cámaras de ionización

Respecto a las cámaras de ionización deberían seguirse las recomendaciones dadas en la Sección 4.2.1. La cámara debería ser del tipo designado para el uso con rayos X de baja energía, como muestra el Cuadro 5. El espesor de la ventana de la cámara debería ser suficiente para permitir la acumulación completa del espectro de electrones secundarios. Este espesor evitará también que los electrones secundarios generados corriente arriba entren en la cámara. Si la cámara se va a usar con rayos X de 50 o más kV, generalmente se necesitará añadir láminas de un material similar al de la ventana de la cámara para asegurar una acumulación electrónica completa. En el Cuadro 24 se muestra el espesor total requerido (incluido el espesor de la pared de la cámara) para varios tipos de plásticos. Si no se puede conseguir el valor exacto del cuadro, debería usarse una lámina ligeramente más gruesa ya

que, mientras que la atenuación de los rayos X para el espesor adicional es despreciable, se asegura una completa acumulación.

El punto de referencia de la cámara, para su calibración en el laboratorio y para las medidas en condiciones de referencia en el haz del usuario, se toma en el exterior de la ventana de la cámara, en el centro de la misma (o en el exterior de la lámina de acumulación si se utiliza). Este punto se coloca de forma que esté a nivel de la superficie frontal del maniquí. La cámara, el maniquí y cualquier lámina de equilibrio deberían calibrarse juntas en el laboratorio, en la misma SSD y tamaño de campo empleados para la dosimetría de referencia en la instalación del usuario. Debido a las grandes variaciones de cámara a cámara en la respuesta con la energía, no se recomienda el uso de un conjunto de valores genéricos de k_{Q,Q_0} para un tipo de cámara en particular.

8.2.2. Maniqués

Respecto a los maniqués deberían seguirse las recomendaciones dadas en las Secciones 4.2.3 y 4.2.4. El maniquí debería permitir que la cámara se coloque con la cara exterior de su ventana a nivel de la superficie del mismo. Esto normalmente no es posible usando un maniquí de agua, por lo que debería usarse un maniquí de plástico. Lo ideal para trabajar con rayos X de energías baja y media sería utilizar un material equivalente a agua, pero también se acepta el PMMA (Perspex, Lucita, etc.).³⁷ Ya que el conjunto maniquí/cámara se calibra en términos de dosis absorbida en agua en la superficie, no se necesitan conversiones ni de dosis ni de profundidad, independientemente del tipo de plástico utilizado. El maniquí debería extenderse al menos en 5 g/cm^2 en la dirección del haz, y en la dirección lateral debería ser lo suficientemente mayor que el tamaño del campo de referencia utilizado para asegurar que todo el haz primario emerja a través de la cara posterior del mismo.

³⁷ El PMMA es aceptable para un maniquí que se use sólo para medidas en la superficie. Esto se debe a que el maniquí necesita reproducir únicamente la retrodispersión y no la atenuación o la dispersión en profundidad. La cámara se calibra en el maniquí, en las condiciones de referencia de tamaño del campo y SSD, y cuanto más similares sean a las condiciones de referencia en la instalación del usuario menor será la diferencia entre el PMMA y el agua. En las medidas de los factores de campo, en otros tamaños de campo y SSD, sólo influye el cociente de la retrodispersión en las diferentes geometrías, que debe ser similar al del agua. Aunque el PMMA no es equivalente al agua, la retrodispersión es típicamente un orden de magnitud menor que la dosis absorbida en la superficie, y la diferencia en la retrodispersión entre el agua y el PMMA es otro orden de magnitud menor. Por consiguiente, la discrepancia típica global no será mayor de un 1%.

8.3. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ

8.3.1. Elección del índice de calidad del haz

Es bien sabido lo deseable que es en dosimetría el utilizar más de un parámetro de la calidad de un haz para caracterizar un espectro de rayos X de energías baja y media [98, 99]. Las magnitudes usadas habitualmente son el potencial generador (kV) y la capa hemirreductora (HVL). Sin embargo, a menudo no es posible hacer corresponder el kV y la HVL de cada haz clínico con los de los haces del laboratorio de calibración. Por lo tanto, el principal índice de calidad de un haz ha sido tradicionalmente la HVL. Este es el índice de calidad del haz que se utiliza en este Código de Práctica para los rayos X de baja energía.

A pesar del hecho que protocolos anteriores de dosimetría para estos rayos X usan sólo la HVL como índice de calidad, estos protocolos no incluyen ninguna discusión sobre la incertidumbre surgida de esta elección. Es una componente de la incertidumbre que no debe pasarse por alto. Desafortunadamente, no existe suficiente trabajo experimental publicado que indique cómo los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua varían independientemente con los kV y las HVL. Se pueden obtener algunos indicios del factor de calibración en kerma en aire, $N_{K,Q}$, para una cámara PTW M23342, en el rango de haces típicos usados en radioterapia (véase la Fig. 10). Para una HVL dada, el factor de calibración varía en poco más del 2%. Sin embargo, ésto no es una indicación real de la variación de $N_{D,w}$ ya que no tiene en cuenta la respuesta de la cámara a la dispersión proveniente del maniquí, ni el factor de conversión de kerma en aire a dosis absorbida en agua. Sólo se puede suponer que la variación de $N_{D,w,Q}$ será similar a la de $N_{K,Q}$. Para los tipos de cámaras recomendados en este Código de Práctica, se toma un valor conservador de 1,5% como incertidumbre típica de tipo B (véase el Apéndice IV.3).

Debe observarse que el concepto de HVL se basa en la respuesta de un dosímetro al kerma en aire. Sería muy deseable, y podría adoptarse en futuras versiones de este Código de Práctica, el desarrollo de un nuevo índice de calidad para los rayos X basado en la magnitud dosis absorbida en agua (posiblemente en un cociente de las dosis a diferentes profundidades).

Es preferible, por supuesto cuando sea posible, tener un dosímetro calibrado en las mismas combinaciones de kV y HVL que las de los haces clínicos. En caso de no ser posible, los datos de calibración deben obtenerse para haces con las HVL de menor y de mayor valor y obtener el resto de los valores deseados por interpolación (véase la hoja de trabajo).

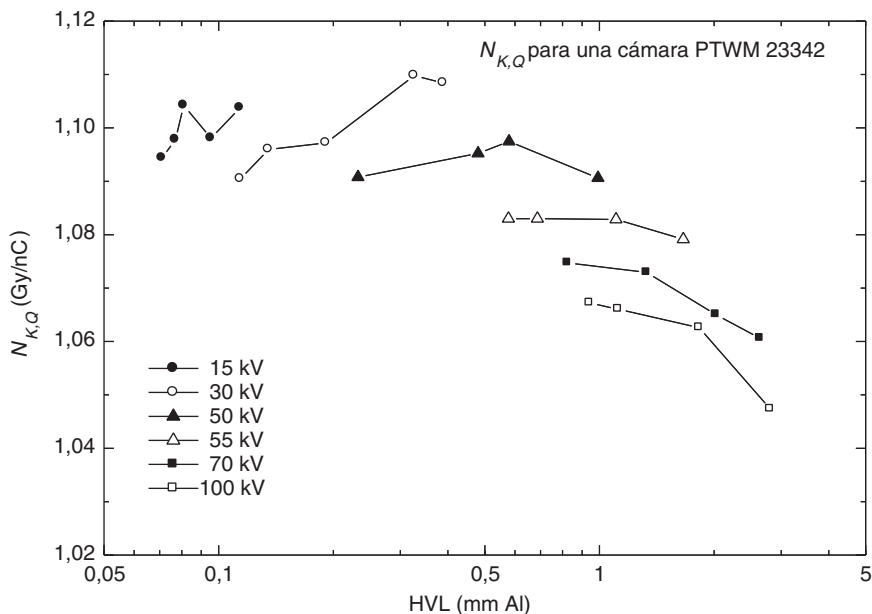


FIG. 10. Factores de calibración en kerma en aire para una cámara PTW M23342, en función del potencial generador y la HVL, en el rango de 15–100 kV. Datos medidos en el NRL.

8.3.2. Medida de la calidad del haz

El material convencional utilizado para la determinación de la HVL en haces de rayos X de baja energía es el aluminio. La HVL se define como el espesor de un absorbente que reduce la tasa de kerma en aire en un haz estrecho de rayos X, en un punto de referencia alejado de la lámina absorbente, a un 50% de la tasa de kerma en aire, en el mismo punto, en el haz sin atenuar.

Debido a la absorción de los rayos X de baja energía en el aire, la HVL varía con la distancia al blanco emisor de rayos X. Por lo tanto, para haces de rayos X de baja energía la HVL debería medirse, hasta donde sea posible, con la cámara en la misma SCD que se utilizará para las medidas de dosis absorbida. Si la distancia desde el blanco emisor a la cámara es menor de 50 cm, la dispersión desde los filtros añadidos puede afectar el resultado. Esto se puede comprobar usando diferentes tamaños de campo y extrapolando el tamaño del campo hasta cero si es necesario.

La configuración ideal es colocar, a la mitad de la distancia entre el blanco y la cámara aproximadamente, un colimador que reduzca el tamaño de

campo lo suficiente para que justamente abarque toda la cámara. No debería existir otro material dispersor en el haz hasta 1 m más allá de la cámara. Los filtros añadidos para la medida de la HVL se colocan cerca del colimador, en combinaciones de espesores que engloben el espesor de HVL a determinar. El espesor que reduce la tasa de kerma en aire a la mitad se obtiene por interpolación.

Realmente lo que se mide es la corriente de ionización, o la carga integrada en un tiempo dado de exposición, y no la tasa de kerma en aire. Esta diferencia es particularmente importante para haces poco filtrados. Debería usarse una cámara de pared delgada con una respuesta en energía que varíe menos del 2% en el rango de calidades medidas.³⁸ Si se necesita alcanzar una acumulación electrónica completa, debería añadirse a la ventana de la cámara una lámina de acumulación, tal como se describe en la Sección 8.2.1.

Debería utilizarse una cámara monitora para evitar resultados engañosos debidos a las variaciones en el rendimiento de los rayos X. Debe tenerse mucho cuidado en que la respuesta de la cámara monitora no se vea afectada por el aumento de la dispersión cuando se colocan más filtros en el haz. Si no se dispone de una cámara monitora, los efectos de las variaciones en el rendimiento se pueden minimizar cambiando aleatoriamente la secuencia de medidas y midiendo la tasa de kerma en aire, sin filtros adicionales, al inicio y al final de las medidas.

La pureza del aluminio usado para las medidas de la HVL debe ser del 99.9%. Como guía adicional sobre la determinación de la HVL, véanse las Refs. [33, 71, 98, 100].

8.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

8.4.1. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua se muestran en el Cuadro 25.

³⁸ En la medida de la HVL pueden cometerse errores de hasta un 10% si se usa una cámara Farmer en un haz de 100 kV poco filtrado. Si la respuesta en energía de la cámara varía en más del 2% en el rango de calidades, cada medida debería convertirse a medida de kerma en aire usando un factor de calibración en kerma en aire apropiado para cada haz, filtrado o no filtrado. Este es un proceso iterativo ya que el mismo factor de calibración viene determinado por la HVL.

CUADRO 25. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Plástico equivalente a agua o PMMA
Tipo de cámara	Plano-paralela para rayos X de baja energía
Profundidad de medida z_{ref}	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 lamina de acumulación adicional si se utiliza ^a
SSD	Distancia normal de tratamiento determinada por el aplicador de referencia ^b
Tamaño del campo	3 cm × 3 cm, ó 3 cm de diámetro, o el determinado por el aplicador de referencia ^b

- ^a El punto de referencia de la cámara es la superficie exterior, ya que el factor de calibración $N_{D,w,Q}$ viene dado en términos de dosis absorbida en la superficie del agua.
- ^b Se debe seleccionar como aplicador de referencia uno con un tamaño de campo igual (o de lo contrario ligeramente mayor) que el tamaño de campo de referencia.

8.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

El formalismo general se muestra en la Sección 3. La dosis absorbida en agua, en la superficie del agua, en un haz de rayos X de baja energía de calidad Q y en ausencia de la cámara, viene dada por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \tag{36}$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro, con el punto de referencia de la cámara colocado en z_{ref} de acuerdo con las condiciones de referencia dadas en el Cuadro 25, y corregida por las magnitudes de influencia temperatura y presión y calibración del electrómetro, como se describe en la hoja de trabajo (véase además la Sección 4.4.3). Obsérvese que las correcciones por polaridad y recombinación de iones son difíciles de medir en el tipo de cámara recomendado para rayos X de baja energía, debido a la distorsión electrostática de la ventana de la cámara. Sin embargo, los efectos serán despreciables si se mantiene la misma polaridad que se utilizó para la calibración, y si la tasa de dosis absorbida es menor que unos pocos grays por segundo (véase la Ref. [101]). N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración del dosímetro,

en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_o , y k_{Q,Q_o} es un factor específico de la cámara que corrige por las diferencias entre la calidad Q_o del haz de referencia y la calidad Q del haz que se está utilizando. Obsérvese también que la corrección por el error del temporizador puede ser significativa. Esta corrección no es multiplicativa y por lo tanto se trata en la hoja de trabajo de forma separada.

8.5. VALORES DE k_{Q,Q_o}

No es posible calcular los valores de k_{Q,Q_o} usando la teoría de Bragg-Gray, ya que una cámara de pared delgada en la superficie de un maniquí no representa una cavidad de Bragg-Gray. Por lo tanto, los valores de k_{Q,Q_o} deben obtenerse directamente de medidas. Los valores genéricos, medidos para un tipo de cámara en particular, no deberían usarse para otras cámaras debido a las grandes variaciones de la respuesta en energía de cámara a cámara.

Idealmente, los datos de la calibración para el dosímetro deberían presentarse como un único factor de calibración N_{D,w,Q_o} , determinado en un haz de referencia de calidad Q_o , y uno o varios factores k_{Q,Q_o} medidos, correspondientes a otras calidades de calibración, Q . Sin embargo, si los datos de la calibración vienen en forma de un conjunto de factores de calibración $N_{D,w,Q}$, debe escogerse una de las calidades como la de referencia, Q_o .³⁹ El factor de calibración correspondiente será N_{D,w,Q_o} y el resto de los factores de calibración $N_{D,w,Q}$ se expresarán en términos de k_{Q,Q_o} usando la relación

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \quad (37)$$

Si la calidad del haz del usuario no es ninguna de las calidades de calibración, el valor de k_{Q,Q_o} a usar en la Ec. (36) puede obtenerse por interpolación (véase la hoja de trabajo).

Una cámara calibrada en una serie de haces de distintas calidades puede recalibrarse posteriormente sólo en la calidad de referencia Q_o . En este caso, el nuevo valor de N_{D,w,Q_o} debería usarse junto con los valores de k_{Q,Q_o} medidos previamente. Sin embargo, debido a la particular susceptibilidad de las cámaras de ionización a variar su respuesta con la energía en estos rayos X, es preferible

³⁹ La elección aquí no es crítica; la calidad apropiada es la correspondiente al factor $N_{D,w,Q}$ con la menor incertidumbre, y si no, una calidad próxima a la mitad del rango.

que las cámaras se recalibren cada vez en todas las calidades. En particular, si N_{D,w,Q_0} varía en una cantidad mayor que la incertidumbre establecida para la calibración, o se ha realizado alguna reparación a la cámara, entonces el dosímetro debería recalibrarse en todas las calidades.

8.6. MEDIDAS EN OTRAS CONDICIONES

8.6.1. Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central

Se puede obtener de la literatura [81] una estimación de las distribuciones de dosis en profundidad. Sin embargo, si se desea, se puede medir la distribución de dosis en profundidad usando la misma cámara utilizada para la dosimetría de referencia y un maniquí equivalente a agua.

Sobre la cámara, en el maniquí, se colocan láminas delgadas del material del maniquí equivalente a agua diseñadas para su uso en estos rayos X, y el maniquí se mueve hacia atrás la misma distancia para mantener la SSD constante. Las especificaciones del material proporcionadas por el fabricante deberían certificar que es equivalente a agua dentro de unos pocos por ciento en el rango de energía de interés. Esto debería verificarse comparando con datos publicados. El PMMA no es adecuado para la medida de distribuciones de dosis en profundidad, aún cuando se utilice como material del maniquí para la dosimetría de referencia. Estrictamente, este procedimiento proporciona más bien una distribución de ionización en profundidad que una distribución de dosis en profundidad. Sin embargo, si la respuesta de la cámara es razonablemente constante (dentro del 5%) con la calidad del haz, el error introducido al suponer que la distribución de dosis en profundidad es la misma que la distribución de ionización en profundidad, probablemente no sea mayor que unos pocos por ciento para cualquier profundidad de interés clínico.

8.6.2. Factores de campo

Para las aplicaciones clínicas, se necesitan los factores de campo para todas las combinaciones de SSD y tamaños de campo utilizadas en los tratamientos de radioterapia. El factor de campo es el cociente entre la lectura corregida del dosímetro, en la superficie del maniquí, para un conjunto de condiciones determinadas, y la hecha en condiciones de referencia (las condiciones de referencia se muestran en el Cuadro 25).

Debido a la significativa contribución de la dispersión proveniente del interior de un aplicador, estimar los factores de campo para diferentes aplicadores mediante el cociente de los factores de retrodispersión

correspondientes a los respectivos tamaños de campo no es lo suficientemente exacto. El factor de campo debe medirse para cada calidad de haz y cada aplicador individual.

Si se usa un maniquí de PMMA la respuesta de la cámara para diferentes tamaños de campo no será exactamente la misma que en un maniquí de agua, debido a la diferencia en la retrodispersión (véase la nota 37 a pie de página). Sin embargo, ya que el factor de campo es un cociente de medidas, este efecto no debería provocar un error mayor del 1%, particularmente si el tamaño de campo de referencia está en la mitad del rango de los tamaños usados en la clínica.

8.7. INCERTIDUMBRE ESTIMADA EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Actualmente existe muy poca experiencia práctica en patrones primarios de dosis absorbida en agua para rayos X de baja energía. La incertidumbre en la determinación de $N_{D,w,Q}$ obtenido directamente a partir de un patrón primario se supone aquí de 1%. Alternativamente, si el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua se obtiene de un patrón de kerma en aire, la incertidumbre en la determinación de $N_{D,w,Q}$ se estima en 3%. En el último caso, la incertidumbre de $N_{D,w,Q}$ domina la incertidumbre global.

La estabilidad de un buen dosímetro en una serie de lecturas es típicamente mejor del 0,1%, pero la temperatura de la cámara puede tener una incertidumbre de al menos $\pm 1^\circ\text{C}$ debido al calor proveniente del tubo de rayos X. El rendimiento de algunos equipos de rayos X depende de la tensión de red, de la temperatura del tubo, y del control, por parte del operador, de la corriente y del potencial del tubo. Esta variación se minimiza cuando las exposiciones se controlan con una cámara monitora, pero raras veces se dispone de ellas en equipos dedicados sólo a rayos X de baja energía, en los que las fluctuaciones del rendimiento en una serie de tiempos de exposición idénticos pueden ser del orden del 5%. Esta incertidumbre debería estimarse por separado, por parte del usuario, a partir de la desviación típica de un conjunto de al menos cinco exposiciones de duración similar a los tiempos de tratamiento típicos. Esto no se incluye en el presente análisis.

Como la SSD es normalmente muy pequeña en los equipos de rayos X de baja energía, es difícil lograr una reproducibilidad en el posicionamiento que resulte en una incertidumbre en la determinación de dosis absorbida en agua mejor de 1%, por lo que ésta es la incertidumbre que se asigna al establecimiento de las condiciones de referencia.

Para la dosimetría de rayos X de baja energía, los valores de k_{Q,Q_0} se obtienen directamente de los factores de calibración $N_{D,w,Q}$. Si el valor de N_{D,w,Q_0} utilizado en la Ec. (36) es el mismo que en la Ec. (37), la incertidumbre en el producto $k_{Q,Q_0}N_{D,w,Q_0}$ es precisamente la incertidumbre en $N_{D,w,Q}$ junto con 1,5% adicional que tiene en cuenta la incertidumbre en la correspondencia de los haces de calibración y del usuario en función de las HVL. Sin embargo, si el N_{D,w,Q_0} utilizado en la Ec. (36) es diferente porque se ha obtenido de una calibración posterior del dosímetro, la incertidumbre de k_{Q,Q_0} se incrementa por la falta de correlación entre el nuevo N_{D,w,Q_0} y el utilizado para calcular los k_{Q,Q_0} . Esto conlleva un incremento en la incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ de alrededor de 0,2%. Las incertidumbres se resumen en el Cuadro 26.

CUADRO 26. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA^a DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN HAZ DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)			
	<i>LSCD</i>	<i>LSCD</i>	<i>LPCD</i>	<i>LPCD</i>
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración</i>				
Factores N_{D,w,Q_0} y N_K de calibración del patrón secundario en el LPCD	1,0	0,5		
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1	0,1		
Factor de calibración del dosímetro de usuario en el laboratorio de calibración				
Patrón de dosis absorbida	0,5		1,0	
Obtenido del patrón de kerma en aire		3,0		3,0
<i>Incertidumbre combinada en el paso 1:</i>	<i>1,2</i>	<i>3,0</i>	<i>1,0</i>	<i>3,0</i>
<i>Paso 2: Haz de rayos X del usuario</i>				
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario		0,3		
Establecimiento de las condiciones de referencia		1,0		
Lectura M_Q del dosímetro respecto al temporizador o al monitor del haz		0,1		
Corrección por las magnitudes de influencia k_i		0,8		
Corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0}		1,5		
<i>Incertidumbre combinada en el paso 2</i>		<i>2,0</i>		
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)	2,3	3,6	2,2	3,6

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones dadas en el cuadro deben considerarse valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre establecida por los laboratorios de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

8.8. HOJA DE TRABAJO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de rayos X de baja energía

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Equipo de rayos X: _____ Potencial nominal del tubo: _____ kV

Corriente nominal del tubo: _____ mA Calidad del haz Q (HVL): _____ mm Al

Maniquí de referencia: _____ Profundidad de ref.: superficie del maniquí

Material de las láminas añadidas: _____ Espesor: _____ mm

Tamaño del campo de referencia: _____ cm × cm SSD de referencia: _____ cm

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____

Material de la pared de la cámara: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua

$$N_{D,w,Q_o} = \text{_____} \quad \square \text{ Gy/nC} \quad \square \text{ Gy/div}$$

Calidad del haz de referencia Q_o (HVL): _____ mm Al

Cond. de referencia para calibración: P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Hum. rel. _____ %

Tensión de colección V : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es positivo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

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

Lectura del dosímetro no corregida en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Tiempo correspondiente _____ min

Cociente de la lectura del dosímetro y el tiempo^b: $M = \text{_____} \quad \square \text{ nC/min} \quad \square \text{ div/min}$

i) Presión P : _____ kPa Temperatura T : _____ °C Hum. rel. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} = \text{_____}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^c k_{elec} : nC/div adimensional

$$k_{\text{elec}} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V :

$$M_Q = M k_{TP} k_{\text{elec}} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/min \quad \text{input type="checkbox"/> div/min$$

4. Tasa de dosis absorbida en agua en la superficie del maniquí

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

en Q_o (HVL) = $\underline{\hspace{2cm}}$ mm Al

Laboratorio de calibración: $\underline{\hspace{2cm}}$ Fecha: $\underline{\hspace{2cm}}$

ó Factor de corrección por la calidad del haz interpolado:

$(k_{Q,Q_o})_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ en $HVL_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ mm Al Fecha: $\underline{\hspace{2cm}}$

$(k_{Q,Q_o})_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ en $HVL_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ mm Al Fecha: $\underline{\hspace{2cm}}$

$$k_{Q,Q_o} = (k_{Q,Q_o})_1 + \left[(k_{Q,Q_o})_2 - (k_{Q,Q_o})_1 \right] \left[\frac{\ln HVL - \ln HVL_1}{\ln HVL_2 - \ln HVL_1} \right] = \underline{\hspace{2cm}}$$

Calibración en tasa de dosis absorbida en la superficie del maniquí:

$$D_{w,Q}(\text{superficie}) = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/min}$$

^a Todas las lecturas deben comprobarse por fugas y corregidas de ser necesario.

^b El error del temporizador debe tenerse en cuenta. La corrección en la tensión V puede determinarse de acuerdo con:

M_A es la lectura integrada en el tiempo t_A $M_A = \underline{\hspace{2cm}}$ $\tau_A = \underline{\hspace{2cm}}$ min

M_B es la lectura integrada en n exposiciones cortas de tiempo t_B/n cada una ($2 \leq n \leq 5$)

$M_B = \underline{\hspace{2cm}}$ $t_B = \underline{\hspace{2cm}}$ min $n = \underline{\hspace{2cm}}$

El error del temporizador,

$$\tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ min} \quad (\text{debe tenerse en cuenta el signo de } \tau)$$

$$M = \frac{M_A}{t_A + \tau} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/min \quad \text{input type="checkbox"/> div/min$$

^c Si el electrómetro no se ha calibrado separadamente, $k_{\text{elec}} = 1$.

9. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA MEDIA

9.1. GENERALIDADES

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y recomendaciones para la dosimetría relativa en haces de rayos X con capas hemirreductoras (HVL) mayores de 2 mm de aluminio y potenciales generadores mayores de 80 kV. Se basa en un factor de calibración para un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_0} , en un haz de referencia de calidad Q_0 .

Este rango de calidades se conoce aquí como rango de rayos X de energía media. La división en rangos de energía baja y media (la primera presentada en la Sección 8) tiene la intención de reflejar los dos tipos diferentes de radioterapia en los que se utilizan estos rayos X, la “superficial” y la “profunda” (“ortovoltaje”). El límite entre los dos rangos definidos en esta sección y en la anterior no es estricto y existe un solapamiento entre los 80 kV, 2 mm Al y los 100 kV, 3 mm Al. En la región de solapamiento, los métodos de una u otra sección son igualmente satisfactorios y debería usarse el que resulte más conveniente.

Existe una disponibilidad limitada de patrones de dosis absorbida en agua en el rango de rayos X de energías baja y media. Sin embargo, se pueden obtener factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua, a partir de factores de calibración en kerma en aire mediante alguno de los códigos de prácticas aceptados (véase el Apéndice II). De este modo, cualquier laboratorio de calibración con patrones de kerma en aire puede proporcionar calibraciones derivadas en términos de dosis absorbida en agua. Aunque este proceso es formalmente equivalente a que el usuario obtenga una calibración en kerma en aire y aplique de forma individual el mismo código de práctica de kerma en aire, tiene la ventaja de que permite extender el uso de la metodología unificada propuesta aquí, en un campo de la dosimetría en el que los métodos normalizados son notablemente escasos.

La mayoría de los códigos de práctica para la dosimetría de rayos X de energías baja y media especifican que, para al menos una parte del rango de energía, la dosimetría se basa en la medida del kerma en aire en el seno del aire. La dosis absorbida en la superficie de un maniquí de agua se obtiene convirtiendo el kerma en aire en dosis absorbida en agua mediante el uso de factores de retrodispersión calculados por el método de Monte Carlo [17, 96,

97]. En este Código de Práctica, ya que la dosis absorbida se mide directamente, todas las medidas están hechas en un maniquí de agua.

Actualmente, los rayos X de energía media se utilizan para suministrar una dosis terapéutica en un rango de profundidades que va desde unos pocos milímetros hasta unos pocos centímetros de tejido. Esto está en contradicción con el uso antiguo de esta modalidad de radioterapia en el que los tratamientos se suministraban, con frecuencia, a mucha más profundidad. En consecuencia, la profundidad de referencia tradicional de 5 g/cm^2 para la medida en agua se reduce en este Código de Práctica a 2 g/cm^2 .

9.2. EQUIPAMIENTO DOSIMÉTRICO

9.2.1. Cámaras de ionización

Respecto a las cámaras de ionización deberían seguirse las recomendaciones dadas en la Sección 4.2.1. Para la dosimetría de referencia en haces de rayos X de energía media se recomiendan solamente las cámaras de ionización cilíndricas, con un volumen de la cavidad en el intervalo de $0,1\text{--}1,0 \text{ cm}^3$.

El punto de referencia de una cámara cilíndrica, para su calibración en el laboratorio y para las medidas en condiciones de referencia en el haz del usuario, se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad. Este punto se coloca en la profundidad de referencia de 2 g/cm^2 en el maniquí de agua.

Para un mismo tipo de cámara, las variaciones de la respuesta con la energía de cámara a cámara pueden ser significativas y, al igual que para los rayos X de baja energía, cada dosímetro debería calibrarse individualmente en un rango de calidades de haces adecuado que permita la interpolación en las calidades de los haces clínicos (véase la Fig. 11). No se recomienda utilizar un conjunto de valores genéricos de k_{Q,Q_0} para un tipo de cámara en particular. La cámara debería calibrarse en la misma SSD y tamaño de campo que se vaya a utilizar para la dosimetría de referencia en la instalación del usuario.

9.2.2. Maniqués y camisas para las cámaras

Respecto a los maniqués y las camisas para las cámaras deberían seguirse las recomendaciones dadas en las Secciones 4.2.3 y 4.2.4. Como medio de referencia para las medidas de dosis absorbida en haces de rayos X de energía media se recomienda el agua. El maniquí debería sobrepasar al menos en 5 cm

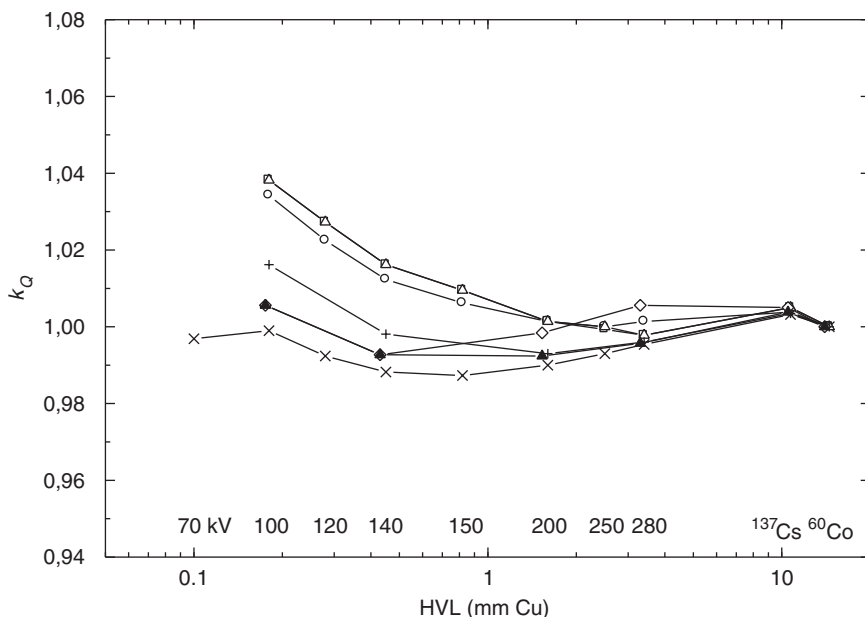


FIG. 11. Variación de cámara a cámara de k_Q para siete cámaras de ionización, todas del tipo M23331. Los valores están normalizados a ^{60}Co (datos medidos en el PTB).

las dimensiones de los cuatro lados del mayor tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida. Debería también tener un margen de al menos 10 g/cm^2 más allá de la profundidad máxima de medida.

En haces horizontales, la ventana del maniquí debería ser de plástico y de un espesor t_{win} entre 0,2 cm y 0,5 cm. Debería tenerse en cuenta el espesor equivalente a agua (en g/cm^2) de la ventana del maniquí al evaluar la profundidad en la que se colocará la cámara; el espesor se calcula como el producto $t_{\text{win}} \rho_{\text{pl}}$, donde ρ_{pl} es la densidad másica del plástico (en g/cm^3). Para los plásticos usados normalmente, PMMA y poliestireno claro, se pueden usar los valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{\text{poliestireno}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$ [64] para el cálculo del espesor equivalente a agua de la ventana.

Para cámaras no sumergibles en agua debería utilizarse una camisa impermeable, hecha de PMMA y preferiblemente de un espesor no mayor de 1,0 mm. La holgura entre la pared de la cámara y la camisa debería ser suficiente (0,1–0,3 mm) para permitir el equilibrio de la presión del aire en la cámara. Para la dosimetría de referencia debería utilizarse la misma camisa que se empleó en la calibración de la cámara de ionización del usuario. Si no es posible, debería usarse otra del mismo material y de espesor similar.

9.3. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ

9.3.1. Elección del índice de calidad del haz

Es bien conocido lo deseable que es en dosimetría el uso de más de un parámetro de la calidad del haz para caracterizar un espectro de rayos X de energías baja y media [98, 99]. Las magnitudes empleadas normalmente son el potencial generador (kV) y la HVL. Sin embargo, frecuentemente no es posible hacer corresponder ambos, el kV y la HVL de los haces clínicos, con los del laboratorio de calibración. Por tanto, el principal índice de calidad del haz ha sido tradicionalmente la HVL, y es el que se toma en este Código de Práctica.⁴⁰

Hasta ahora no se dispone de suficientes datos experimentales para conocer cómo varía el factor de calibración N_{D,w,Q_0} de una cámara, para rayos X de energía media, con la HVL y el potencial generador independientemente. Sin embargo, se puede obtener alguna información de la Fig. 12, que muestra un gráfico de $N_{D,w,Q}$, para una cámara NE 2571, en función de la HVL y el kV en un intervalo típico de haces de terapia de distintas calidades. Estos valores se han obtenido de datos de $N_{K,Q}$ (factor de calibración en kerma en aire) utilizando factores de conversión dados por Seuntjens [99]. Los datos sugieren que la variación en $N_{D,w,Q}$ que se origina por usar solamente la HVL como índice de calidad del haz debe ser del orden del 1%. Se toma, por tanto, una cifra conservadora de 1,0% como la incertidumbre típica resultante de tipo B (véase el Apéndice IV.3).

Por supuesto es preferible, cuando sea posible, tener el dosímetro calibrado en las mismas combinaciones de kV y HVL que las de los haces

⁴⁰ Se han propuesto otros descriptores de la calidad del haz por parte de ICRU en las Refs. [98, 99], incluyendo una especificación en dos puntos en términos de lo que se ha llamado razón de caída ('fall-off'). Una propuesta reciente para utilizar el cociente entre la dosis absorbida a 2 cm y a 5 cm de profundidad en agua [102] es prometedora, pero necesita más investigación. Este cociente se relaciona probablemente con la energía media de los rayos X en la profundidad de medida en el maniquí, que es potencialmente un mejor descriptor de la calidad del haz que la HVL, que se mide en aire. Como puede verse en la Sección 8, la HVL se basa en medidas de kerma en aire y requiere un conocimiento de la respuesta del dosímetro al kerma en aire. El desarrollo de un nuevo índice de calidad para estos rayos X basado en la magnitud dosis absorbida en agua, más apropiado para este Código de Práctica, sería muy bien acogido.

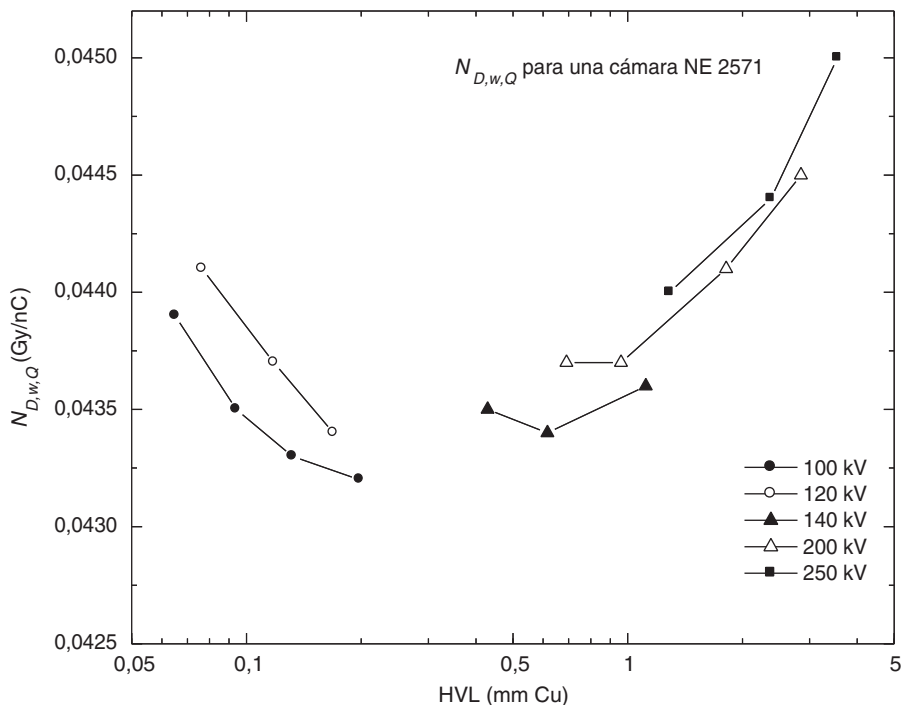


FIG. 12. Factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para una cámara NE 2571 en función del kV y la HVL. Los valores se han obtenido a partir de factores de calibración en kerma en aire medidos en el NRL y convertido a dosis absorbida usando los factores dados en la Ref. [99].

clínicos del usuario. Pero, si esto no es posible, los datos de calibración deben obtenerse para haces con HVL inferiores y superiores, y los valores que interesen se deben obtener por interpolación (véase la hoja de trabajo).

9.3.2. Medida de la calidad del haz

Para la determinación de la HVL en haces de rayos X de energía media, se utilizan el aluminio y el cobre. La HVL se define como el espesor de un absorbente que, en un punto de referencia distante de la lámina absorbente, reduce la tasa de kerma en aire de un haz estrecho de rayos X al 50% de la tasa de kerma en aire en el mismo punto en el haz sin atenuar.

La configuración ideal es colocar, aproximadamente a la mitad de la distancia entre el blanco de rayos X y la cámara, un colimador que reduzca el

tamaño del campo lo suficiente para que abarque justo toda la cámara. No debe haber otro material dispersor en el haz hasta 1 m más allá de la cámara. Los filtros añadidos para la medida de la HVL se colocan cerca del colimador en combinaciones de espesores que engloben el espesor de la HVL a determinar. El espesor que reduce la tasa de kerma en aire a la mitad se obtiene por interpolación.

Estrictamente, lo que se mide es la corriente de ionización, o la carga integrada en un tiempo dado de exposición, no la tasa de kerma en aire. Esta diferencia es particularmente importante para haces poco filtrados. Debe utilizarse una cámara con una respuesta en energía que varíe en menos del 2% en el intervalo de calidades medidas.⁴¹

Debería utilizarse una cámara monitora para evitar resultados engañosos debidos a la variación en el rendimiento de los rayos X. Se debe tener mucho cuidado en que la respuesta del monitor no se vea afectada por el aumento de la dispersión debido a la colocación de más filtros en el trayecto del haz. Si no se dispone de una cámara monitora, se pueden minimizar los efectos de la variación en el rendimiento cambiando aleatoriamente la secuencia de medida y midiendo la tasa de kerma en aire, sin filtros adicionales, al inicio y al final de la medida.

La pureza del aluminio o del cobre utilizados para las medidas de la HVL, debe ser del 99.9%. Como guía adicional para la determinación de la HVL, véanse las Refs. [33, 71, 98, 100].

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 se muestran en el Cuadro 27.

⁴¹ Se pueden producir errores de hasta un 10% en la medida de la HVL cuando se utiliza una cámara Farmer en un haz de 100 kV poco filtrado. Si la respuesta energética de la cámara varía en más del 2% en el intervalo de calidades, entonces cada medida debería convertirse a medida de kerma en aire, usando un factor de calibración en kerma en aire adecuado para cada haz, filtrado o no filtrado. Este es un proceso iterativo ya que el propio factor de calibración se determina a partir de la HVL.

CUADRO 27. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA MEDIA

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida z_{ref} ^a	2 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
SSD	Distancia normal de tratamiento ^b
Tamaño del campo	10 cm × 10 cm, o el determinado por el aplicador de referencia ^c

^a z_{ref} es la profundidad de referencia en el maniquí, en la que se coloca el punto de referencia de la cámara (véase la Sección 9.2.1).

^b Si se usan aplicadores de diferentes SSD, debe seleccionarse como el de referencia el de mayor SSD.

^c Cuando el equipo de rayos X tiene un colimador rectangular ajustable, debe fijarse un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm. Por el contrario, si el campo se define por aplicadores fijos, debe seleccionarse un aplicador de referencia de dimensiones comparables.

9.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

El formalismo general se da en la Sección 3. La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia z_{ref} en agua, en un haz de rayos X de energía media de calidad Q , y en ausencia de la cámara, viene dada por

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

donde M_Q es la lectura del dosímetro con el punto de referencia de la cámara colocado en z_{ref} de acuerdo con las condiciones de referencia dadas en el Cuadro 27, y corregida por las magnitudes de influencia temperatura y presión, polaridad y calibración del electrómetro, como se describe en la hoja de trabajo (véase además la Sección 4.4.3). La corrección por polaridad es probablemente despreciable. Sin embargo debería comprobarse al menos una vez, y así se recoge en la hoja de trabajo. Alternativamente, si para las medidas clínicas se utiliza la misma polaridad que se empleó en la calibración, el efecto se cancelará. La recombinación de iones es despreciable cuando la tasa de dosis

absorbida es menor que unos pocos grays por minuto (véase la Ref. [101]). N_{D,w,Q_o} es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_o , y k_{Q,Q_o} es un factor específico de la cámara que corrige por la diferencia entre la calidad de referencia Q_o y la calidad Q real del haz que se está utilizando. Obsérvese, además, que la corrección por el error del temporizador puede ser significativa. Esta no es una corrección multiplicativa y por lo tanto se trata separadamente en la hoja de trabajo.

9.5. VALORES DE k_{Q,Q_o}

La teoría de Bragg–Gray no se puede aplicar a las cámaras de ionización utilizadas en rayos X de energía media [103] y por tanto los valores de k_{Q,Q_o} deben obtenerse directamente a partir de medidas. No deberían usarse valores genéricos, medidos para un tipo particular de cámara, debido a las grandes variaciones de cámara a cámara de k_{Q,Q_o} con la HVL (véase la Fig. 11).

Los datos de la calibración del dosímetro deberían presentarse preferiblemente como un único factor de calibración N_{D,w,Q_o} , determinado en la calidad Q_o del haz de referencia, y uno o más factores k_{Q,Q_o} medidos, correspondientes a otras calidades Q de calibración. Sin embargo, si los datos de calibración se dan en forma de un conjunto de factores de calibración $N_{D,w,Q}$, debería elegirse una de ellas como calidad de referencia Q_o . Si el dosímetro se ha calibrado también en un haz de ^{60}Co , ésta debería tomarse como la calidad de referencia. Pero si las calibraciones se han hecho sólo en rayos X de energía media, debería elegirse una de ellas como calidad de referencia, Q_o .⁴² El factor de calibración correspondiente se convierte en N_{D,w,Q_o} y los otros factores de calibración, $N_{D,w,Q}$, se expresan en términos de k_{Q,Q_o} mediante la relación

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \quad (39)$$

Si la calidad del haz del usuario no es igual a ninguna de las calidades de calibración, el valor de k_{Q,Q_o} a utilizar en la Ec. (38) puede interpolarse (véase la hoja de trabajo).

⁴² La elección aquí no es crítica; la apropiada es la calidad correspondiente al factor $N_{D,w,Q}$ con la menor incertidumbre, y si no, una calidad próxima a la mitad del rango.

Una cámara calibrada en una serie de haces de distintas calidades puede recalibrarse posteriormente solo en la calidad de referencia Q_o . En este caso, el nuevo valor de N_{D,w,Q_o} debería utilizarse junto con los valores medidos previamente de k_{Q,Q_o} . Sin embargo, debido a la particular susceptibilidad de las cámaras de ionización a los cambios en la respuesta con la energía en rayos X de energía media, es preferible que las cámaras se recalibren cada vez en todas las calidades. Particularmente, si N_{D,w,Q_o} cambia en una cuantía mayor que la incertidumbre establecida en la calibración o ha sido necesario hacer alguna reparación a la cámara, el dosímetro debería recalibrarse en todas las calidades.

9.6. MEDIDAS EN OTRAS CONDICIONES

9.6.1. Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central

La medida en las condiciones de referencia formuladas en este Código de Práctica proporciona la dosis absorbida en la profundidad de 2 g/cm^2 en agua. Con el fin de relacionar esta medida con la dosis en otras profundidades, a menudo es necesario obtener la distribución de dosis en profundidad en el eje central. En la literatura [81] se pueden obtener estimaciones de la distribución de dosis en profundidad. Sin embargo, es improbable que los datos publicados correspondan exactamente al kV y a la HVL del haz clínico. Por lo tanto, se recomienda que las distribuciones de dosis en profundidad se midan para cada haz clínico.

A pesar de que los rayos X de energías baja y media se han utilizado en radioterapia durante décadas, no se han investigado suficientemente los métodos de dosimetría relativa. De acuerdo con Seuntjens y Verhaegen [104], una cámara cilíndrica tipo Farmer, que es apropiada para la dosimetría de referencia, debería tener una respuesta en un maniquí razonablemente independiente de la profundidad y del tamaño de campo. Sin embargo, una cámara de este tipo no puede usarse con fiabilidad en profundidades menores de 0,5 cm. Dependiendo del tamaño de campo y de la energía del haz, puede darse una variación significativa en la dosis absorbida en los primeros milímetros de profundidad de la distribución de dosis (véase la Fig. 13).

Es posible medir la distribución de dosis en profundidad usando una cámara de ionización pequeña en un tanque de agua con movimiento automático, como el utilizado para la dosimetría relativa en haces de electrones y fotones de alta energía, o usando una cámara plano-paralela del tipo empleado para la dosimetría de electrones de alta energía [105]. Esta tiene la ventaja de permitir medidas en profundidades menores de 0,5 cm. Sin

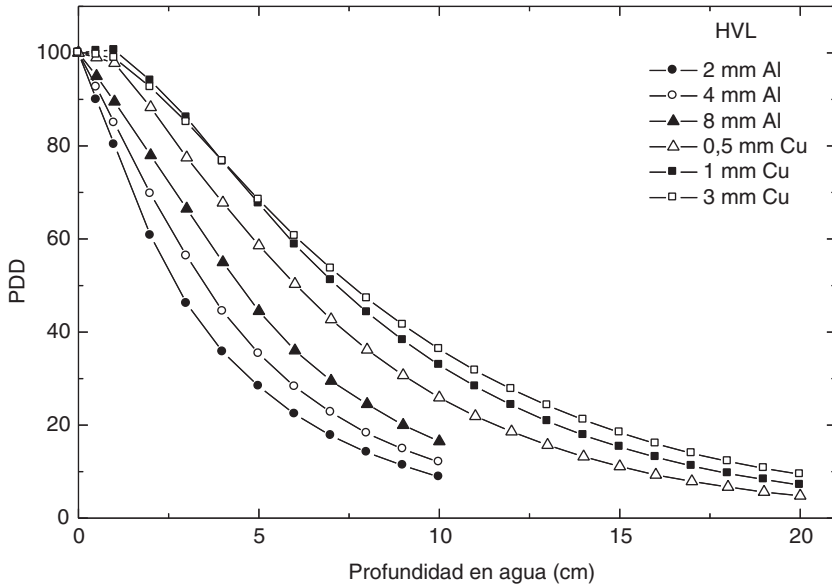


FIG. 13. Datos de dosis en profundidad para rayos X de energía media. Los datos se han tomado de la Ref. [81]. Detalles del haz: 2, 4 y 8 mm Al, 10 cm de diámetro, SSD: 20 cm; 0,5, 1 y 3 mm Cu, 10 cm × 10 cm, SSD: 50 cm.

embargo, estas cámaras no están diseñadas para usarse con estos rayos X, por lo que la relación entre la distribución de ionización en profundidad y la distribución de dosis en profundidad (en profundidades mayores de 0,5 cm) deberá establecerse por comparación con una cámara cilíndrica tipo Farmer en un número adecuado de profundidades (la profundidad de medida de una cámara cilíndrica, en un maniquí, se toma como la profundidad del eje central de la cámara). En la mayoría de los casos, las diferencias entre los dos tipos de cámaras no serán probablemente mayores que unos pocos por ciento [100, 106]. Se puede asegurar una mayor confianza en la exactitud de un tipo de cámara en particular comparándola con los datos publicados [81], al menos para los haces de los que haya datos disponibles.

Debido a la superposición en los intervalos de energías baja y media de los rayos X, el método de medida de la dosis en profundidad usando un maniquí de plástico, como se describe en la Sección 8.6.1, se puede emplear por debajo de los 100 kV y una HVL de 3 mm de aluminio. El método puede utilizarse para kV o HVL mayores, pero sólo debería utilizarse un maniquí plástico que haya demostrado proporcionar medidas que concuerden, dentro

de unos pocos por ciento, con las medidas en un maniquí de agua. Cuando se hacen medidas cerca de la superficie deberá existir el espesor de material suficiente para garantizar la acumulación completa de los electrones secundarios. El espesor total requerido puede estimarse mediante el alcance *csda* de los electrones de máxima energía en el material utilizado (véase el Cuadro 24 para 80–100 kV o la Ref. [64]).

Algunos detectores usados rutinariamente para explorar haces de alta energía (fotones, electrones, etc.), no son adecuados para usarse en rayos X de energía media por la variación excesiva de su respuesta con la calidad del haz en dichas energías. La dosimetría fotográfica y los diodos semiconductores no son, por esta razón, recomendables. Algunos materiales TLD son convenientes, pero antes de usarse deberá comprobarse su respuesta energética frente a una cámara de ionización.

9.6.2. Factores de campo

Para las aplicaciones clínicas se necesitan los factores de campo para todas las combinaciones de SSD y tamaños de campo utilizadas en los tratamientos de radioterapia. El factor de campo para rayos X de energía media es el cociente entre la dosis absorbida en la superficie de un maniquí de agua, para una SSD y un tamaño de campo determinados, y la dosis absorbida medida en condiciones de referencia (las condiciones de referencia se muestran en el Cuadro 27). Generalmente no es posible realizar medidas fiables directamente en la superficie de un maniquí puesto que debe existir suficiente profundidad para garantizar la completa acumulación de los electrones secundarios. El método recomendado en este Código de Práctica para obtener el factor de campo, para cada combinación de SSD y tamaño de campo, es la medida de la dosis absorbida en agua en la profundidad de 2 g/cm² respecto a la dosis absorbida medida en condiciones de referencia para esa calidad de haz y después obtener la dosis absorbida en la superficie por extrapolación, usando la distribución de dosis en profundidad medida según se describe en la Sección 9.6.1.

9.7. INCERTIDUMBRE ESTIMADA EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Existe muy poca experiencia práctica en patrones de dosis absorbida para rayos X de energía media. La incertidumbre en el factor N_{D,w,Q_0} determinado directamente de un patrón primario se toma aquí igual a 1%.

Alternativamente, si la dosis absorbida en agua se obtiene de un patrón de kerma en aire, la incertidumbre en la determinación de N_{D,w,Q_0} se estima en 3%. En el último caso, la incertidumbre de N_{D,w,Q_0} domina la incertidumbre global.

El rendimiento de algunos equipos de rayos X depende de la tensión de red, de la temperatura del tubo, y del control, por parte del operador, de la corriente y del potencial del tubo. Esta incertidumbre debería estimarse separadamente, por parte del usuario, a partir de la desviación típica de un conjunto de al menos cinco exposiciones de duración similar a la de tratamientos típicos. Esta no se incluye en el presente análisis.

Debido a que el gradiente de dosis para los haces en el límite inferior del rango de energía puede llegar a ser de hasta 1% por milímetro, pueden existir dificultades en lograr que la reproducibilidad en el posicionamiento en profundidad sea mejor de 1%, por lo que ésta es la incertidumbre que se asigna al establecimiento de las condiciones de referencia.

Para la dosimetría de rayos X de energía media, los valores de k_{Q,Q_0} se obtienen directamente de los factores de calibración $N_{D,w,Q}$. Si el valor de N_{D,w,Q_0} usado en la Ec. (38) es el mismo que el usado en la Ec. (39), la incertidumbre del producto $k_{Q,Q_0}N_{D,w,Q_0}$ es precisamente la incertidumbre de $N_{D,w,Q}$ junto con un 1,0% adicional para considerar la incertidumbre en la correspondencia entre los haces de la calibración y del usuario, en función de las HVL. Sin embargo, si el N_{D,w,Q_0} usado en la Ec. (38) es diferente porque se ha obtenido de una calibración posterior del dosímetro, la incertidumbre de k_{Q,Q_0} aumenta debido a la falta de correlación entre el nuevo N_{D,w,Q_0} y el usado para calcular los k_{Q,Q_0} . Esto resulta en un incremento en la incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ de hasta 0,5%.

Las incertidumbres se resumen en el Cuadro 28.

CUADRO 28. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA^a DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN HAZ DE RAYOS X DE ENERGÍA MEDIA

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)			
	LSCD	LSCD	LPCD	LPCD
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración</i>				
Factor de calibración, N_{D,w,Q_0} o N_K , del patrón secundario en el LPCD	1,0	0,5		
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1	0,1		
Factor de calibración, N_{D,w,Q_0} , del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración				
Patrón de dosis absorbida	0,5		1,0	
Derivado del patrón de kerma en aire		3,0		3,0
<i>Incertidumbre combinada en el paso 1:</i>	<i>1,2</i>	<i>3,0</i>	<i>1,0</i>	<i>3,0</i>
<i>Paso 2: Haz de rayos X del usuario</i>				
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario		0,3		
Establecimiento de las condiciones de referencia		1,0		
Lectura M_Q del dosímetro respecto al temporizador o al monitor del haz		0,1		
Corrección por las magnitudes de influencia k_i		0,8		
Corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0}		1,0		
<i>Incertidumbre combinada en el paso 2</i>		<i>1,6</i>		
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)	2,0	3,4	1,9	3,0

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones dadas en el cuadro deben considerarse valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre establecida por los laboratorios en los factores de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

9.8. HOJA DE TRABAJO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de rayos X de energía media

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Equipo 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 ref.: superficie del maniquí

Tamaño del campo de referencia: _____ cm × cm SSD de referencia: _____ cm

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____

Pared de la cámara material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua

$$N_{D,w,Q_o} = \text{_____} \quad \square \text{ Gy/nC} \quad \square \text{ Gy/div}$$

Calidad del haz de referencia, Q_o (HVL): _____ mm Al Cu

Cond. de referencia para calibración: P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Hum. rel. _____ %

Tensión de colección V : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es positivo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

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

Lectura no corregida del dosímetro en V y en la polaridad del usuario: _____ nC div

Tiempo correspondiente: _____ min

Cociente de la lectura del dosímetro y el tiempo^b: $M = \text{_____}$ nC/min div/min

i) Presión P : _____ kPa Temperatura T : _____ °C Hum. rel. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^c k_{elec} : nC/div adimensional
 $k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$

iii) Corrección por polaridad^e: lect en $+V_1$: $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$ lect en $-V_1$: $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

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

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V :

$$M_Q = M k_{TP} k_{elec} k_{pol} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/min \quad \text{input type="checkbox"/> div/min$$

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

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

en Q_o (HVL) = _____ mm Al Cu

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Factor de corrección por la calidad del haz interpolado:

$(k_{Q,Q_o})_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ en HVL₁ = _____ mm Al Cu Fecha: _____

$(k_{Q,Q_o})_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ en HVL₂ = _____ mm Al Cu Fecha: _____

$$k_{Q,Q_o} = (k_{Q,Q_o})_1 \left[(k_{Q,Q_o})_2 - (k_{Q,Q_o})_1 \right] \left[\frac{\ln HVL - \ln HVL_1}{\ln HVL_2 - \ln HVL_1} \right] = \underline{\hspace{2cm}}$$

Calibración en tasa de dosis absorbida en z_{ref} :

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

5. Tasa de dosis absorbida en agua en la profundidad del máximo de dosis

Profundidad del máximo de dosis: $z_{max} = \underline{\hspace{2cm}}$ g/cm²

Porcentaje de dosis en profundidad en z_{ref} para un tamaño de campo

de _____ cm × _____ cm: PDD($z_{ref} = 2$ g/cm²) = _____ %

Calibración en tasa de dosis absorbida en z_{max} :

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

^a Todas las lecturas deben comprobarse por fugas y corregirse de ser necesario.

^b El error del temporizador debería tenerse en cuenta. La corrección en la tensión V se puede determinar de acuerdo con:

M_A es la lectura integrada en el tiempo t_A

$$M_A = \underline{\hspace{2cm}} \quad t_A = \underline{\hspace{2cm}} \text{ min}$$

M_B es la lectura integrada en n exposiciones cortas de tiempo t_B/n cada una ($2 \leq n \leq 5$)

$$M_B = \underline{\hspace{2cm}} \quad t_B = \underline{\hspace{2cm}} \text{ min} \quad n = \underline{\hspace{2cm}}$$

El error del temporizador,

$$\tau = \frac{M_B t_A - M_A t_B}{n M_A - M_B} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ min} \quad (\text{debe tenerse en cuenta el signo de } \tau)$$

$$M = \frac{M_A}{t_A + \tau} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \square \text{ nC/min} \quad \square \text{ div/min}$$

^c Si el electrómetro no se ha calibrado separadamente, $k_{\text{elec}} = 1$.

^d M en el denominador de k_{pol} denota la lectura con la polaridad del usuario. Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser un promedio de los cocientes de M (M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo M_{em} .

10. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE PROTONES

10.1. GENERALIDADES

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y recomendaciones para la dosimetría relativa en haces de protones con energías en el rango de 50 MeV a 250 MeV. Se basa en un factor de calibración para un dosímetro, N_{D,w,Q_o} , en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de referencia de calidad Q_o .⁴³

Actualmente existen dos aplicaciones clínicas fundamentales para los haces de protones (véase la Ref. [107]). Protones de energías relativamente bajas (por debajo de 90 MeV) se emplean en el tratamiento de tumores oculares, utilizando tamaños de campo menores de 4 cm × 4 cm y altas tasas de dosis. Protones de energías más altas (por encima de los 150 MeV) se utilizan para el tratamiento de tumores grandes o profundos. Para estas aplicaciones, los tamaños de campo y las tasas de dosis son similares a los utilizados con fotones de alta energía.

En la Fig. 14(a) se muestra una distribución típica de dosis en profundidad para un haz terapéutico de protones. Se compone de una región donde la dosis aumenta suavemente con la profundidad, denominada meseta, y de una región donde la dosis alcanza el máximo rápidamente, llamada “pico de Bragg”. Las aplicaciones clínicas requieren que se suministre una dosis relativamente uniforme en el volumen a tratar y, con este propósito, el haz de protones debe “extenderse” tanto lateralmente como en profundidad. Esto se consigue, en la profundidad de tratamiento, mediante la superposición de picos de Bragg de diferentes intensidades y energías. La técnica se llama “modulación del haz”, y crea una región con una uniformidad de dosis alta conocida como “pico de Bragg extendido” (SOBP (spread-out Bragg peak)) (véase la Fig. 14(b)). La anchura del SOBP se define normalmente como la de

⁴³ Debido a que aún no se dispone de un patrón primario de dosis absorbida en agua para haces de protones, se utilizará la radiación gamma del ⁶⁰Co como calidad de referencia, Q_o , para la dosimetría de protones (véase la Sección 10.5).

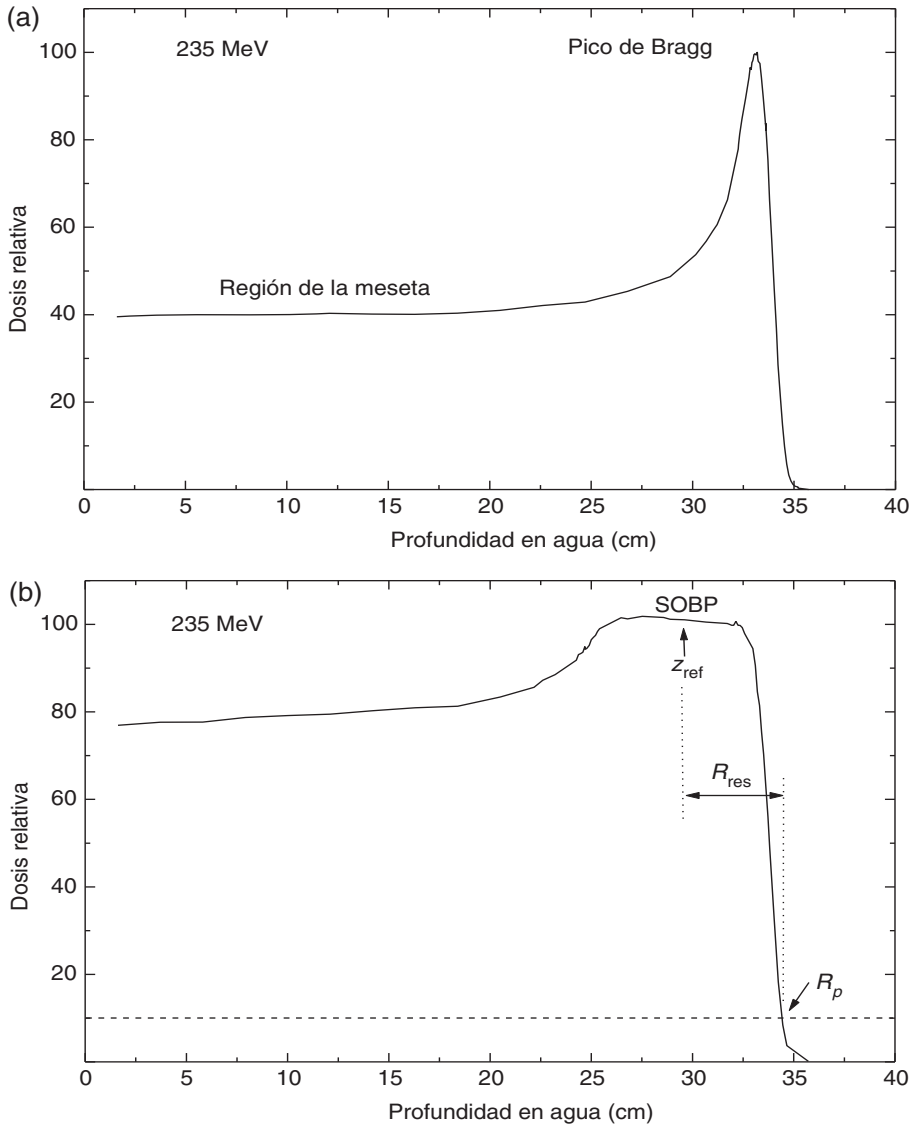


FIG. 14. (a) Distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones de 235 MeV, ilustrando la región de la meseta y el pico de Bragg; (b) distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones modulado. En la figura se indican la profundidad de referencia z_{ref} (a la mitad del SOBP), el alcance residual R_{res} en z_{ref} usado para identificar la calidad del haz, y el alcance práctico R_p

los niveles de dosis del 95%. La extensión del pico de Bragg se puede conseguir mediante diferentes técnicas de modulación, tales como la modulación de la energía [108], el barrido de rastreo o el barrido puntual dinámico [107, 109]; en esta última, la modulación del haz puede ser parte de una técnica de barrido más compleja en tres dimensiones. Algunos tratamientos usan la región de la meseta para tratar el blanco, con el pico de Bragg cayendo más allá del lado distal del paciente [110].

Hasta el momento, la dosimetría clínica de protones se ha basado en diferentes tipos de dosímetros como calorímetros, cámaras de ionización, copas de Faraday, detectores de traza, sistemas de activación y diodos [108, 111, 112]. Los protocolos existentes de dosimetría de protones [113–115] proporcionan recomendaciones para la dosimetría con cámara de ionización basadas en calibraciones en aire, en un haz de ^{60}Co , y en términos de exposición o de kerma en aire. La Ref. [116] aborda, además, la determinación de la dosis absorbida en un haz de protones usando cámaras de ionización calibradas en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de ^{60}Co ; sin embargo, únicamente proporciona una descripción general con pocos detalles.

10.2. EQUIPAMIENTO DOSIMÉTRICO

10.2.1. Cámaras de ionización

Respecto a las cámaras de ionización deben seguirse las recomendaciones dadas en la Sección 4.2.1. Ambos tipos de cámaras, cilíndricas y plano-paralelas, se recomiendan como instrumentos de referencia en la calibración de haces clínicos de protones. Sin embargo, la incertidumbre típica combinada de D_w para las cámaras de ionización plano-paralelas será ligeramente mayor que para las cámaras cilíndricas debido a la mayor incertidumbre de p_{wall} en la calidad de referencia del ^{60}Co (véanse el Cuadro 32 y el Apéndice II). Por eso se prefiere el uso de las cámaras de ionización cilíndricas para la dosimetría de referencia; su utilización, no obstante, se limita a haces de protones con calidades $R_{\text{res}} \geq 0,5 \text{ g/cm}^2$ en la profundidad de referencia. Se prefieren las cámaras cilíndricas con paredes de grafito a las de paredes de plástico por tener mejor estabilidad a largo plazo y presentar menores variaciones de cámara a cámara (véanse la Sección 4.2.1 y la Fig. 2). El punto de referencia para estas cámaras se toma en el eje central de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad; este punto se coloca en la profundidad de referencia en el maniquí.

Se pueden usar las cámaras plano-paralelas para la dosimetría de referencia en todos los haces de protones, pero se deben usar para haces de protones con calidades $R_{\text{res}} < 0,5 \text{ g/cm}^2$ en la profundidad de referencia. Para

estas cámaras el punto de referencia se toma en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma; este punto se coloca en el punto de interés en el maniquí. El diámetro de la cavidad de la cámara de ionización plano-paralela, o la longitud de la cavidad de la cámara de ionización cilíndrica, no debería ser mayor que la mitad del tamaño de campo de referencia, aproximadamente. Aún más, el diámetro externo de las cámaras de ionización cilíndricas no debería ser mayor que la mitad de la anchura del SOBP.

Para la dosimetría relativa únicamente se recomiendan las cámaras de ionización plano-paralelas. Los tipos de cámaras para los que se dan datos en este Código de Práctica se presentan en el Cuadro 31 de la Sección 10.5.

10.2.2. Maniqués y camisas para las cámaras

Respecto a los maniqués y las camisas para las cámaras se deben seguir las recomendaciones dadas en las Secciones 4.2.3 y 4.2.4. Como medio de referencia para la determinación de la dosis absorbida y para las medidas de la calidad del haz en haces de protones, se recomienda el agua. El maniquí debe sobrepasar al menos en 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida y además debe extenderse al menos 5 g/cm^2 más allá de la profundidad máxima de medida.

En haces horizontales, la ventana del maniquí debería ser de plástico, de un espesor t_{win} entre 0,2 y 0,5 cm. El espesor equivalente a agua (en g/cm^2) de la ventana del maniquí debería tenerse en cuenta al evaluar la profundidad en la que se colocará la cámara; el espesor se calculará como el producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, donde ρ_{pl} es la densidad másica del plástico (en g/cm^3). Para los plásticos normalmente utilizados, PMMA y poliestireno claro, se pueden usar los valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{\text{poliestireno}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$ [64] para el cálculo del espesor equivalente a agua de la ventana.

Para cámaras no sumergibles en agua se debería utilizar una camisa impermeable, hecha de PMMA y preferiblemente de espesor no mayor de 1,0 mm. La holgura entre la pared de la cámara y la camisa debería ser suficiente (0,1–0,3 mm) para permitir el equilibrio de la presión del aire en la cámara. Debería usarse la misma camisa para la calibración de la cámara de ionización del usuario que para la dosimetría de referencia. En caso de no ser posible, debería utilizarse otra del mismo material y de espesor similar. Las cámaras plano-paralelas, en caso de no ser intrínsecamente sumergibles en agua o no poseer una cubierta impermeable, se pueden usar con una protección impermeable, preferiblemente de PMMA o un material que sea muy similar al de la pared de la cámara; idealmente, no debería añadirse más de 1 mm de material por delante y por detrás del volumen de la cavidad.

Los maniqués plásticos no deberían usarse para la dosimetría de referencia en haces de protones, puesto que no se conocen los necesarios factores de corrección de la fluencia del agua al plástico, h_{pt} . En la Sección 10.6.3 se da información sobre el uso de maniqués plásticos para la dosimetría relativa.

10.3. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ

10.3.1. Elección del índice de calidad del haz

En anteriores protocolos y recomendaciones sobre la dosimetría de protones [114–116] se especificaba la calidad de un haz de protones mediante la energía efectiva, que se define como la energía de un haz monoenergético de protones que tiene un alcance igual al alcance residual R_{res} del haz clínico de protones (véase la definición de R_{res} más adelante). Esta elección se justificaba por la pequeña dependencia con la energía de las razones de poderes de frenado agua–aire (véase la Fig. 21), y por el hecho de que la energía efectiva es muy semejante a la energía máxima del espectro de energía de los protones en la profundidad de referencia (véanse las condiciones de referencia en los Cuadros 29 y 30).

En este Código de Práctica se elige como índice de calidad del haz el alcance residual, R_{res} . Tiene la ventaja de ser fácilmente medible. Aunque esta elección subestimaría ligeramente las razones de poderes de frenado en la parte media del SOBP, es improbable que este efecto exceda del 0,3% [116, 117].

El alcance residual, R_{res} (en g/cm^2), en una profundidad de medida z , se define como

$$R_{res} = R_p - z \quad (40)$$

donde z es la profundidad de medida y R_p es el alcance práctico (ambos expresados en g/cm^2), que se define [116] como la profundidad en la que la dosis absorbida más allá del pico de Bragg, o del SOBP, cae al 10% de su valor máximo (véase la Fig. 14(b)). Al contrario que con otros tipos de radiación tratados en este Código de Práctica, en el caso de los protones la calidad Q no es única para un haz en particular sino que también viene determinada por la profundidad de referencia z_{ref} elegida para la medida.

CUADRO 29. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ DE PROTONES (R_{res})

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma. Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas y cilíndricas, en el punto de interés
SSD	Distancia de tratamiento clínico
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	10 cm × 10 cm Para aplicaciones con campos pequeños (p. ej., tratamientos oculares), 10 cm × 10 cm o el mayor campo clínicamente disponible

10.3.2. Medida de la calidad del haz

El alcance residual, R_{res} , debería deducirse de una distribución de dosis en profundidad medida de acuerdo con las condiciones dadas en el Cuadro 29. Para la medida de la distribución de dosis en profundidad en el eje central, el detector preferido es una cámara de ionización plano-paralela. En la Sección 10.6 se da información adicional sobre la medida de las distribuciones de dosis en 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 se dan en el Cuadro 30.

CUADRO 30. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE PROTONES

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Para $R_{\text{res}} \geq 0,5 \text{ g/cm}^2$, cilíndrica o plano-paralela Para $R_{\text{res}} < 0,5 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela
Profundidad de medida z_{ref}	Mitad del SOBP ^a
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas y cilíndricas, en el punto de la profundidad de medida z_{ref}
SSD	Distancia de tratamiento clínico
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	10 cm × 10 cm, o el usado para la normalización de los factores de campo, el que sea mayor. Para aplicaciones con campos pequeños (p. ej., tratamientos oculares), 10 cm × 10 cm o el mayor campo clínicamente disponible

^a La profundidad de referencia puede elegirse en la “región de la meseta”, en una profundidad de 3 g/cm², para aplicaciones clínicas con un haz monoenergético de protones (por ejemplo, para irradiaciones en la meseta).

10.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

El formalismo general para la determinación de la dosis absorbida en agua se da en la Sección 3. La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia z_{ref} en agua, en un haz de protones de calidad Q y en ausencia de la cámara, viene dada por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \quad (41)$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro con el punto de referencia de la cámara colocado en z_{ref} de acuerdo con las condiciones de referencia dadas en el Cuadro 30, y corregida por las magnitudes de influencia presión y temperatura, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y recombinación de iones,

según se describe en la hoja de trabajo (véase también la Sección 4.4.3). N_{D,w,Q_o} es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_o , y k_{Q,Q_o} es un factor específico de la cámara que corrige por las diferencias entre la calidad Q_o del haz de referencia y la calidad Q que se está utilizando.

10.5. VALORES DE k_{Q,Q_o}

Idealmente, los valores de k_{Q,Q_o} deberían obtenerse por medida directa de la dosis absorbida en las calidades Q y Q_o , véase la Ec. (3), cada una medida en las condiciones de referencia para la cámara de ionización del usuario utilizada para la dosimetría de protones. Sin embargo, actualmente no se dispone de patrones primarios de dosis absorbida en agua para haces de protones. Por lo tanto, todos los valores de k_{Q,Q_o} para haces de protones que se dan en este Código de Práctica se han obtenido como resultado de cálculos y se basan en la radiación gamma del ^{60}Co como calidad Q_o del haz de referencia. La notación k_Q denota el uso exclusivo del ^{60}Co como calidad de referencia.

Los valores de k_Q se han calculado usando la Ec. (4). Los datos para los parámetros físicos que entran en esta ecuación se discuten en el Apéndice II. La Fig. 15 muestra los valores calculados de k_Q en función del índice de calidad del haz R_{res} para algunos tipos usuales de cámaras de ionización cilíndricas y plano-paralelas. El Cuadro 31 presenta los valores calculados de k_Q en función de R_{res} para cámaras de ionización cilíndricas y plano-paralelas. Los valores de k_Q para calidades no tabuladas se pueden obtener por interpolación entre los valores tabulados.

10.6. MEDIDAS EN OTRAS CONDICIONES

La dosimetría clínica requiere la medida de distribuciones de porcentajes de dosis en profundidad en el eje central, perfiles transversales del haz, factores de campo, etc. Estas medidas deben hacerse para todas las combinaciones posibles de energía, tamaño de campo y SSD utilizadas en los tratamientos de radioterapia. Respecto a la elección de cámaras de ionización y maniqués, se deben seguir las recomendaciones dadas en la Sección 10.2.

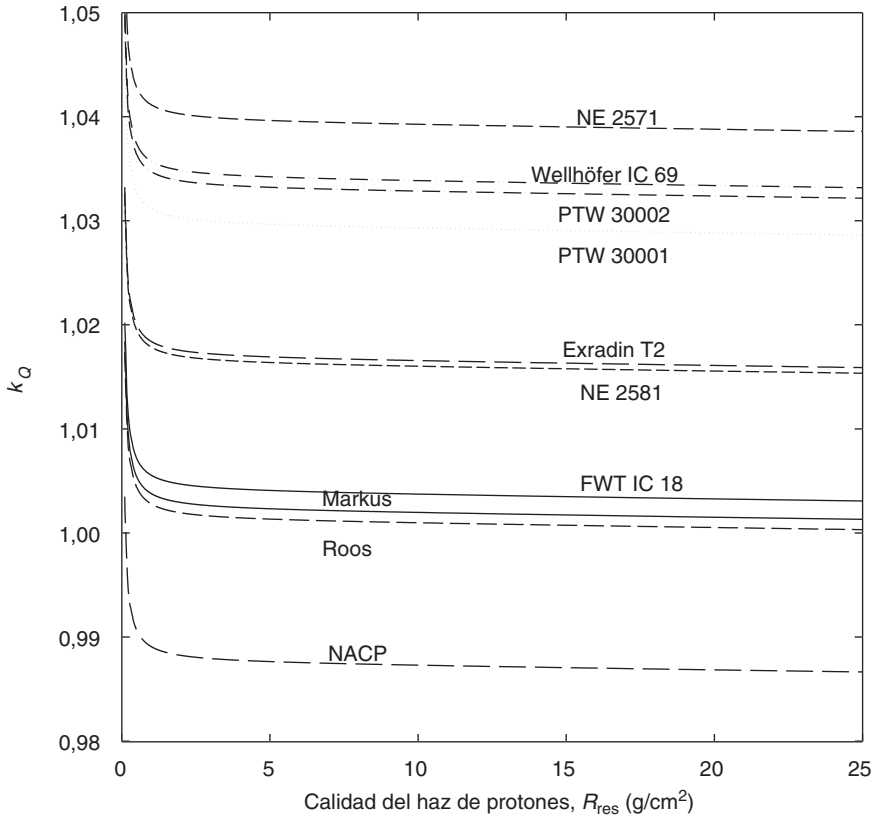


FIG. 15. Valores calculados de k_Q para varias cámaras de ionización cilíndricas y plano-paralelas usadas normalmente para la dosimetría de referencia, en función de la calidad del haz de protones $Q(R_{res})$ (datos del Cuadro 14).

10.6.1. Distribuciones de dosis en profundidad en el eje central

Para medidas de distribuciones de dosis en profundidad se recomienda el uso de cámaras plano-paralelas. La distribución de ionización en profundidad medida debe convertirse a distribución de dosis en profundidad debido a la dependencia de las razones de poderes de frenado $s_{w,air}$ con la profundidad, particularmente en la región de bajas energías. Esto se hace multiplicando la carga, o la corriente, medida en cada profundidad z , por la razón de poderes de frenado $s_{w,air}$ y el factor de perturbación en dicha profundidad. Los valores de $s_{w,air}$ en función de R_{res} pueden calcularse mediante la Ec. (73) dada en el

CUADRO 31. VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE PROTONES, PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y PLANO-PARALELAS, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res}

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)																
	0,25	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	7,5	10	15	20	30	
<i>Cámaras cilíndricas</i>																	
Capintec PR-05P mini	—	1,046	1,045	1,044	1,044	1,044	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,042	1,042
Capintec PR-05 mini	—	1,046	1,045	1,044	1,044	1,044	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,042	1,042
Capintec PR-06C/G Farmer	—	1,038	1,037	1,036	1,036	1,036	1,036	1,035	1,035	1,035	1,035	1,035	1,035	1,035	1,035	1,034	1,034
Exradin A2 Spokas	—	1,057	1,055	1,054	1,054	1,054	1,054	1,054	1,054	1,054	1,054	1,054	1,053	1,053	1,053	1,053	1,052
Exradin T2 Spokas	—	1,020	1,018	1,018	1,018	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,016	1,016	1,016
Exradin Al mini Shonka	—	1,045	1,043	1,043	1,042	1,042	1,042	1,042	1,042	1,042	1,042	1,042	1,042	1,042	1,041	1,041	1,041
Exradin T1 mini Shonka	—	1,009	1,007	1,007	1,006	1,006	1,006	1,006	1,006	1,006	1,006	1,006	1,005	1,005	1,005	1,005	1,004
Exradin Al 2 Farmer	—	1,043	1,042	1,041	1,041	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039	1,039
Far West Tech. IC- 18	—	1,007	1,006	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004	1,004	1,004	1,004	1,004	1,003	1,003	1,003
FZH TK 01	—	1,032	1,031	1,030	1,030	1,030	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,028	1,028
Nuclear Assoc. 30-750	—	1,037	1,035	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,032
Nuclear Assoc. 30-749	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Nuclear Assoc. 30-744	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Nuclear Assoc. 30-716	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Nuclear Assoc. 30-753	—	1,041	1,040	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037
Farmer shortened	—	1,041	1,040	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	—	1,037	1,036	1,035	1,035	1,035	1,035	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,033	1,033
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	—	1,044	1,042	1,041	1,041	1,041	1,041	1,041	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039
NE 2515	—	1,033	1,032	1,031	1,031	1,031	1,031	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,029	1,029
NE 2515/3	—	1,043	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039	1,039	1,039	1,039	1,038

CUADRO 31. VALORES CALCULADOS DE k_0 PARA HACES DE PROTONES, PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y PLANO-PARALELAS, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} (cont.)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)															
	0,25	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	7,5	10	15	20	30
NE 2577	—	1,043	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039	1,039	1,039	1,039	1,038
NE 2505 Farmer	—	1,033	1,032	1,031	1,031	1,031	1,031	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,029
NE 2505/A Farmer	—	1,021	1,019	1,019	1,018	1,018	1,018	1,018	1,018	1,018	1,018	1,018	1,017	1,017	1,017	1,016
NE 2505/3, 3A Farmer	—	1,043	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039	1,039	1,039	1,039	1,038
NE 2505/3, 3B Farmer	—	1,025	1,023	1,023	1,022	1,022	1,022	1,022	1,022	1,022	1,022	1,021	1,021	1,021	1,021	1,020
NE 2571 Farmer	—	1,043	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039	1,039	1,039	1,039	1,038
NE 2581 Farmer	—	1,020	1,018	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,017	1,016	1,016	1,016	1,016	1,016	1,016	1,015
NE 2561/2611 Sec. Std	—	1,040	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036	1,036	1,036	1,036
PTW 23323 micro	—	1,027	1,025	1,025	1,024	1,024	1,024	1,024	1,024	1,024	1,024	1,024	1,024	1,023	1,023	1,023
PTW 23331 rigid	—	1,037	1,035	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,032
PTW 23332 rigid	—	1,031	1,029	1,028	1,028	1,028	1,028	1,028	1,027	1,027	1,027	1,027	1,027	1,027	1,027	1,026
PTW 23333	—	1,033	1,031	1,031	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,029	1,029	1,029	1,029	1,028
PTW 30001/30010 Farmer	—	1,033	1,031	1,031	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,029	1,029	1,029	1,029	1,028
PTW 30002/30011 Farmer	—	1,036	1,035	1,034	1,034	1,034	1,034	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,033	1,032	1,032
PTW 30004/30012 Farmer	—	1,044	1,042	1,041	1,041	1,041	1,041	1,041	1,041	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039
PTW 30006/30013 Farmer	—	1,033	1,032	1,031	1,031	1,031	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,030	1,029	1,029	1,029
PTW 31002 flexible	—	1,032	1,030	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,028	1,028	1,028	1,028	1,027
PTW 31003 flexible	—	1,032	1,030	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,029	1,028	1,028	1,028	1,028	1,027
SNC 100730 Farmer	—	1,035	1,033	1,032	1,032	1,032	1,032	1,032	1,032	1,032	1,031	1,031	1,031	1,031	1,031	1,030
SNC 100740 Farmer	—	1,046	1,044	1,044	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,043	1,042	1,042	1,042	1,042
Victoreen Radocon III 550	—	1,031	1,030	1,029	1,029	1,028	1,028	1,028	1,028	1,028	1,028	1,028	1,027	1,027	1,027	1,027
Victoreen Radocon II 555	—	1,014	1,012	1,012	1,011	1,011	1,011	1,011	1,011	1,011	1,011	1,011	1,010	1,010	1,010	1,010

CUADRO 31. VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE PROTONES, PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y PLANO-PARALELAS, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} (cont.)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)															
	0,25	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	7,5	10	15	20	30
Victoreen 30-348	—	1,023	1,022	1,021	1,021	1,021	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,019	1,019
Victoreen 30-351	—	1,026	1,024	1,023	1,023	1,023	1,023	1,023	1,023	1,022	1,022	1,022	1,022	1,022	1,022	1,021
Victoreen 30-349	—	1,030	1,028	1,027	1,027	1,027	1,027	1,027	1,027	1,026	1,026	1,026	1,026	1,026	1,026	1,025
Victoreen 30-361	—	1,023	1,021	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,020	1,019	1,019	1,019	1,019	1,018
Scdx-Wellhöfer IC 05	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Scdx-Wellhöfer IC 06	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Scdx-Wellhöfer IC 10	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Scdx-Wellhöfer IC 15	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Scdx-Wellhöfer IC 25	—	1,041	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037	1,037	1,036
Scdx-Wellhöfer IC 28	—	1,041	1,040	1,039	1,039	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,038	1,037	1,037	1,037
Farmer shortened	—	1,037	1,036	1,035	1,035	1,035	1,035	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,034	1,033	1,033
Scdx-Wellhöfer IC 69 Farmer	—	1,043	1,042	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039	1,039	1,039
Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer	—	1,043	1,042	1,041	1,041	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,040	1,039	1,039	1,039
<i>Cámaras plano-paralelas</i>																
Attix RMI 449	—	0,992	0,990	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,988	0,988	0,988	0,987
Capintec PS-033	—	1,026	1,024	1,024	1,023	1,023	1,023	1,023	1,023	1,023	1,023	1,023	1,022	1,022	1,022	1,021
Exradin P11	—	0,997	0,995	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,993	0,993	0,993	0,993	0,992
Holt (Memorial)	—	1,010	1,009	1,008	1,008	1,008	1,008	1,008	1,007	1,007	1,007	1,007	1,007	1,007	1,007	1,006
NACP/Calcam	—	0,991	0,989	0,989	0,988	0,988	0,988	0,988	0,988	0,988	0,988	0,987	0,987	0,987	0,987	0,986
Markus	—	1,005	1,004	1,003	1,003	1,003	1,003	1,003	1,002	1,002	1,002	1,002	1,002	1,002	1,002	1,001
Roos	—	1,004	1,003	1,002	1,002	1,002	1,002	1,002	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,000

^a Algunas de las cámaras listadas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

Apéndice II. Se supone para los factores de perturbación el valor unidad (véase el Apéndice II). Debería investigarse la influencia de la recombinación de iones y de los efectos de polaridad en la distribución de ionización en profundidad y tenerse en cuenta si varían con la profundidad.

Si el tamaño del campo en el que se van a realizar las medidas es menor que el doble del diámetro de la cavidad de la cámara plano-paralela, entonces se recomienda un detector con mejor resolución espacial (por ejemplo, minicámaras, diodos o diamantes). La distribución resultante se debe convertir también usando las razones de poderes de frenado adecuadas (por ejemplo, de agua a aire, de agua a silicio o de agua a grafito). Los valores necesarios de los poderes de frenado pueden encontrarse en la Ref. [118]. La idoneidad de dichos detectores para las medidas de dosis en profundidad debería verificarse mediante su comparación con una cámara plano-paralela en un tamaño de campo mayor.

Para haces clínicos de protones producidos por sistemas de haces dinámicos (por ejemplo, el barrido puntual), los tiempos de medida deben ser suficientemente largos comparados con el ciclo de barrido del campo, con el fin de lograr lecturas reproducibles.

10.6.2. Factores de campo

El factor de campo se puede determinar como el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro en la profundidad de referencia z_{ref} , medidas en un conjunto determinado de condiciones y las medidas en condiciones de referencia (las condiciones de referencia se dan en el Cuadro 30). Para un haz de protones dado, los factores de campo deberían medirse para todos los tamaños de campo y SSD distintos a los de referencia y utilizados en el tratamiento de pacientes.

10.6.3. Uso de maniqués plásticos para dosimetría relativa

Se desaconseja el uso de maniqués plásticos ya que, en general, son los responsables de las discrepancias en la determinación de la dosis absorbida. Los maniqués plásticos no deberían usarse para la dosimetría de referencia en haces de protones puesto que no se conocen los factores necesarios para la corrección de la fluencia del agua al plástico, h_{pl} . No obstante, cuando no se puede colocar con exactitud la cámara en el agua o cuando no se dispone de una cámara impermeable, se permite su uso para la medida de las distribuciones de dosis en profundidad para haces de protones de bajas energías (aproximadamente por debajo de los 100 MeV). En este caso, la lectura del dosímetro en cada profundidad en el plástico debería ponerse en

escala usando el factor de puesta en escala de la fluencia, h_{pl} . Se supone que h_{pl} tiene un valor constante igual a la unidad para todas las profundidades.

Los criterios que determinan la elección de los materiales plásticos se discuten en la Sección 4.2.3. La densidad del plástico, ρ_{pl} , debería medirse para el lote en uso en lugar de utilizar un valor nominal para el tipo de plástico. Cada profundidad z_{pl} de medida en el plástico (expresada en g/cm^2) debe ponerse en escala para dar la correspondiente profundidad en agua, z_w , mediante

$$z_w = z_{pl} c_{pl} \text{ g/cm}^2 \quad (z_{pl} \text{ en g/cm}^2) \quad (42)$$

donde c_{pl} es un factor de puesta en escala de la profundidad. Para haces de protones, c_{pl} se puede calcular, con buena aproximación, a partir del cociente de los alcances $csda$ (en g/cm^2) [118] en agua y en el plástico. El factor de puesta en escala de la profundidad c_{pl} tiene un valor de 0,974 para el PMMA y de 0,981 para el poliestireno claro. Para generar las distribuciones de dosis en profundidad en el eje central a partir de las distribuciones de ionización en profundidad medidas debe seguirse el procedimiento dado en la Sección 10.6.1.

Si se utiliza un maniquí de plástico para medir el índice de calidad del haz, la magnitud medida es el alcance residual en el plástico, $R_{res,pl}$. El alcance residual, R_{res} , en agua se obtiene igualmente utilizando la puesta en escala según la Ec. (42).

10.7. INCERTIDUMBRE ESTIMADA EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Las incertidumbres asociadas con las magnitudes físicas o procedimientos involucrados en la determinación de la dosis absorbida en agua, en el haz de protones del usuario, se pueden dividir en dos pasos. El paso 1 considera las incertidumbres hasta la calibración de la cámara del usuario en un laboratorio de calibración en términos de $N_{D,w}$. El paso 2 tiene que ver con la calibración posterior del haz de protones del usuario usando dicha cámara, e incluye la incertidumbre de k_Q así como la asociada con las medidas en la profundidad de referencia en un maniquí de agua. Las estimaciones de las incertidumbres en estos dos pasos se dan en el Cuadro 32, resultando en una incertidumbre típica combinada de 2% y de 2,3% para la determinación de la dosis absorbida en agua en un haz clínico de protones con una cámara cilíndrica y una plano-paralela, respectivamente. Los detalles acerca de las estimaciones de las

incertidumbres de los distintos parámetros físicos que intervienen en el cálculo de k_Q se dan en el Apéndice II.

CUADRO 32. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA^a DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ CLÍNICO DE PROTONES, BASADA EN LA CALIBRACIÓN DE UNA CÁMARA EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Tipo de cámara del usuario:	Incertidumbre típica relativa (%)	
		Cilíndrica	Plano-paralela
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración</i>			
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del patrón secundario en el LPCD		<i>LSCD^b</i>	<i>LSCD^b</i>
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario		0,5	0,5
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración		0,1	0,1
<i>Incertidumbre combinada del paso 1</i>		0,4	0,4
<i>Paso 2: Haz de protones del usuario</i>			
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario		0,3	0,4
Establecimiento de las condiciones de referencia		0,4	0,4
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz		0,6	0,6
Corrección por magnitudes de influencia k_i		0,4	0,5
Corrección por la calidad del haz k_Q		1,7	2,0
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>		1,9	2,2
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)		2,0	2,3

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones dadas en el cuadro deben considerarse valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre establecida por los laboratorios en los factores de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

^b Si la calibración del dosímetro del usuario se lleva a cabo en un LPCD, entonces la incertidumbre típica combinada en el paso 1 es inferior. La incertidumbre típica combinada de D_w deberá ajustarse en consecuencia.

10.8. HOJA DE TRABAJO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de protones

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Unidad de terapia con protones: _____ Energía nominal: _____ MeV

Tasa de dosis nominal: _____ UM/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 Calidad del haz, $Q(R_{res})$: _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____ Tipo: cil pp

Pared/ventana de la cámara: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable para la cámara/cubierta:

material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua

$$N_{D,w} = \text{_____} \quad \square \text{ Gy/nC} \quad \square \text{ Gy/div}$$

Cond. de referencia para calibración: P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Hum. rel. _____ %

Tensión de colección V_1 : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es afirmativo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

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

Lectura del dosímetro no corregida en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Unidades de monitor correspondientes del acelerador: _____ UM

Cociente entre la lectura del dosímetro y las unidades de monitor:

$$M_1 = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

i) Presión P : _____ kPa Temperatura T : _____ °C Hum. rel. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^b k_{elec} : nC/div adimensional

$$k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$$

iii) Corrección por polaridad^c: lect en $+V_1$: M_+ = _____ lect en $-V_1$: M_- = _____

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

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

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

Lecturas^d en cada V: M_1 = _____ M_2 = _____

Cociente de tensiones V_1/V_2 = _____ Cociente de lecturas M_1/M_2 = _____

Usar el Cuadro 9 para un haz de tipo: pulsado pulsado-barrido

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

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

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_1 :

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

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

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

tomado de Cuadro 31 Otro, especificar: _____

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{ref} :

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

^a Todas las lecturas deberían comprobarse por fugas y corregirse de ser necesario.

^b Si el electrómetro no está calibrado independientemente, $k_{elec} = 1$.

^c M en el denominador de k_{pol} denota la lectura con la polaridad del usuario. Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser un promedio de los cocientes de M (o M_+ o M_-) con respecto a la lectura de un monitor externo, M_{em} .

Se supone que el laboratorio de calibración ha realizado una corrección por polaridad. En caso contrario, k_{pol} se determina de acuerdo a:

$$\text{lectura en } +V_1 \text{ para la calidad } Q_o: M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$\text{lectura en } -V_1 \text{ para la calidad } Q_o: M_- = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$k_{\text{pol}} = \frac{\left[\frac{(|M_+| + |M_-|)/|M|}{Q} \right]}{\left[\frac{(|M_+| + |M_-|)/|M|}{Q_o} \right]} = \text{-----}$$

- d Estrictamente, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (promedio de ambas polaridades). Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser el promedio de los cocientes de M_1 o M_2 y la lectura de un monitor externo, M_{em} .
- e Se supone que el laboratorio de calibración ha realizado una corrección por recombinación. De lo contrario debería usarse el factor $k'_s = k_s/k_{s,Q_o}$ en lugar de k_s . Cuando Q_o es ^{60}Co , k_{s,Q_o} (en el laboratorio de calibración) será normalmente muy próximo a la unidad y el efecto de no usar esta ecuación será despreciable en la mayoría de los casos.
- f Comprobar que $k_s - 1 \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1}$

11. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE IONES PESADOS

11.1. GENERALIDADES

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y recomendaciones para la dosimetría relativa en haces de iones pesados. Se basa en un factor de calibración para una cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de referencia que, debido a la falta de patrones primarios para iones pesados, se toma la radiación gamma del ^{60}Co . El Código de Práctica se aplica a haces de iones pesados con números atómicos entre 2(He) y 18(Ar), con alcances entre 2 y 30 g/cm² en agua. Para un haz de carbono éste corresponde a un rango de energías entre 100 y 450 MeV/u.

Del mismo modo que en haces de protones (véase la Sección 10), la distribución de la dosis en profundidad de un haz monoenergético de iones pesados en agua, mostrada en la Fig. 16, tiene un pico de Bragg bien definido

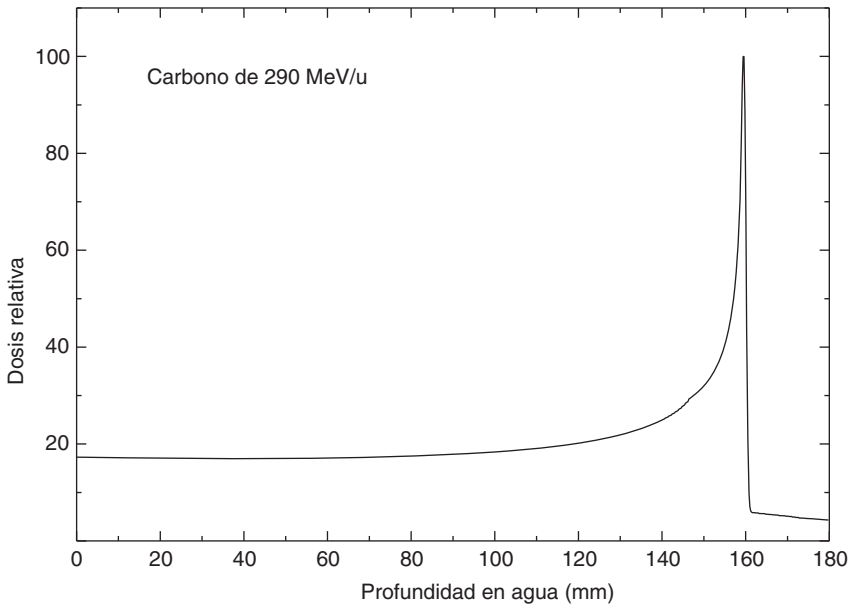


FIG. 16. Distribución de dosis en profundidad de un haz monoenergético de carbono de 290 MeV/u en agua.

cerca de la región donde se frenan las partículas primarias. Para las aplicaciones clínicas de los haces de iones pesados, se generan picos de Bragg extendidos de forma que engloben completamente el volumen blanco en su interior. Contrariamente a lo que ocurre con la mayoría de los haces terapéuticos de radiación (excepto los neutrones) y debido a la fuerte dependencia de la respuesta biológica con la energía de los iones pesados, en las aplicaciones clínicas es normal utilizar la dosis biológica efectiva [119, 120] en lugar de la dosis física (dosis absorbida en agua). La diferencia entre los dos tipos de distribuciones puede observarse en las Figs. 17(a) y 17(b), donde es evidente la falta de uniformidad de la distribución de la dosis física en el SOBP. Como es bien conocido, la dosis biológica efectiva se define como la dosis absorbida física multiplicada por la efectividad biológica relativa (RBE) del haz para el tejido en consideración. En el caso de los iones pesados, la RBE varía con la profundidad y con la dosis suministrada al tejido. El uso de la dosis biológica efectiva hace posible la comparación de los resultados obtenidos en la radioterapia convencional con los de la radioterapia con iones pesados.

En este Código de Práctica, sin embargo, la dosimetría de los iones pesados se ha restringido a la determinación de la dosis física usando patrones de dosis absorbida en agua diseminados a través de una cámara de ionización calibrada en términos de dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_0} . La razón de este planteamiento limitado se basa en la viabilidad de utilizar el mismo formalismo y procedimientos para todos los haces de radioterapia usados en el mundo, y alcanzar de este modo una consistencia internacional en la dosimetría. La robustez de un marco común para la dosimetría en radioterapia estimulará las comparaciones correlacionadas en el suministro de dosis absorbida a los pacientes, o lo que es lo mismo, reducir el número de grados de libertad al comparar resultados de un tratamiento de radioterapia. Como consecuencia de ello se podrán hacer estudios biológicos basados en procedimientos dosimétricos uniformes.

Los haces de iones pesados empleados en radioterapia tienen una característica física distintiva en la dosimetría de radiaciones si se comparan con otros haces terapéuticos [122]. En el caso de los haces de protones de alta energía, las partículas incidentes interaccionan con los núcleos blanco y producen protones de baja energía o iones pesados. Cuando los iones pesados pasan a través de los dispositivos moduladores del haz, o de los tejidos humanos, producen núcleos fragmentados que proceden de los núcleos proyectiles y de los núcleos blanco. Los núcleos producidos por la fragmentación tienen aproximadamente la misma velocidad que los iones pesados incidentes y alcanzan zonas más profundas que aquéllas en las que se paran las partículas incidentes. Hay muchos tipos de núcleos atómicos

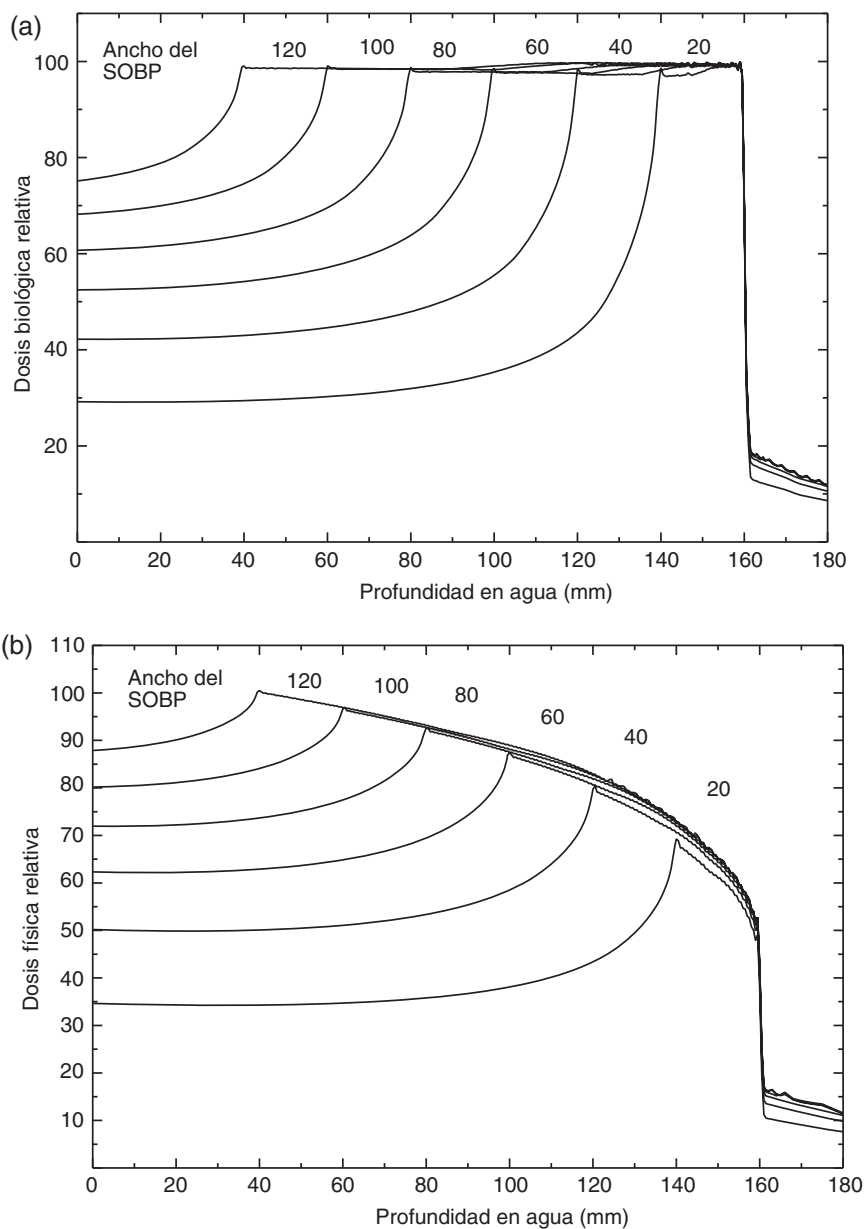


FIG. 17. (a) Distribuciones de dosis biológica de haces terapéuticos de carbono de energía 290 MeV/u. Los SOBP de 20 a 120 mm de anchura se han diseñado para producir un efecto biológico uniforme en los picos. (b) Distribuciones de dosis física del haz mostrado en (a).

presentes, todos ellos con distribuciones energéticas diferentes. Esta fragmentación de proyectiles y blancos afecta considerablemente la respuesta biológica a los haces de iones pesados, influyendo en su dosimetría. Comparada con la distribución de dosis en profundidad de un haz de protones (véase la Fig. 14), la Fig. 16 muestra una cola en el extremo distal del pico de Bragg que se debe a la fragmentación de las partículas incidentes.

Hasta ahora, las únicas recomendaciones dosimétricas disponibles eran las del protocolo de la AAPM TG-20, de 1984 [113]. La falta de un protocolo moderno para haces de iones pesados ha motivado intercomparaciones recientes de la dosimetría de haces de carbono usando diferentes aproximaciones [123, 124]. Existe, pues, la necesidad de un nuevo protocolo para establecer una consistencia global en la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de iones pesados, consistencia que es normal en los protocolos de dosimetría para otros haces de radioterapia. La dosis absorbida en haces de iones pesados se puede medir utilizando una cámara de ionización o un calorímetro. Para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces monoenergéticos se pueden aplicar también los métodos de medida de la fluencia [113]. En este Código de Práctica únicamente se trata el método basado en medidas ionométricas.

Para una determinación exacta de la dosis absorbida debida a haces de iones pesados usando una cámara de ionización, es útil conocer los espectros energéticos del haz incidente, de los fragmentos de los núcleos proyectiles y también de los núcleos blanco. Se dispone de muy pocos datos experimentales y teóricos acerca de la distribución espectral de los haces de iones pesados [125–127]. Por esta razón, en este Código de Práctica se adoptarán valores simplificados para los parámetros físicos requeridos en la dosimetría de iones pesados con cámara de ionización.

11.2. EQUIPAMIENTO DOSIMÉTRICO

11.2.1. Cámaras de ionización

Respecto a las cámaras de ionización deben seguirse las recomendaciones dadas en la Sección 4.2.1. Como instrumentos de referencia para los haces clínicos de iones pesados se recomiendan las cámaras cilíndricas y plano-paralelas. Sin embargo, la incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ para cámaras plano-paralelas será ligeramente mayor debido a la mayor incertidumbre de p_{wall} en la calidad de referencia del ^{60}Co (véanse el Cuadro 35 y el análisis del Apéndice II). Por esta razón se prefieren las cámaras cilíndricas para la dosimetría de referencia. Sin embargo, su uso se limita a haces de iones

pesados con SOBP de anchuras $\geq 2,0$ g/cm². Se prefieren las cámaras cilíndricas con pared de grafito a las cámaras con pared de plástico por su mejor estabilidad a largo plazo y sus menores variaciones de cámara a cámara (véanse la Sección 4.2.1 y la Fig. 2). El punto de referencia para estas cámaras se toma en el eje central de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad. En el caso de haces de iones pesados debería usarse un punto efectivo de medida de la cámara, P_{eff} , porque la distribución de dosis en profundidad en el SOBP no es plana y la pendiente depende de la anchura del SOBP [123]. El punto de referencia de la cámara cilíndrica debería colocarse en una distancia $0,75 r_{\text{cyl}}$ más profunda que el punto de interés en el maniquí, donde r_{cyl} es el radio interno de la cámara.

Las cámaras plano-paralelas se pueden usar para la dosimetría de referencia en todos los haces de iones pesados, pero deben utilizarse particularmente en haces de iones pesados con SOBP de anchuras $< 2,0$ g/cm². Para las cámaras de ionización plano-paralelas, el punto de referencia se toma en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma. Este punto se coloca en el punto de interés en el maniquí. El diámetro de la cavidad de la cámara plano-paralela, o la longitud de la cavidad de la cámara cilíndrica, no deberían ser mayores que la mitad del tamaño de campo de referencia, aproximadamente.

Para dosimetría relativa se recomiendan solamente las cámaras de ionización plano-paralelas. Los tipos de cámaras para los que se dan datos en este Código de Práctica se presentan en el Cuadro 34 de la Sección 11.5.

11.2.2. Maniqués y camisas para las cámaras

Respecto a los maniqués y las camisas para las cámaras se deben seguir las recomendaciones dadas en las Secciones 4.2.3 y 4.2.4. El medio de referencia recomendado para las medidas de dosis absorbida en haces de iones pesados es el agua. El maniquí debería sobrepasar al menos en 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida y extenderse al menos 5 g/cm² más allá de la profundidad máxima de medida.

En haces horizontales, la ventana del maniquí debería estar hecha de plástico, de un espesor t_{win} entre 0,2 y 0,5 cm. El espesor equivalente a agua (en g/cm²) de la ventana del maniquí debería tenerse en cuenta al evaluar la profundidad en la que se colocará la cámara; el espesor se calcula como el producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, donde ρ_{pl} es la densidad másica del plástico (en g/cm³). Debería tratarse de obtener información sobre la densidad del plástico de que está hecho el maniquí. Para los plásticos usados normalmente, PMMA y poliestireno claro, se pueden usar los valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19$ g/cm³ y

$\rho_{\text{poliestireno}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$ [64] para el cálculo del espesor equivalente a agua de la ventana.

Para cámaras no sumergibles en agua debería usarse una camisa impermeable, hecha de PMMA y preferiblemente de espesor no mayor de 1,0 mm. La holgura entre la pared de la cámara y la camisa debería ser suficiente (0,1–0,3 mm) para permitir que se equilibre la presión del aire en la cámara. Para la dosimetría de referencia debería utilizarse la misma camisa que se empleó en la calibración de la cámara de ionización del usuario. En caso de no ser posible utilizar la misma camisa que se empleó en el laboratorio de calibración, debería utilizarse otra del mismo material y de espesor similar. Las cámaras plano-paralelas, si no son sumergibles en agua o no disponen de una cubierta impermeable, deberían usarse con una protección impermeable preferiblemente de PMMA o de un material que se asemeje al de las paredes de la cámara; idealmente no debería haber más de 1 mm de material añadido por delante y por detrás del volumen de la cavidad.

Los maniqués plásticos no se deben utilizar para la dosimetría de referencia en haces de iones pesados, puesto que no se conocen los factores de corrección por la fluencia del agua al plástico, h_{pl} . Por otra parte, la fluencia de los iones pesados, incluyendo las partículas fragmentadas, en un maniquí de plástico será distinta a la presente en un maniquí de agua. Sin embargo, los maniqués de plástico se pueden usar en medidas de rutina para el aseguramiento de la calidad siempre que se haya establecido un factor de transferencia entre el plástico y el agua.

11.3. ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ

Se dispone de muy pocos datos experimentales y teóricos sobre las distribuciones espectrales de los haces de iones pesados. La práctica actual para la caracterización de un haz de iones pesados es el empleo del número atómico, el número másico, la energía del haz de iones pesados incidente, la anchura del SOBPA y el alcance.

11.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

11.4.1. Condiciones de referencia

Como se muestra en la Fig. 17(b), el SOBPA de una distribución de dosis en profundidad de iones pesados no es plano, y la dosis en el extremo distal del SOBPA es menor que en el extremo proximal. La pendiente cerca del centro de

un SOBP ancho es más bien pequeña, mientras que la de un SOBP estrecho es pronunciada. La profundidad de referencia para la calibración debe tomarse en el centro del SOBP, en el centro del volumen blanco.

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua se muestran en el Cuadro 33.

11.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de iones pesados sigue la presentación dada en la Sección 3. La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia z_{ref} en agua, en un haz de iones pesados de calidad Q y en ausencia de la cámara viene dada por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \tag{43}$$

CUADRO 33. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE IONES PESADOS

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Para un SOBP de anchura $\geq 2,0 \text{ g/cm}^2$, cámaras cilíndricas y plano-paralelas Para un SOBP de anchura $< 2,0 \text{ g/cm}^2$, cámaras plano-paralelas
Profundidad de medida, z_{ref}	Centro del SOBP
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma. Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la profundidad de medida z_{ref} Para cámaras cilíndricas, $0,75 r_{cyl}$ más profundo que la z_{ref}
SSD	Distancia clínica de tratamiento
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	10 cm \times 10 cm, o el usado para la normalización de los factores de campo, el que sea mayor. Para aplicaciones con campos pequeños ($< 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$), el mayor campo clínicamente disponible

donde M_Q es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia temperatura y presión, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y recombinación de iones, según se describe en la hoja de trabajo (véase además la Sección 4.4.3). La cámara debería colocarse de acuerdo con las condiciones de referencia, que se dan en el Cuadro 33. N_{D,w,Q_o} es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_o , y k_{Q,Q_o} es un factor que corrige por las diferencias entre la calidad de referencia Q_o y la calidad Q del haz actual. Ya que Q_o corresponde al ^{60}Co , el factor de corrección por la calidad del haz se denota por k_Q .

11.4.2.1. Corrección por recombinación en haces de iones pesados

Cuando los haces se generan mediante técnicas de barrido, la tasa de dosis es muy alta y deben tenerse en cuenta los efectos de la recombinación general. El factor de corrección por la recombinación general debería obtenerse experimentalmente por el método de las dos tensiones [128], como se analiza en la Sección 4.4.3.4.

Para los haces de iones pesados, cuando la recombinación general es despreciable debe tenerse en cuenta la recombinación inicial, especialmente cuando la dosis se mide con cámaras de ionización plano-paralelas. La corriente de ionización debe ajustarse mediante la relación lineal

$$1/i_{\text{col}} = 1/i_{\infty} + b/V \quad (44)$$

donde V es la tensión de colección aplicada a la cámara. El factor de corrección viene dado por $k_s^{\text{ini}} = i_{\infty}/i_{\text{col}}$.

11.5. VALORES DE k_{Q,Q_o}

Puesto que actualmente no se especifica la calidad de un haz para la dosimetría de haces de iones pesados, los valores de k_Q dependen solamente del tipo de cámara usada. No hay valores experimentales disponibles de k_{Q,Q_o} , y por lo tanto en este informe se utilizarán solamente valores teóricos. El factor de corrección se define por la Ec. (4), esto es:

$$k_{Q,Q_o} = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_o}} \frac{(W_{\text{air}})_Q}{(W_{\text{air}})_{Q_o}} \frac{p_Q}{p_{Q_o}} \quad (45)$$

Actualmente no se dispone de patrones primarios de dosis absorbida en agua para haces de iones pesados. Por ello, todos los valores de k_{Q,Q_o} que se dan

en este Código de Práctica para iones pesados se han obtenido mediante cálculo y se basan en la radiación gamma del ^{60}Co como calidad Q_o de referencia. La notación k_Q denota el uso exclusivo del ^{60}Co como calidad de referencia.

Los factores que aparecen en el numerador de la Ec. (45) deberían evaluarse para el haz de iones pesados de calidad Q , y debido a la complejidad de los procesos físicos involucrados su determinación representa una labor considerable. Actualmente no existe información acerca de los factores de perturbación para las cámaras de ionización en haces de iones pesados, y en lo que sigue se supondrán iguales a la unidad.

Las razones de poderes de frenado y los valores de W para haces de iones pesados, se consideran actualmente independientes de la calidad del haz debido a la falta de datos experimentales. La contribución de los núcleos fragmentados a las razones de poderes de frenado y a los valores de W también se supone despreciable. Por lo tanto, aquí se adoptan valores constantes para las razones de poderes de frenado y de W para todos los haces de iones pesados, que son 1,130 y 34,50 eV respectivamente. Obsérvese que el valor de W corresponde al aire seco. Como las razones de poderes de frenado, $s_{w,\text{air}}$, de los iones pesados son muy parecidas a las del ^{60}Co , los valores de k_Q para los iones pesados están dominados por la razón de los valores de W_{air} y los factores de perturbación específicos de la cámara para ^{60}Co .

El Cuadro 34 muestra los valores de k_Q para varias cámaras de ionización cilíndricas y plano-paralelas de uso frecuente.

11.6. MEDIDAS EN OTRAS CONDICIONES

Para el uso clínico de los haces de iones pesados deben medirse las distribuciones de dosis en profundidad, los perfiles transversales del haz, el tamaño de la penumbra de los campos de radiación y los factores de campo para distintas condiciones.

Para la medida de las distribuciones de dosis en profundidad se recomiendan las cámaras de ionización plano-paralelas. Para la medida de los perfiles transversales o distribuciones tridimensionales de dosis se pueden utilizar cámaras muy pequeñas que tengan un volumen de la cavidad menor de $0,1 \text{ cm}^3$, aproximadamente. Para dosímetros distintos de las cámaras de ionización se debería comprobar la dependencia de la respuesta del detector con la energía frente a las cámaras de ionización.

CUADRO 34. VALORES CALCULADOS DE k_Q
 PARA HACES DE IONES PESADOS, PARA
 VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN
 CILINDRICAS Y PLANO-PARALELAS

Tipo de cámara de ionización ^a	k_Q
<i>Cámaras cilíndricas</i>	
Capintec PR-05P mini	1,045
Capintec PR-05 mini	1,045
Capintec PR-06C/G Farmer	1,037
ExradinA2 Spokas	1,055
Exradin T2 Spokas	1,018
Exradin A1 mini Shonka	1,043
Exradin T1 mini Shonka	1,007
Exradin A1 2 Farmer	1,042
Far West Tech. IC-18	1,006
FZH TK 01	1,031
Nuclear Assoc. 30-750	1,035
Nuclear Assoc. 30-749	1,039
Nuclear Assoc. 30-744	1,039
Nuclear Assoc. 30-716	1,039
Nuclear Assoc. 30-753 Farmer shortened	1,040
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	1,036
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	1,042
NE 2515	1,032
NE 2515/3	1,041
NE 2577	1,041
NE 2505 Farmer	1,032
NE 2505/A Farmer	1,019
NE 2505/3, 3A Farmer	1,041
NE 2505/3, 3B Farmer	1,023
NE 2571 Farmer	1,041
NE 2581 Farmer	1,018
NE 2561/2611 Sec. Std	1,038
PTW 23323 micro	1,026
PTW 23331 rigid	1,035
PTW 23332 rigid	1,029
PTW 23333	1,031
PTW 30001/30010 Farmer	1,031
PTW 30002/30011 Farmer	1,035
PTW 30004/30012 Farmer	1,042
PTW 30006/30013 Farmer	1,032
PTW 31002 flexible	1,030
PTW 31003 flexible	1,030

CUADRO 34. VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE IONES PESADOS, PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILINDRICAS Y PLANO-PARALELAS (cont.)

Tipo de cámara de ionización ^a	k_Q
SNC 100730 Farmer	1,033
SNC 100740 Farmer	1,044
Victoreen Radocon III 550	1,030
Victoreen Radocon II 555	1,012
Victoreen 30-348	1,022
Victoreen 30-351	1,024
Victoreen 30-349	1,028
Victoreen 30-361	1,021
Scdx-Wellhöfer IC 05	1,039
Scdx-Wellhöfer IC 06	1,039
Scdx-Wellhöfer IC 10	1,039
Scdx-Wellhöfer IC 15	1,039
Scdx-Wellhöfer IC 25	1,039
Scdx-Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	1,040
Scdx-Wellhöfer IC 69 Farmer	1,036
Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer	1,042
<i>Cámaras plano-paralelas</i>	
Attix RMI 449	0,990
Capintec PS-033	1,024
Exradin P11	0,995
Holt (Memorial)	1,009
NACP/Calcam	0,989
Markus	1,004
Roos	1,003

^a Algunas de las cámaras listadas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

11.7. INCERTIDUMBRE ESTIMADA EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Actualmente, las incertidumbres en la dosimetría de los iones pesados comparadas con las de otros haces de radioterapia son bastante mayores. Para los factores k_Q calculados que se dan en este Código de Práctica, las incertidumbres están dominadas por las de la razón de poderes de frenado y el valor de W . Se necesitarán todavía más comparaciones detalladas entre la dosimetría con cámara de ionización y con calorimetría de agua para el desarrollo ulterior en este campo. Además, para perfeccionar la dosimetría de haces de iones pesados se necesitaría una investigación más amplia sobre la fragmentación de los núcleos proyectiles y blancos. Las incertidumbres estimadas que se dan en el Cuadro 35 deben, por lo tanto, considerarse como preliminares.

CUADRO 35. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA^a DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA, PARA UN HAZ CLÍNICO DE IONES PESADOS, BASADA EN LA CALIBRACIÓN DE UNA CÁMARA EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Tipo de cámara del usuario:	Incertidumbre típica relativa (%)	
		Cilíndrica	Plano-paralela
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración</i>		<i>LSCD^b</i>	<i>LSCD^b</i>
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del patrón secundario en el LPCD		0,5	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario		0,1	0,1
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración		0,4	0,4
<i>Incertidumbre combinada del paso 1</i>		<i>0,6</i>	<i>0,6</i>
<i>Paso 2: Haz de iones pesados del usuario</i>			
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario		0,3	0,4
Establecimiento de las condiciones de referencia		0,4	0,6
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz		0,6	0,6
Corrección por las magnitudes de influencia k_i		0,4	0,5
Corrección por la calidad del haz k_Q		2,8	3,2
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>		<i>2,9</i>	<i>3,4</i>
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)		3,0	3,4

^a Véase la Guía ISO para la expresión de la incertidumbre [32], o el Apéndice IV. Las estimaciones dadas en el cuadro deben considerarse valores típicos; pueden variar dependiendo de la incertidumbre establecida por los laboratorios en los factores de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario.

^b Si la calibración del dosímetro del usuario se ha llevado a cabo en un LPCD, la incertidumbre típica combinada en el paso 1 es inferior. La incertidumbre típica combinada de D_w deberá ajustarse en consecuencia.

11.8. HOJA DE TRABAJO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de iones pesados

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Unidad de terapia con iones pesados: _____ Energía nominal: _____ MeV

Tasa de dosis nominal: _____ UM/min Ion usado: _____ 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 Calidad del haz, $Q(R_{res})$: _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____ Tipo: cil pp

Pared/ventana de la cámara: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable para la cámara/cubierta:

material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua

$$N_{D,w} = \text{_____} \quad \square \text{ Gy/nC} \quad \square \text{ Gy/div}$$

Cond. de referencia para calibración: P_o : _____ kPa T_o : _____ °C Hum. rel. _____ %

Tensión de colección V_1 : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es afirmativo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

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

Lectura no corregida del dosímetro en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Unidades de monitor correspondientes del acelerador: _____ UM

Cociente entre la lectura del dosímetro y las unidades de monitor:

$$M_1 = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

i) Presión P : _____ kPa Temperatura T : _____ °C Hum. rel. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^b k_{elec} : nC/div adimensional

$$k_{elec} = \underline{\hspace{2cm}}$$

iii) Corrección por polaridad^c: lect en $+V_1$: M_+ = _____ lect en $-V_1$: M_- = _____

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

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

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

Lecturas^d en cada V: M_1 = _____ M_2 = _____

Cociente de tensiones V_1/V_2 = _____ Cociente de lecturas M_1/M_2 = _____

Usar el Cuadro 9 para un haz de tipo: pulsado pulsado-barrido

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

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

v) Corrección por recombinación (recombinación inicial):

Tensión de colección (V): V_1 = _____ V_2 = _____ V_3 = _____ V_4 = _____

Lecturas promedio en cada tensión:

$$M_1 = \underline{\hspace{2cm}} \quad M_2 = \underline{\hspace{2cm}} \quad M_3 = \underline{\hspace{2cm}} \quad M_4 = \underline{\hspace{2cm}}$$

Coefficientes del ajuste lineal: M_∞ = _____ b = _____

$$1/M = 1/M_\infty + b/V \quad k_s^{ini} = \frac{M_\infty}{M_1} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_1 :

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s^{ini} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/UM \quad \text{input type="checkbox"/> div/UM$$

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

Factor de corrección por la calidad del haz del usuario Q : k_Q = _____

tomado de Cuadro 34 Otro, especificar: _____

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{ref} :

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

- a Todas las lecturas deben comprobarse por fugas y corregirse de ser necesario.
- b Si el electrómetro no se ha calibrado separadamente, $k_{\text{elec}} = 1$.
- c M en el denominador de k_{pol} denota la lectura en la polaridad del usuario. Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser un promedio de los cocientes entre M (M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo, M_{em} . Se supone que el laboratorio de calibración ha realizado una corrección por polaridad. En caso contrario k_{pol} se determina de acuerdo a:

lectura en $+V_1$ para la calidad Q_o : $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$

lectura en $-V_1$ para la calidad Q_o : $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

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

- d Estrictamente, las lecturas deberían corregirse por el efecto de la polaridad (promedio con ambas polaridades). Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser un promedio de los cocientes entre M_1 o M_2 y la lectura de un monitor externo, M_{em} .
- e Se supone que el laboratorio de calibración ha realizado una corrección por recombinación. De lo contrario debería usarse el factor $k'_s = k_s / k_{s,Q_o}$ en lugar de k_s . Cuando Q_o es ^{60}Co , k_{s,Q_o} (en el laboratorio de calibración) será normalmente muy próximo a la unidad y el efecto de no usar esta ecuación será despreciable en la mayoría de los casos.
- f Comprobar que $k_s - 1 \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1}$

Apéndice I

RELACIÓN ENTRE LOS CÓDIGOS DE PRÁCTICA BASADOS EN N_K Y $N_{D,w}$

La conexión entre el formalismo N_K - $N_{D,\text{air}}$ (usado, por ejemplo, en TRS-277 [17] y TRS-381 [21] del OIEA) y el formalismo $N_{D,w}$ usado en este Código de Práctica es, en principio, directa. Sin embargo, existen diferencias en el posicionamiento del detector y en el significado de algunos factores de corrección que pueden conducir a errores si el usuario no es consciente de los cambios. Por esta razón se presenta de forma detallada en este apéndice la conexión entre estos dos formalismos. Una actualización de la información presentada en la Ref. [17] se proporciona en la Ref. [21], “Código de Práctica para cámaras de ionización plano-paralelas” (que también incluye algunos cambios en los datos de las cámaras cilíndricas).

I.1. HACES DE ^{60}Co , DE FOTONES Y DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA

Los protocolos basados en N_K determinan la dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia en un maniquí, en un proceso de dos pasos.

En el primero, se obtiene un factor de la cámara en términos de dosis absorbida en la cavidad de aire, $N_{D,\text{air}}$. Esto se hace relacionando el kerma en aire (en el seno del aire), K_{air} , con la dosis absorbida media, \bar{D}_{air} , en la cavidad de la cámara de ionización del usuario en un haz de ^{60}Co ; es decir

$$\bar{D}_{\text{air}} = K_{\text{air}} (1 - g)k_{\text{att}}k_mk_{\text{cel}} \quad (46)$$

donde el significado de los factores g , k_{att} y k_m se da en la Ref. [17]. El factor k_{cel} en la Ec. (46) tiene en cuenta la falta de equivalencia al aire del electrodo central de la cámara de ionización cilíndrica durante la calibración en términos de kerma en aire en ^{60}Co (véase la Ref. [21] y referencias en ella sobre este tema). N_K se define como el cociente de K_{air} y la lectura M del dosímetro durante la calibración en ^{60}Co ; en el mismo sentido, $N_{D,\text{air}}$ se puede definir como el cociente entre \bar{D}_{air} y la misma lectura M . En el formalismo actualizado dado en la Ref. [21], $N_{D,\text{air}}$ viene dado por

$$N_{D,\text{air}} = N_K (1 - g)k_{\text{att}}k_mk_{\text{cel}} \quad (47)$$

Este factor se llamó N_D en la Ref. [17], pero se incluyó el subíndice ‘air’ (aire) en la Ref. [21] para especificar sin ambigüedad que se refería a la dosis absorbida en el aire de la cavidad de la cámara; es el N_{gas} de la AAPM TG 21 [9]. La Ec. (47) reemplaza a la ecuación dada en la Ref. [17], que es

$$N_D = N_K (1 - g) k_{\text{att}} k_m \quad (48)$$

Obsérvese que la Ec. (48) de la Ref. [17] no incluía el k_{cel} , y por consiguiente N_D no se relacionaba únicamente con las características geométricas de la cámara, ya que se pretendía que el factor fuera una medida indirecta del volumen de la cavidad⁴⁴ y por consiguiente una constante de la cámara. El factor k_{cel} , en cambio, se incluyó en la Ref. [17] en un factor global p_{cel} , que tenía en cuenta el efecto combinado del electrodo central, tanto durante la calibración de la cámara en aire en un haz de ^{60}Co como durante las medidas posteriores en haces de fotones y electrones en un maniquí. El valor numérico de $N_{D,\text{air}}$ para cámaras cilíndricas con un electrodo de aluminio de 1 mm de diámetro (NE 2571) es un factor 1,006 mayor que el N_D , como se muestra en la Ref. [17], incluso si la dosis absorbida en agua en ^{60}Co es la misma, debido a la cancelación de los dos factores que corrigen por los efectos del electrodo (ver más adelante).

Se supone que el factor $N_{D,\text{air}}$ obtenido en la calidad del ^{60}Co es también válido en la calidad Q del usuario. Entonces, el factor $N_{D,\text{air}}$ permite la determinación de la dosis absorbida media en el aire de la cavidad, en la calidad Q del haz del usuario,

$$\bar{D}_{\text{air},Q} = M_Q N_{D,\text{air}} \quad (49)$$

En el segundo paso se obtiene la dosis absorbida en agua, $D_{w,Q}$, en un punto de un maniquí donde se coloca el punto efectivo de medida de la cámara, a partir de la dosis en aire mediante el principio de Bragg–Gray

⁴⁴ Obsérvese que si se conociera exactamente el volumen de la cámara, V , como es el caso de una cámara de ionización patrón primario en la calidad de calibración, $N_{D,\text{air}}$ se definiría como en la Ref. [12]:

$$N_{D,\text{air}} = \frac{\bar{D}_{\text{air}}}{M} = \frac{1}{V\rho_{\text{air}}} \frac{W}{e} \quad (\text{en J/kgC o Gy/C})$$

En el formalismo $N_{D,\text{air}}$, W/e se supone constante para fotones y electrones [17], y por lo tanto el factor $N_{D,\text{air}}$ depende sólo de la masa de aire ($V\rho_{\text{air}}$) dentro de la cavidad; de esta manera, es una constante de la cámara establecida para ciertas condiciones ambientales de referencia.

$$D_{w,Q}(P_{\text{eff}}) = M_Q N_{D,\text{air}}(s_{w,\text{air}})_Q P_Q \quad (50)$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro en la calidad Q del haz, corregida por las magnitudes de influencia, $s_{w,\text{air}}$ es la razón de poderes de frenado agua–aire, p_Q es el factor de perturbación global de la cámara de ionización para medidas en el interior del maniquí en un haz de calidad Q , y P_{eff} es el punto efectivo de medida de la cámara, desplazado desde el centro de la cámara hacia la fuente. Obsérvese que en la Ref. [17], donde la calidad Q del haz se denotó por ‘ u ’ (calidad del haz del usuario), se simplificó el concepto del factor de perturbación global; para haces de fotones y electrones, p_u se identificó con los factores de perturbación p_{wall} y p_{cav} usados en la Ref. [21] y en este Código de Práctica, respectivamente. Se debe recalcar que con la Ec. (50) la dosis absorbida en agua se determina en el punto donde se sitúa P_{eff} .

Como es bien conocido (véanse las Secciones 1.6 y 4.2.5), una alternativa al uso del punto efectivo de medida de la cámara es considerar un factor de perturbación, p_{dis} , que tenga en cuenta el efecto de la sustitución de un volumen de agua por la cavidad del detector cuando el punto de referencia del volumen del detector se toma en el centro de la cámara.

La Ec. (50) puede escribirse como:

$$D_{w,Q}(\text{centro}) = M_Q N_{D,\text{air}}(s_{w,\text{air}})_Q P_Q \quad (51)$$

donde para mayor claridad, la referencia al ‘centro’ de la cámara se ha escrito completamente. La forma expandida del factor de perturbación global queda

$$P_Q = [p_{\text{cav}} p_{\text{dis}} p_{\text{wall}} p_{\text{cel}}]_Q \quad (52)$$

y la dosis absorbida en agua se determina en la posición del centro de la cámara. El significado de los distintos factores se ha descrito en la Sección 1.6.

Es necesario hacer dos observaciones importantes respecto a la corrección por el electrodo central y al uso del punto efectivo de medida.

- i) Cuando las expresiones para $N_{D,\text{air}}$ y p_Q , Ec. (47) y (52) respectivamente, se insertan en la Ec. (51), aparece un producto $k_{\text{cel}} p_{\text{cel}}$ debido al efecto del electrodo central en las medidas tanto en el aire como en el agua. Este producto se llamó p_{cel} en la Ref. [17], aunque debió llamarse $p_{\text{cel-gbl}}$ para especificar sin ambigüedades que es un factor de corrección global. Aunque los valores de k_{cel} y p_{cel} prácticamente se cancelan el uno al otro en la calidad de la radiación gamma del ^{60}Co , es importante entender la diferencia entre el p_{cel} usado en este Código de Práctica (y en la Ref. [21]) y el $p_{\text{cel-gbl}}$ de la Ref. [17], ya que sólo el p_{cel} desempeña un papel en el formalismo $N_{D,w}$, debido a que no se hacen medidas en aire.

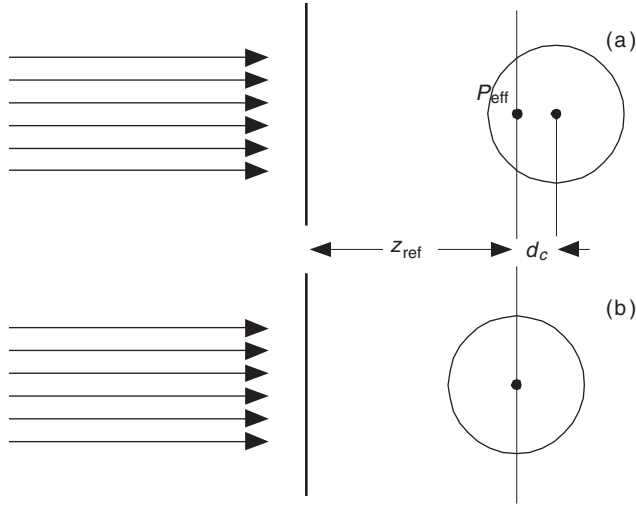


FIG. 18. (a) En TRS-277 [17], el punto efectivo de medida de una cámara de ionización cilíndrica se coloca en la profundidad de referencia z_{ref} , donde se pide la dosis absorbida; el centro de la cámara se encuentra más profundo que z_{ref} en una distancia d_c igual al desplazamiento de P_{eff} (por ejemplo, $0,6 r_{cyl}$ para haces de fotones en la Ref. [17]). (b) Excepto para los haces de electrones y de iones pesados, en el presente código de práctica, el centro de una cámara cilíndrica se coloca en la profundidad de referencia z_{ref} y la dosis absorbida se determina en esa posición.

- ii) Cuando $D_{w,Q}$ se determina de acuerdo con la Ec. (50), la cámara se coloca con su punto efectivo de medida en la profundidad de referencia, donde se necesita la dosis absorbida; por lo tanto, el centro de la cámara está más profundo que la profundidad de referencia. El uso de la Ec. (51) requiere, por otra parte, que la cámara se coloque con su centro en la profundidad de referencia. Las dos configuraciones distintas se ilustran en la Fig. 18. Está claro que las dos situaciones descritas por las Ecs. (50) y (51) son distintas por la diferencia entre los porcentajes de dosis en profundidad entre el P_{eff} y el centro de la cámara.

La conexión entre el presente formalismo de $N_{D,w}$ y el formalismo de $N_{D,air}$ se establece, entonces, comparando las Ecs. (1) y (51), ambas para la misma calidad del haz de referencia, Q_o . Para la dosis absorbida en agua, D_{w,Q_o} , determinada en la misma profundidad de referencia, sigue que

$$N_{D,w,Q_o} = N_{D,air} (s_{w,air})_{Q_o} P_{Q_o} \quad (53)$$

o, en su forma expandida,

$$N_{D,w,Q_o} = [N_K (1 - g) k_{att} k_m k_{cel}]_{Co-60} (s_{w,air})_{Q_o} [P_{cav} P_{dis} P_{wall} P_{cel}]_{Q_o} \quad (54)$$

donde Q_o se refiere generalmente a la radiación gamma del ^{60}Co . La constancia asumida para $N_{D,air}$ permite extender estas relaciones a cualquier calidad de referencia, pero la necesidad de determinar todos los factores que entran en $N_{D,air}$, en la calidad del ^{60}Co , ha sido señalada explícitamente mediante el subíndice en el primer corchete. Se recalca que los símbolos y sus correspondientes significados se dan en la Ref. [21].

Los detalles sobre los datos necesarios de los poderes de frenado y los factores de corrección por perturbación se incluyen en el Apéndice II. Los factores relacionados con la determinación del $N_{D,air}$ se pueden encontrar en las Ref. [17, 21].

1.1.1. Resumen de las notaciones usadas para los factores de calibración

La notación usada para los factores de calibración en este Código de Práctica es prácticamente idéntica a la utilizada en la Ref. [21], pero difiere de alguna manera de los símbolos usados en la Ref. [17]. Una confusión entre los diferentes factores de calibración podría dar como resultado un error considerable en la determinación de la dosis absorbida en agua durante la calibración de un haz, lo que podría afectar los tratamientos de radioterapia de un gran número de pacientes. Por esta razón se hace aquí un resumen de los distintos términos usados para denotar los factores de calibración en los Códigos de Práctica del OIEA y en otras publicaciones.

El factor de la cámara en términos de dosis absorbida en el aire de la cavidad, $N_{D,air}$, se llamó N_D en el Informe 35 de ICRU [11] y en la Ref. [17]. Se incluyó el subíndice “air” en la Ref. [21] para especificar sin ambigüedades que se refería a la dosis absorbida en el aire de la cavidad de la cámara. Es el símbolo empleado en este Código de Práctica. El usuario debe tener un cuidado extremo en no confundir $N_{D,air}$ o el anterior N_D , con el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$.

El factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$, se utilizó en la Ref. [17] para rayos X de baja energía; ésta fue la única calidad en la que se aplicó el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua en ese código de práctica. En la Ref. [21] tiene el mismo símbolo que en este Código de Práctica. El símbolo $N_{D,w}$ fue adoptado también por la AAPM TG 51 [51]. A este factor de calibración se le denominó N_D por la AAPM TG 21 [9], donde se dió una relación entre N_{gas} y N_D similar a la descrita más arriba.

Este símbolo, N_D , se utiliza también en los certificados de calibración emitidos por algunos laboratorios y fabricantes en lugar de $N_{D,w}$.

Como no existe uniformidad en la adopción de símbolos únicos para los factores de calibración, se recomienda a los usuarios tener una precaución extrema y confirmar la magnitud física empleada para la calibración de sus detectores, con el fin de evitar errores graves que puedan poner en peligro los tratamientos de radioterapia. Como puede verse fácilmente en la Ec. (53), la diferencia entre $N_{D,\text{air}}$ y $N_{D,w}$ en ^{60}Co , es muy semejante al valor de la razón de poderes de frenado agua-aire en la radiación gamma del ^{60}Co (la mayor parte de los factores de perturbación se aproximan a la unidad); por lo tanto, una confusión en el significado de los factores puede resultar en un error en la dosis aplicada al paciente de aproximadamente un 13%.

En el Cuadro 36 se presentan ejemplos de las notaciones utilizadas en algunos códigos de práctica, protocolos de dosimetría, laboratorios de calibración y por los fabricantes, referidas a los factores de calibración en la calidad de la radiación gamma del ^{60}Co .

1.1.2. Comparación de las determinaciones de D_w

Como ya se mencionó en la Sección 1.4, la adopción de este Código de Práctica introducirá pequeñas diferencias en el valor de la dosis absorbida en agua determinada en haces clínicos si se compara con códigos de práctica y protocolos de dosimetría anteriores basados en patrones de kerma en aire (véanse las Refs. [17, 21]). Se ha hecho énfasis, además, en que cualquier conclusión derivada de la comparación entre protocolos basados en patrones de kerma en aire y de dosis absorbida en agua debe tener en cuenta las diferencias entre los patrones primarios. Puesto que los detalles de las diferencias previstas en distintas situaciones se publicarán en la literatura, el propósito de esta sección es anticipar los cambios esperados en los casos más frecuentes. Para un patrón primario dado, los resultados de una comparación dependerán del tipo y calidad del haz, y del tipo de cámara de ionización.

Para la radiación gamma del ^{60}Co , que generalmente está mejor caracterizada que otros tipos de radiación, las calibraciones de los haces basadas en los dos patrones, K_{air} y D_w , difieren típicamente en un 1%. La Fig. 19 muestra el cociente de la dosis absorbida en agua, en ^{60}Co , obtenida con factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua y con factores de calibración en términos de kerma en aire junto con el uso de TRS-277 [17], para algunos de los tipos de cámaras de ionización mostrados en la Fig. 2. A pesar de que las diferencias, en la mayor parte de los casos, caen dentro de la incertidumbre típica combinada de los dos códigos de práctica, se esperan discrepancias de este orden cuando las calibraciones $N_{D,w}$ y N_K , trazables al

CUADRO 36. EJEMPLOS DE NOTACIÓN USADA PARA LOS FACTORES DE CALIBRACIÓN, EN TÉRMINOS DE DOSIS ABSORBIDA EN EL AIRE DE LA CAVIDAD Y EN DOSIS ABSORBIDA EN AGUA, EN LA CALIDAD DE LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co

Publicación o institución	Factor en términos de dosis absorbida en el aire de la cavidad	Factor en términos de dosis absorbida en agua
Este Código de Práctica	$N_{D,\text{air}}$	$N_{D,w}$
TRS-381, OIEA [21]	$N_{D,\text{air}}$	$N_{D,w}$
TRS-277, OIEA [17]	N_D	$N_{D,w}^a$
ICRU-35 [11]	N_D	— ^b
ICRU-64 [29]	$N_{D,\text{air}}$	$N_{D,w}$
AAPM TG 21 [9]	N_{gas}	N_D
AAPM TG 51 [51]	— ^b	$N_{D,w}$
Algunos laboratorios de calibración y fabricantes	— ^b	N_D

^a Solamente para rayos X de baja energía.

^b No disponible o no aplicable.

BIPM y a la mayoría de los LPCD, se utilicen en los hospitales y los LSCD. El cambio puede ser mayor o menor según las calibraciones sean trazables a los laboratorios situados en los extremos de las distribuciones mostradas en la Fig. 4. Cualquier discrepancia sistemática entre los dos métodos, $N_{D,w}$ y N_K , es más probable que se deba a inexactitudes en los factores y expresiones numéricas (por ejemplo, k_m , p_{wall} , etc.) usados en el formalismo basado en N_K ; además, existe la posibilidad de un efecto sistemático en los patrones primarios de kerma en aire [31].

En el caso de calibraciones de haces de fotones y electrones de alta energía, se analiza únicamente la situación que afecta a los valores calculados de k_Q . La única contribución significativa en los fotones de alta energía, ya que la mayoría de los coeficientes y factores involucrados en el cálculo de los factores k_Q son los mismos que en TRS-277 (2^a edición) [17], es el cambio en D_w en ^{60}Co , que se propaga a los haces de alta energía y no se esperan otras diferencias. Para haces de electrones, además del cambio en D_w en ^{60}Co , que también se propaga, la segunda mayor contribución se deberá a la implantación de razones de poderes de frenado $s_{w,\text{air}}$ realistas para haces clínicos, ya que los datos básicos ($s_{w,\text{air}}$ para haces monoenergéticos)

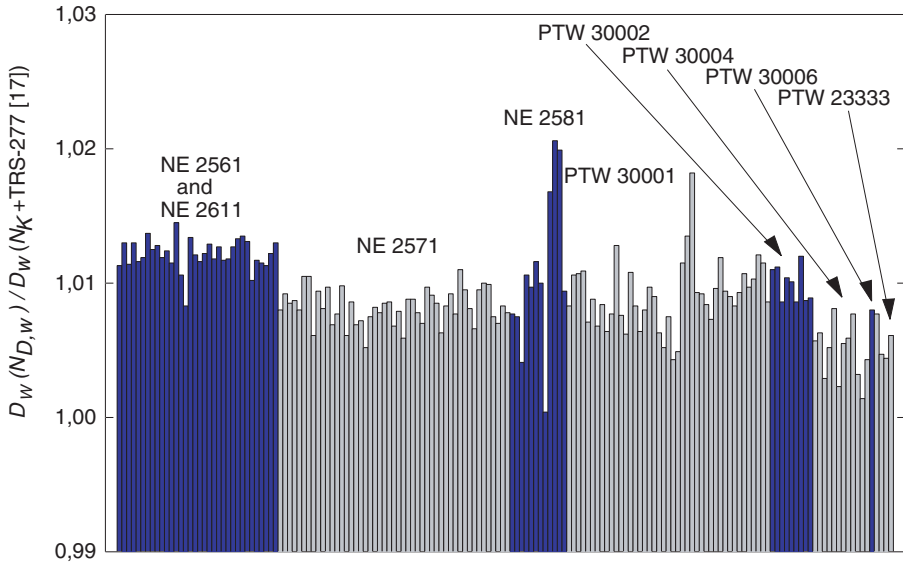


FIG. 19. Cociente de la dosis absorbida en agua en ^{60}Co determinada con los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$ y con los factores de calibración en términos de kerma en aire, N_K , usando el Código de Práctica TRS-277 del OIEA [17], para algunos de los tipos de cámaras de ionización mostradas en la Fig. 2. Ambos factores de calibración son trazables al BIPM. Las diferencias están en la mayoría de los casos dentro de la incertidumbre típica combinada de los dos Códigos de Práctica basados en $N_{D,w}$ y N_K .

permanecen prácticamente iguales; esto resultará en cambios del orden de 0,5%. Como con el ^{60}Co , las diferencias caen dentro de la incertidumbre típica combinada de los dos Códigos de Práctica basados en $N_{D,w}$ y N_K .

1.2. HACES DE RAYOS X DE ENERGÍAS BAJA Y MEDIA

Para estos haces de rayos X la conexión entre los dos formalismos, $N_{D,w}$ y N_K , se establece mediante expresiones distintas dependiendo de la calidad del haz.

Para rayos X de energía media y medidas hechas con el centro de una cámara cilíndrica en la profundidad de referencia de 2 g/cm^2 en un maniquí de agua, el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua se obtiene mediante

$$N_{D,w,Q_o} = N_{K,Q_o} \left[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}} \right]_{Q_o} p_{Q_o} \quad (55)$$

donde N_{K,Q_o} es el factor de calibración en términos de kerma en aire, medido en el seno del aire, en la calidad Q_o de calibración de rayos X, $[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}}]_{Q_o}$ es la razón de los coeficientes másicos medios de absorción de energía entre el agua y el aire en la profundidad de referencia, y p_{Q_o} es un factor de perturbación. El factor de perturbación tiene en cuenta: (i) el efecto en la respuesta de la cámara debido a la diferencia de los espectros en la posición de la cámara para la calibración en el seno del aire y en la profundidad de referencia en el maniquí de agua, (ii) la sustitución del agua por el aire y el material de la pared de la cámara, (iii) la influencia del tallo en la respuesta de la cámara en el agua y en el seno del aire, y (iv) el efecto de la camisa impermeable en la respuesta de la cámara.

La profundidad de referencia se especificó en la Ref. [17] en 5 g/cm^2 ; no obstante, también se dieron los datos para $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}}$ en 2 g/cm^2 . Se ha demostrado que los datos para los factores de perturbación son válidos también en 2 g/cm^2 [104].

Para establecer la conexión en haces de rayos X de baja energía es necesario tener en cuenta la diferencia en la respuesta de una cámara plano-paralela según se sitúe en el seno del aire o en la superficie de un maniquí de dispersión total. Esto se debe a que los protocolos basados en N_K proporcionan la dosis absorbida en la superficie de un maniquí cuando se coloca una cámara plano-paralela en el seno del aire (véase TRS-277, segunda edición [17]), mientras que el formalismo de $N_{D,w}$ proporciona la dosis absorbida en la superficie de un maniquí cuando la cámara se coloca con su punto de referencia en la superficie del mismo. Así, para el formalismo de kerma en aire:

$$D_{w,Q_o} = M_{Q_o}^{\text{free air}} N_{K,Q_o} B \left[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}} \right]_{Q_o}^{\text{free air}} p_{Q_o} \quad (56)$$

donde el factor de calibración en kerma en aire, N_{K,Q_o} , medido en el seno del aire, incluye el efecto de cualquier material en el que esté inmersa la cámara, B es el factor de retrodispersión, $[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}}]_{Q_o}^{\text{free air}}$ es la razón de los coeficientes másicos medios de absorción de energía en el seno del aire, y p_{Q_o} se toma igual a la unidad para las cámaras plano-paralelas usadas. Para un formalismo basado en factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua,

$$D_{w,Q_o} = M_Q^{\text{surface}} N_{D,w,Q_o} \quad (57)$$

De las Ecs. (56) y (57) se obtiene

$$N_{D,w,Q_o} = \frac{M_{Q_o}^{\text{free air}}}{M_{Q_o}^{\text{surface}}} N_{K,Q_o} B \left[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}} \right]_{Q_o}^{\text{free air}} p_{Q_o} \quad (58)$$

Los datos para los distintos factores de las Ecs. (55) a (58) se dan en la segunda edición de la Ref. [17], o pueden encontrarse en otros protocolos de dosimetría y códigos de práctica actuales [17, 96, 97]. Las relaciones que se dan en esta sección permiten la comparación de este Código de Práctica con protocolos basados en factores de calibración en términos de kerma en aire, y también el uso de este Código de Práctica mediante factores de calibración N_{D,w,Q_o} derivados de patrones de kerma en aire. Una comparación de este Código de Práctica con un protocolo basado en kerma en aire es, efectivamente, una verificación de los factores $[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{w,\text{air}}]_{Q_o} p_{Q_o}$ y B . Ya que han existido algunas dudas, particularmente en los dos últimos, tales comparaciones serán muy provechosas.

Apéndice II

CÁLCULO DE k_{Q,Q_0} Y SU INCERTIDUMBRE

II.1. GENERALIDADES

El factor de corrección por la calidad del haz, k_{Q,Q_0} , se define en la Ec. (3). En este Código de Práctica deberían utilizarse, siempre que sea posible, valores medidos de k_{Q,Q_0} para una cámara en particular. Sin embargo, en la mayoría de los casos dichos datos no están disponibles y se deberán utilizar valores calculados. En las condiciones para las que la teoría de Bragg–Gray es válida, los valores de k_{Q,Q_0} se pueden calcular usando la Ec. (4):

$$s_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,\text{air}})_Q}{(s_{w,\text{air}})_{Q_0}} \frac{(W_{\text{air}})_Q}{(W_{\text{air}})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \quad (59)$$

En haces de fotones y electrones, los datos básicos monoenergéticos utilizados para los poderes de frenado de electrones son los del Informe 37 de ICRU [64], con el modelo del efecto de densidad de Sternheimer. Para haces de protones y de iones pesados, los datos básicos monoenergéticos utilizados para los poderes de frenado son los del Informe 49 de ICRU [118].

En este Código de Práctica, para todos los haces de fotones y electrones se toma para (W_{air}/e) el valor de 33,97 J/C [129–131]. Sin embargo, a la vista de algunas evidencias acerca de una posible variación en W_{air} entre el ^{60}Co y los haces de fotones y electrones de alta energía [55], se incluye una componente de incertidumbre donde se estime adecuado. El valor de W_{air} utilizado para haces de protones y de iones pesados se analiza en las secciones apropiadas de este apéndice.

En ausencia de un conjunto de datos consistentes para los factores de perturbación, necesariamente se tratan de una manera menos coherente. Algunos componentes se deducen a partir de experimentos, otros mediante cálculos de Monte Carlo o de otro tipo, y en los casos que no se pueden hacer estimaciones fiables se toman como la unidad y se les asocia una incertidumbre adecuada.

Los valores de $s_{w,\text{air}}$, W_{air} y p para ^{60}Co , fotones de alta energía, electrones, protones, iones pesados, y los k_{Q,Q_0} resultantes y sus incertidumbres, se analizan más adelante en secciones separadas. En la estimación de la incertidumbre de los factores k_{Q,Q_0} , se han tenido en cuenta, de forma aproximada, las correlaciones entre los distintos parámetros. Para rayos X de energías baja y media, la teoría de la cavidad de Bragg–Gray no es válida de modo que en este

Código de Práctica no se dan valores calculados de k_{Q,Q_0} para estos tipos de radiación.

En este apéndice, el término “incertidumbre” se refiere a la incertidumbre típica relativa expresada en porcentaje.

II.2. RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co

Como se ha mostrado previamente, cuando la calidad de referencia Q_0 es ^{60}Co , el símbolo k_{Q,Q_0} se simplifica a k_Q . Los factores $s_{w,\text{air}}$, W_{air} y p_Q para ^{60}Co aparecen en el denominador de k_Q para todos los tipos de radiación y en lo que sigue se presentan los valores utilizados.

II.2.1. Valor de $s_{w,\text{air}}$ para ^{60}Co

El valor $s_{w,\text{air}} = 1,133$ para ^{60}Co , fue calculado por Andreo y col. [80] usando los datos de poderes de frenado de electrones monoenergéticos tabulados en la Ref. [64] con la corrección por el efecto de densidad de Sternheimer. Las incertidumbres asociadas con las energías medias de excitación (valores de I) y las correcciones por el efecto de densidad contribuyen a un aumento de la incertidumbre típica de 0,5%, que no incluye la incertidumbre básica inherente al modelo del poder de frenado. Además, como consecuencia de las diferencias espectrales entre los haces de ^{60}Co , la incertidumbre asignada a la razón de poderes de frenado de un haz de ^{60}Co en particular se estima en 0,1%.

II.2.2. Valor de W_{air} para ^{60}Co

W_{air} es la energía media necesaria para producir un par de iones en el aire seco, más frecuentemente expresada en la forma W_{air}/e . El valor de W_{air}/e en ^{60}Co , para aire seco, se toma como 33,97 J/C [129–131]. La incertidumbre de este valor fue estimada por Niatel y col. [129] en 0,2%.

II.2.3. Valores de p_Q para ^{60}Co

El factor de perturbación global incluye todas las desviaciones de lo que sería el comportamiento de un detector ideal de Bragg–Gray. En general, los efectos que contribuyen son pequeños, de forma que los factores de perturbación individuales, p_i , tienen valores próximos a la unidad y pueden tratarse independientemente. Para cámaras cilíndricas el factor de perturbación global se obtiene como el producto

$$P_Q = P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{wall}} P_{\text{cel}} \quad (60)$$

Los componentes del factor de perturbación p_{cav} , p_{dis} , p_{wall} y p_{cel} se han definido en la Sección 1.6. Para cámaras plano-paralelas, p_{dis} y p_{cel} se omiten.

II.2.3.1. Valores de p_{cav} para ^{60}Co

El factor de corrección por la cavidad, p_{cav} , corrige por la perturbación de la fluencia de electrones debida a las diferencias de dispersión entre el aire de la cavidad y el medio. Puesto que existe equilibrio electrónico transitorio en ^{60}Co en z_{ref} (5 g/cm² en agua), el valor de p_{cav} se toma como la unidad (para cámaras cilíndricas y plano-paralelas). La incertidumbre asociada a esta suposición es despreciable (<0,1%).

II.2.3.2. Valores de p_{dis} para ^{60}Co

El factor de corrección por desplazamiento tiene en cuenta el hecho de que la cavidad de una cámara cilíndrica, con su centro en z_{ref} , muestrea la fluencia electrónica en un punto que está más próximo de la fuente de radiación que z_{ref} . La corrección depende del radio interno de la cavidad, r_{cyl} . Se han tomado los valores derivados de las medidas de Johansson y col. [132]:

$$p_{\text{dis}} = 1 - 0,004 r_{\text{cyl}} \quad (61)$$

donde r_{cyl} viene en mm. La incertidumbre de p_{dis} fue estimada por Johansson y col. [132] en 0,3%. Las cámaras plano-paralelas se colocan con el frente de la cavidad de aire en z_{ref} y se supone que la corrección por desplazamiento no es necesaria; se estima una incertidumbre de 0,2% para esta suposición.

II.2.3.3. Valores de p_{wall} para ^{60}Co

El factor p_{wall} tiene en cuenta las diferencias en los coeficientes másicos de absorción de energía de los fotones y los poderes de frenado de los electrones entre el material de la cámara y el medio. Para cámaras cilíndricas se usa normalmente una camisa de plástico delgada e impermeable para proteger la cámara. En este Código de Práctica, para la evaluación de p_{wall} se utiliza la fórmula desarrollada por Almond y Svensson [133] y modificada independientemente por Gillin y col. [134] y Hanson y Domínguez-Tinoco [135], que incluye el efecto de la camisa impermeable

$$p_{\text{wall}} = \frac{\alpha s_{\text{wall,air}} (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,wall}} + \tau s_{\text{sleeve,air}} (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,sleeve}} + (1 - \alpha - \tau) s_{\text{w,air}}}{s_{\text{w,air}}} \quad (62)$$

Los valores utilizados suponen una camisa de PMMA de 0,5 mm de espesor. Los valores que se toman de $s_{\text{med,air}}$ son los evaluados por Andreo y col. [80] utilizando los datos de poderes de frenado de electrones con las correcciones por efecto de densidad de Sternheimer y tabulados en la Ref. [64]. Se toman las razones de los coeficientes másicos de absorción de energía de fotones de Cunningham (véase la Ref. [17]). Los valores de α y τ se determinan de acuerdo con las expresiones dadas en la Ref. [21]; esto es,

$$\alpha(t_w) = 1 - e^{-11,88t_w} \quad (63)$$

y

$$\tau(t_s) = e^{-11,88t_w} (1 - e^{-11,88t_s}) \quad (64)$$

donde t_w y t_s son, respectivamente, los espesores de la pared y de la camisa (en g/cm²). Se basan en los datos experimentales de Lempert y col. [136], para los que no se dan estimaciones de incertidumbre. Andreo y col. [80] compararon los cocientes calculados de p_{wall} para algunos materiales con los datos experimentales de Johansson y col. [132] y encontraron una concordancia dentro del 0,4%. Basándose en esto, se estima una incertidumbre típica combinada para p_{wall} de 0,5%.

Esta estimación se aplica también a las cámaras con pared de plástico con una capa conductora fina o un recubrimiento de grafito. Es difícil estimar el efecto de este recubrimiento en p_{wall} , y tanto los cálculos por Monte Carlo como los experimentos han fracasado, hasta ahora, al tratar de proporcionar una explicación satisfactoria de los fenómenos subyacentes (véase la Ref. [137]). Además, los fabricantes generalmente no proporcionan información sobre el espesor exacto del recubrimiento, con excepción de PTW (véase la nota e al pie del Cuadro 3). Se ha hecho un cálculo alternativo de p_{wall} para los tipos de cámaras PTW 30001 y PTW 30010 utilizando la Ec. (62), tomando el recubrimiento de grafito de 0,15 mm (de densidad $\rho = 0,82$ g/cm³) como la pared de la cámara e incluyendo la sección de PMMA de la pared como parte de la camisa impermeable. Esto da como resultado un valor de p_{wall} que es aproximadamente un 0,3% inferior para la radiación gamma del ⁶⁰Co. No obstante, se obtiene aproximadamente la misma disminución para p_{wall} en

fotones de alta energía de modo que el efecto del recubrimiento de grafito en su mayor parte se cancela en el cociente de los valores de p_{wall} que forman parte del cálculo de k_Q . Esto concuerda, dentro del 0,1%, con los valores de k_Q obtenidos para este tipo de cámara suponiendo que la pared está hecha completamente de PMMA (son estos últimos valores los que se han tomado en este Código de Práctica para fotones de alta energía). La contribución a la incertidumbre de p_{wall} originada por este efecto se considera despreciable (<0,1%).

Para cámaras plano-paralelas, p_{wall} es problemático y se han publicado variaciones de hasta el 3% entre cámaras del mismo tipo [138]. Por esta razón se ha incluido en la Sección 7 el método de calibración interna. No obstante, los valores se han deducido mediante una combinación de medidas y cálculos. Para varios tipos de cámaras se han utilizado los presentados en la Ref. [21]. Además, los valores para las cámaras de tipo Attix, Exradin y Holt se han tomado de los cálculos de Rogers [139]. Suponiendo que las variaciones del 3% representan el límite de confianza del 67% ($k = 1$) de una distribución normal, la incertidumbre típica se estima en 1,5%.

II.2.3.4. Valores de p_{cel} para ^{60}Co

Para cámaras cilíndricas, p_{cel} corrige por la falta de equivalencia al aire del electrodo central. Como se muestra en los cálculos por Monte Carlo de Ma y Nahum [140] y en la determinación experimental de Palm y Mattsson [141], la corrección por este efecto es despreciable para electrodos centrales de plástico y grafito. Ambos grupos demostraron también que un electrodo central de aluminio de 1 mm de diámetro, como el usado en muchos tipos de cámaras Farmer, aumenta la respuesta de la cámara alrededor del 0,7% en la profundidad de referencia en ^{60}Co . Estos hallazgos estuvieron en concordancia con el aumento de la respuesta medido previamente por Mattsson [142]. Así pues, se toma aquí un valor para p_{cel} de 0,993 para cámaras con electrodo central de aluminio de 1 mm de diámetro. La incertidumbre de las medidas más recientes es de 0,2% [141]. Es importante observar que este valor coincide con el usado en la Ref. [17], en la que se tomó el valor unidad para $p_{\text{cel-gbl}}$ para todos los tipos de cámaras cilíndricas con un electrodo de aluminio de 1 mm de diámetro como resultado de la cancelación del efecto en las medidas en aire y en agua (véase el Apéndice I).

II.2.4. Resumen de los valores e incertidumbres para ^{60}Co

El Cuadro 37 muestra los valores usados de los factores p_{dis} , p_{wall} y p_{cel} y del producto $s_{\text{w,air}} p_Q$, para los tipos de cámaras cilíndricas que se dan en el Cuadro 3. Las estimaciones de incertidumbre, según la discusión anterior, se resumen en el Cuadro 38.

CUADRO 37. VALORES DE LOS FACTORES p_{dis} , p_{wall} Y p_{cel} Y DEL PRODUCTO $s_{\text{w,air}} p_Q$ PARA LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co , PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y PLANO-PARALELAS

(como puede observarse en el texto, se toma el valor $s_{\text{w,air}} = 1,133$; para cámaras cilíndricas no impermeables, el cálculo de p_{wall} incluye una camisa de PMMA de espesor 0,5 mm)

Tipo de cámara de ionización ^a	p_{dis}	p_{wall}	p_{cel}	$s_{\text{w,air}} p_Q$
<i>Cámaras cilíndricas</i>				
Capintec PR-05P mini	0,992	0,977	1,000	1,098
Capintec PR-05 mini	0,992	0,977	1,000	1,098
Capintec PR-06C/G Farmer	0,987	0,989	1,000	1,107
ExradinA2 Spokas	0,981	0,978	1,000	1,088
Exradin T2 Spokas	0,981	1,013	1,000	1,127
Exradin A1 mini Shonka	0,992	0,978	1,000	1,100
Exradin T1 mini Shonka	0,992	1,013	1,000	1,139
Exradin A1 2 Farmer	0,988	0,984	1,000	1,101
Far West Tech. 1C- 18	0,991	1,016	1,000	1,141
FZH TK 01	0,986	0,996	1,000	1,113
Nuclear Assoc. 30-750	0,992	0,986	1,000	1,109
Nuclear Assoc. 30-749	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc. 30-744	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc. 30-716	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc. 30-753				
Farmer shortened	0,988	0,986	1,000	1,104
Nuclear Assoc 30-751 Farmer	0,988	0,997	0,993	1,108
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	0,988	0,991	0,993	1,101
NE2515	0,988	1,000	0,993	1,112
NE 25 15/3	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2577	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2505 Farmer	0,988	1,000	0,993	1,112
NE 2505/A Farmer	0,988	1,012	0,993	1,126
NE 2505/3, 3A Farmer	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2505/3, 3B Farmer	0,987	1,009	0,993	1,122

CUADRO 37. VALORES DE LOS FACTORES p_{dis} , p_{wall} Y p_{cel} Y DEL PRODUCTO $s_{w,air}p_Q$ PARA LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co , PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y PLANO-PARALELAS (cont.)

(como puede observarse en el texto, se toma el valor $s_{w,air} = 1,133$; para cámaras cilíndricas no impermeables, el cálculo de p_{wall} incluye una camisa de PMMA de espesor 0,5 mm)

Tipo de cámara de ionización ^a	p_{dis}	p_{wall}	p_{cel}	$s_{w,air}p_Q$
NE 2571 Farmer	0,987	0,992	0,993	1,102
NE 2581 Farmer	0,987	1,007	1,000	1,127
NE 2561/2611 Sec. Std	0,985	0,990	1,000	1,105
PTW 23323 micro	0,993	1,001	0,993	1,119
PTW 23331 rigid	0,984	1,001	0,993	1,109
PTW 23332 rigid	0,990	1,001	0,993	1,115
PTW 23333	0,988	1,001	0,993	1,113
PTW 30001/30010 Farmer	0,988	1,001	0,993	1,113
PTW 30002/30011 Farmer	0,988	0,991	1,000	1,109
PTW 30004/30012 Farmer	0,988	0,991	0,993	1,101
PTW 30006/30013 Farmer	0,988	1,001	0,993	1,112
PTW 3 1002 flexible	0,989	1,001	0,993	1,114
PTW 3 1003 flexible	0,989	1,001	0,993	1,114
SNC 100730 Farmer	0,986	1,001	0,993	1,111
SNC 100740 Farmer	0,986	0,990	0,993	1,099
Victoreen Radocon III 550	0,990	0,993	1,000	1,115
Victoreen Radocon II 555	0,990	1,010	1,000	1,134
Victoreen 30-348	0,990	1,001	1,000	1,123
Victoreen 30-351	0,988	1,001	1,000	1,121
Victoreen 30-349	0,984	1,001	1,000	1,116
Victoreen 30-361	0,990	1,001	1,000	1,124
Scdx-Wellhöfer IC 05	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer IC 06	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer IC 10	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer IC 15	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer IC 25	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	0,988	0,986	1,000	1,104
Scdx-Wellhöfer IC 69 Farmer	0,988	0,997	0,993	1,108
Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer	0,988	0,991	0,993	1,102
<i>Cámaras plano-paralelas</i>				
Attix RMI 449		1,023		1,159
Capintec PS-033		0,989		1,121
Exradin P11		1,018		1,154

CUADRO 37. VALORES DE LOS FACTORES p_{dis} , p_{wall} Y p_{cel} Y DEL PRODUCTO $s_{w,air}p_Q$ PARA LA RADIACIÓN GAMMA DEL ^{60}Co , PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y PLANO-PARALELAS (cont.)

(como puede observarse en el texto, se toma el valor $s_{w,air} = 1,133$; para cámaras cilíndricas no impermeables, el cálculo de p_{wall} incluye una camisa de PMMA de espesor 0,5 mm)

Tipo de cámara de ionización ^a	p_{dis}	p_{wall}	p_{cel}	$s_{w,air}p_Q$
Holt (Memorial)		1,004		1,138
NACP/Calcam		1,024		1,161
Markus		1,009		1,144
Roos		1,010		1,145

^a Algunas de las cámaras mostradas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

CUADRO 38. INCERTIDUMBRES TÍPICAS RELATIVAS ESTIMADAS DE LOS PARÁMETROS QUE FORMAN PARTE DEL DENOMINADOR DE LA Ec. (59) EN LA CALIDAD DE HAZ ^{60}Co

Componente	Tipo de cámara	
	Cilíndrica, u_c (%)	Plano-paralela, u_c (%)
$s_{w,air}$	0,5	0,5
Asignación de $s_{w,air}$ a la calidad del haz	0,1	0,1
W_{air}/e	0,2	0,2
p_{cav}	<0,1	<0,1
p_{dis}	0,3	0,2
p_{wall}	0,5	1,5
p_{cel}	0,2	—
Incertidumbre típica combinada	0,8	1,6

II.3. HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

Los parámetros individuales que forman parte del numerador de la Ec. (59) para haces de fotones de alta energía se analizan más adelante. En la estimación de las incertidumbres se tienen en cuenta las correlaciones entre los valores de estos parámetros en ^{60}Co y en haces de fotones de alta energía, puesto que solamente los cocientes entran en el factor k_Q .

II.3.1. Valores de $s_{w,\text{air}}$ en haces de fotones de alta energía

Las razones de poderes de frenado, $s_{w,\text{air}}$, de Spencer–Attix se toman de los cálculos de Andreo [143, 144]. Estos cálculos se realizaron utilizando los datos de poderes de frenado de electrones tabulados en la Ref. [64]. En la estimación de la incertidumbre de $s_{w,\text{air}}$ respecto al valor del ^{60}Co , las correlaciones no son grandes debido a que los efectos principales son los originados en la incertidumbre del valor de I para el agua, que es importante para el ^{60}Co pero no para las altas energías, y el modelo de efecto de densidad usado para el agua que es importante sólo para altas energías. Se ha estimado un valor de 0,5%. La incertidumbre al asignar razones de poderes de frenado a una calidad de haz del usuario en particular se estima en 0,2%.

II.3.2. Valor de W_{air} en haces de fotones de alta energía

El valor de W_{air} usado normalmente para haces de fotones de alta energía es el mismo que el usado para ^{60}Co , y en este Código de Práctica se sigue con esa tendencia. No obstante, aumenta la evidencia [55] de que esta suposición puede estar en un error de hasta un 1%. Para tener ésto en cuenta se supone una componente de incertidumbre de 0,5% para el cociente de W_{air} en la Ec. (59).

II.3.3. Valores de p_Q en haces de fotones de alta energía

Los componentes de la corrección por perturbación mostrados en la Ec. (60) se analizan por separado. Solamente se consideran las cámaras cilíndricas puesto que las plano-paralelas no deberían utilizarse para la dosimetría de referencia en haces de fotones de alta energía.

II.3.3.1. Valores de p_{cav} en haces de fotones de alta energía

Como en el ^{60}Co , aquí se supone la existencia de equilibrio transitorio en la profundidad de referencia y el valor de p_{cav} se toma como la unidad con una incertidumbre despreciable ($<0,1\%$).

II.3.3.2. Valores de p_{dis} en haces de fotones de alta energía

En haces de fotones de alta energía, el efecto de desplazamiento es uno de los de mayor contribución a la incertidumbre final de k_Q . El único conjunto de datos experimentales disponible se debe a Johansson y col. [132], con una incertidumbre estimada de 0,3%. Sin embargo, estos valores se determinaron usando principalmente aceleradores de diseño antiguo y en una época en que las calidades de los haces se especificaban en términos de MV. Los valores de este factor de corrección dados en la Ref. [9] difieren de los de Johansson hasta en un 0,6% para una cámara de tipo Farmer, y aún más para cámaras de diámetro mayor, pero estas diferencias se pueden suponer consistentes con la estimación de incertidumbre dada anteriormente.⁴⁵ Los valores para ^{60}Co y para fotones de alta energía deben estar correlacionados, pero el alcance de esta correlación es difícil de estimar. Una estimación de la incertidumbre del cociente de p_{dis} , que forma parte del valor de k_Q , es de 0,4%.

II.3.3.3. Valores de p_{wall} en haces de fotones de alta energía

Como en el caso del ^{60}Co , se utiliza la Ec. (62) para el cálculo de p_{wall} , suponiendo una camisa de PMMA de 0,5 mm de espesor. El uso de esta expresión en lugar de la más común desarrollada por Almond y Svensson [133] produce un incremento máximo en p_{wall} del 0,2% para ciertos tipos de cámaras y calidades de haces. Los valores de $s_{\text{med,air}}$ fueron evaluados por Andreo [143, 144] usando los datos de poderes de frenado de electrones de la Ref. [64]. Los valores de las razones de los coeficientes másicos de absorción de energía de fotones se toman de Cunningham (véase la Ref. [17]). Puesto que se utilizan los mismos datos y la misma ecuación para p_{wall} en ^{60}Co y en fotones de alta

⁴⁵ De acuerdo con ISO [32], cuando no existe un conocimiento específico sobre los posibles valores de una variable X_i dentro de un intervalo, sólo puede suponerse que la variable está dentro de una distribución rectangular uniforme, con un valor esperado x_i en el punto medio del intervalo y una varianza asociada $u^2(x_i) = a^2/3$, donde a es la semianchura del intervalo.

energía, las correlaciones son significativas y la incertidumbre en el cociente de p_{wall} , que forma parte del valor de k_Q , se estima en 0,5%.

II.3.3.4. Valores de p_{cel} en haces de fotones de alta energía

Los cálculos por Monte Carlo de Ma y Nahum [140] y las determinaciones experimentales de Palm y Mattsson [141] evidenciaron que un electrodo central de plástico o grafito de 1 mm de diámetro no tiene efecto en la respuesta de una cámara de ionización en un maniquí de agua irradiado con fotones de alta energía. Sin embargo, la presencia de un electrodo de aluminio de 1 mm de diámetro aumenta la respuesta entre un 0,43% y un 0,75% para haces de fotones de calidades $\text{TPR}_{20,10}$ entre 0,80 y 0,58 respectivamente. Se han utilizado estos resultados, suponiendo que varían linealmente con la calidad del haz, para el cálculo de k_Q . La incertidumbre experimental de p_{cel} se estima en 0,2%. No obstante, existirá alguna correlación entre los valores de p_{cel} para ^{60}Co y para fotones de alta energía; la incertidumbre en el cociente de los factores p_{cel} se estima en 0,1%.

II.3.4. Resumen de las incertidumbres en haces de fotones de alta energía

El Cuadro 39 resume las estimaciones de las incertidumbres típicas para todos los parámetros que forman parte de la Ec. (59). Para haces de fotones de alta energía, la incertidumbre típica combinada de los valores de k_Q es de 1,0%.

Vale la pena señalar que las incertidumbres estimadas que se dan en el Cuadro 39 tienen en cuenta, de una forma aproximada, las limitaciones de nuestro conocimiento actual acerca de los factores de corrección por perturbación de las cámaras de ionización en haces de fotones. Por ejemplo, Seuntjens y col. [145] han demostrado que cuando el efecto de la camisa impermeable es despreciable en el cálculo de p_{wall} (como en la Ref. [51]), se obtiene una coincidencia ligeramente mejor entre los valores experimentales y los calculados de k_Q para algunas cámaras de ionización en haces de fotones de alta energía. La magnitud de este efecto se muestra en la Fig. 20 para valores de k_Q calculados en función de la $\text{TPR}_{20,10}$ para dos tipos de cámaras de ionización utilizadas normalmente. Puede observarse una disminución pequeña y progresiva en los valores de k_Q en altas energías cuando en el cálculo de p_{wall} se utilizan camisas de PMMA de espesores de 1 mm, 0,5 mm y cuando no se utilizan. El efecto neto es una mejoría gradual en la concordancia con los valores de k_Q determinados experimentalmente. Debe recalarse, sin embargo, que se puede obtener una tendencia similar mediante el uso de valores de los factores de corrección por perturbación p_{cav} , p_{dis} y p_{cel} distintos a los empleados en este Código de Práctica. Despreciar el efecto de la camisa o cualquier otro

CUADRO 39. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE LOS VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

Componente	u_c (%)
$s_{w,air}$ respecto al ^{60}Co	0,5
Asignación de $s_{w,air}$ a la calidad del haz	0,2
W_{air}/e respecto al ^{60}Co	0,5
p_{cav} en ^{60}Co y en fotones de alta energía	<0,1
p_{dis} respecto al ^{60}Co	0,4
p_{wall} respecto al ^{60}Co	0,5
p_{cel} respecto al ^{60}Co	0,1
Incertidumbre típica combinada de k_Q	1,0

componente en el cálculo de p_{wall} , no es justificable por una mejor coincidencia con los valores experimentales de k_Q . Los valores calculados de todos los factores de corrección por perturbación de la cámara que se utilizan en este Código de Práctica son los considerados como la mejor elección de acuerdo con la situación actual de la dosimetría con cámaras de ionización. Se debe recordar una vez más, sin embargo, que la elección preferida en este Código de Práctica es el uso de valores determinados experimentalmente para la cámara del usuario.

II.4. HACES DE ELECTRONES

Para la dosimetría de electrones, la evaluación de k_{Q,Q_o} depende de si la calidad de calibración Q_o es ^{60}Co o un haz de electrones. En el primer caso, k_Q se evalúa como para los otros tipos de radiación tomando los valores para ^{60}Co de la Sección II.2. En el segundo caso se introducen $k_{Q,Q_{int}}$ y $k_{Q_o,Q_{int}}$, pero los factores (e incertidumbres) contenidos en Q_{int} se cancelan cuando se toma su cociente por lo que la elección de Q_{int} es irrelevante en la discusión actual.

II.4.1. Valores de $s_{w,air}$ en haces de electrones

Las razones de poderes de frenado, $s_{w,air}$, fueron calculadas por Ding y col. [92] usando simulaciones por Monte Carlo que incluían detalles de los

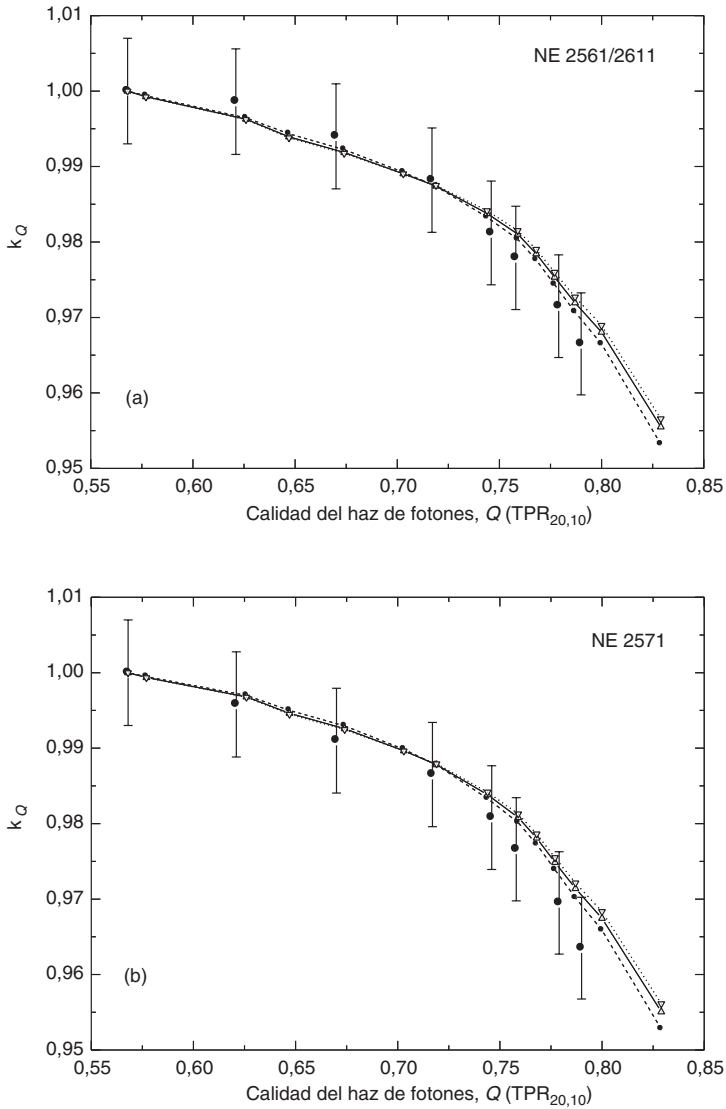


FIG. 20. Comparación de valores de k_Q experimentales y calculados para haces de fotones de alta energía, donde se muestra la influencia de las camisas impermeables de PMMA de diferentes espesores en el cálculo de los factores de corrección p_{wall} para los tipos de cámaras (a) NE 2561/2611 y (b) NE 2571. Los valores experimentales (círculos oscuros) se midieron en el NPL, para los que se estimó una incertidumbre de 0,7% (véase la nota c al pie del Cuadro 15). Los espesores de las camisas son 1 mm (líneas de puntos, triángulos invertidos), 0,5 mm (líneas continuas, triángulos derechos) y sin camisa (líneas quebradas, cuadrados).

cabezales de aceleradores lineares clínicos para una variedad de tipos de aceleradores. Los datos básicos monoenergéticos fueron los de la Ref. [64]. Los cocientes calculados en z_{ref} (como muestra la Ec. (24)) fueron ajustados empíricamente por Burns y col. [91] y son estos valores ajustados los que se utilizan en este Código de Práctica. La razón de poderes de frenado en z_{ref} , en un haz de electrones de calidad R_{50} , viene dada por

$$s_{w,\text{air}}(z_{\text{ref}}) = 1,253 - 0,1487(R_{50})^{0,214} (R_{50} \text{ en g/cm}^2) \quad (65)$$

Esta relación es válida en un rango de R_{50} desde 1 hasta 20 g/cm². La desviación típica de los valores ajustados es del 0,16%, lo que indica que los valores de $s_{w,\text{air}}$ en z_{ref} para diferentes aceleradores no son muy distintos.

La estimación de la incertidumbre sigue la discusión de la Sección II.3 en lo que se refiere a las correlaciones. Cuando Q_o es ⁶⁰Co, es adecuado tomar una incertidumbre típica de 0,5% para todos los haces de electrones de distintas calidades. Cuando la calibración es en un haz de electrones, esta incertidumbre se reduce a 0,2%. La aplicabilidad a un acelerador en particular de los poderes de frenado dados por la Ec. (65) se estimó por Burns y col. [91] inferior a 0,2%.

Para profundidades diferentes de z_{ref} se ajustaron los mismos datos básicos mediante una ecuación de la forma

$$s_{w,\text{air}}(z) = \frac{a + bx + cx^2 + dy}{1 + ex + fx^2 + gx^3 + hy} \quad (66)$$

donde $x = \ln(R_{50})$ e $y = z/R_{50}$ es la profundidad relativa. Los valores de las constantes son:

$$\begin{array}{llll} a = 1,075 & b = -0,5087 & c = 0,0887 & d = -0,084 \\ e = -0,4281 & f = 0,0646 & g = 0,00309 & h = -0,125 \end{array}$$

La desviación típica del ajuste es de 0,4%. En el Cuadro 20 se muestran los valores obtenidos usando esta ecuación para una serie de valores de R_{50} en el rango de 1 a 20 g/cm² y para valores de la profundidad relativa z/R_{50} en el rango de 0,02 a 1,2.

II.4.2. Valor de W_{air} en haces de electrones

Al igual que para fotones de alta energía, el valor de W_{air}/e para aire seco se toma igual a 33,97 J/C y se incluye una incertidumbre de 0,5% para tener en cuenta una posible variación de este valor con la energía de los electrones. Para

una calibración en un haz de electrones de alta energía y su uso en un haz de electrones de baja energía, la incertidumbre es menor y se estima en un valor de 0,3%.

II.4.3. Valores de p_Q en haces de electrones

Los factores de perturbación en haces de electrones se analizan ampliamente en la Ref. [21], y en este Código de Práctica se toman la mayoría de los valores recomendados en ella. Los diversos componentes se muestran en la Ec. (60). Las correlaciones entre las incertidumbres para ^{60}Co y haces de electrones se consideran despreciables. Para la calibración en un haz de electrones de alta energía y su uso en un haz de electrones de baja energía, la incertidumbre en el cociente de los factores p_Q se toma la misma que para p_Q en baja energía.

Obsérvese que varios conjuntos de datos de factores de perturbación expresados previamente en términos de la energía media en la profundidad z , E_z , han tenido que ser recalculados en términos de R_{50} . Para los datos antiguos, en los que E_z se calculaba utilizando la ecuación de Harder [146], los valores de p_Q se recalcaron usando la Ec. (24) para z_{ref} y las ecuaciones:

$$E_{z_{\text{ref}}} = E_o \left(1 - \frac{z_{\text{ref}}}{R_p} \right)$$

$$E_o = 2,33 R_{50} \tag{67}$$

$$R_p = 1,271 R_{50} - 0,23$$

(todas las profundidades expresadas en g/cm^2), donde E_o es la energía media en la superficie del maniquí y R_p es el alcance práctico en agua. Las dos primeras relaciones se han utilizado frecuentemente. La tercera se ha tomado de la Ref. [147], y se obtiene de simulaciones por Monte Carlo usando espectros clínicos reales. La relación resultante, obtenida gráficamente, es:

$$E_{z_{\text{ref}}} = 1,23 R_{50} \tag{68}$$

Obsérvese que esta ecuación está sometida a las mismas limitaciones que la ecuación de Harder [146]. Para datos más recientes en los que se obtuvieron valores de E_z más perfeccionados usando la Ref. [17], los datos se recalcaron mediante:

$$E_{z_{\text{ref}}} = 0,07 + 1,027 R_{50} - 0,0048 (R_{50})^2 \tag{69}$$

que es un ajuste de los datos de las Refs. [17, 21] en las profundidades de referencia dadas por la Ec. (24).

Obsérvese que los factores de perturbación expresados en términos de E_z se determinan normalmente cerca del máximo de la dosis, pero aquí se supone que también se aplican en z_{ref} . En bajas energías, donde z_{ref} coincide con el máximo de dosis, ésta se considera una buena aproximación. En altas energías puede no ser tan buena, pero en este régimen los factores de perturbación son pequeños y varían lentamente con la profundidad de modo que la aproximación debería ser lo suficientemente buena. No obstante, se deben alentar las medidas de factores de perturbación en z_{ref} ; el trabajo experimental de Huq y col. [148] ha verificado la suposición citada anteriormente para las cámaras cilíndricas tipo Farmer.

II.4.3.1. Valores de p_{cav} en haces de electrones

Para las cámaras plano-paralelas con buen anillo de guarda, es decir, que tienen un área de guarda radial alrededor del volumen de colección de al menos 1,5 veces la separación entre electrodos, p_{cav} , en z_{ref} , se supone la unidad (con una incertidumbre despreciable).

Para una cámara cilíndrica de radio interno r_{cyl} , los datos de p_{cav} de las Refs. [17, 21, 132] se han recalculado en términos de R_{50} y ajustados mediante la ecuación:

$$p_{\text{cav}} = 1 - 0,0217 r_{\text{cyl}} \exp(-0,153 R_{50}) \quad (r_{\text{cyl}} \text{ en mm, } R_{50} \text{ en g/cm}^2) \quad (70)$$

válida (en z_{ref}) para r_{cyl} en el intervalo de 1,5 mm a 3,5 mm. Para haces de calidades por encima de $R_{50} = 4 \text{ g/cm}^2$, para las que se pueden usar cámaras cilíndricas, la corrección por la cavidad para la mayor parte de los tipos de cámaras es inferior al 3%, y se estima una incertidumbre de 0,5%.

II.4.3.2. Valores de p_{dis} en haces de electrones

En este Código de Práctica todas las cámaras se colocan, en haces de electrones, de forma que se minimice el efecto de desplazamiento y no se aplica una corrección explícita. Para las cámaras plano-paralelas la incertidumbre en este procedimiento se estima menor de 0,2% y para las cámaras cilíndricas se supone una incertidumbre de 0,3%.

II.4.3.3. Valores de p_{wall} en haces de electrones

En la Ref. [21] se analizan con detalle para las cámaras plano-paralelas los efectos de la pared en haces de electrones; Williams y col. [149] presentan algunas de las medidas relativas más recientes. En resumen, a pesar de la evidencia de que las diferencias en la retrodispersión entre la pared posterior de la cámara y el agua pueden introducir un p_{wall} no despreciable, actualmente no hay datos suficientes para recomendar valores explícitos, de manera que p_{wall} se toma como la unidad. La incertidumbre asociada con esta suposición es difícil de estimar. La explicación más probable para los resultados observados es que la pared posterior de grafito del tipo de cámara NACP produce una retrodispersión muy parecida a la del agua (dentro del 0,2%), y que la fina pared posterior de PMMA del tipo de cámara Roos origina la pequeña deficiencia de retrodispersión (inferior al 0,2%) puesta de manifiesto en medidas relacionadas con la cámara de tipo NACP. Para las cámaras con buen anillo de guarda es consistente con esta explicación tomar una incertidumbre de p_{wall} de 0,3% para bajas energías.

Para cámaras cilíndricas, el componente p_{wall} en haces de electrones se considera generalmente pequeño (véase la Ref. [150]) y en este Código de Práctica se toma como la unidad. La incertidumbre de esta aproximación se estima en 0,5%.

II.4.3.4. Valores de p_{cel} en haces de electrones

Para cámaras cilíndricas, p_{cel} debe tenerse en cuenta para aquéllas con electrodo central de aluminio. Los cálculos de Ma y Nahum [140] y las determinaciones experimentales de Palm y Mattsson [141] demuestran que para cámaras tipo Farmer con un electrodo de aluminio de 1 mm de diámetro se puede usar un valor alrededor de 0,998 para todas las energías. Se supone una incertidumbre típica de 0,1%.

II.4.3.5. Valores medidos de p_Q para ciertos tipos de cámaras en haces de electrones

Por su uso generalizado se incluyen tres tipos de cámaras plano-paralelas de las que es conocida su guarda insuficiente. Los datos para la cámara PTW Markus M23343 y la Capintec PS-033 se dan en la Ref. [21]. Cuando estos datos se recalculan en términos de R_{50} , pueden representarse por

$$p_{\text{Markus},R_{50}} = 1 - 0,037 \exp(-0,27 R_{50}) \quad (R_{50} \geq 2 \text{ g/cm}^2) \quad (71)$$

y

$$p_{\text{Capintec},R50} = 1 - 0,084\exp(-0,32 R_{50}) \quad (R_{50} \geq 2 \text{ g/cm}^2) \quad (72)$$

Obsérvense los límites inferiores de validez de estas ecuaciones, y que ambos conjuntos de datos se aplican únicamente en z_{ref} . Para todos los tipos de cámaras los valores dados se determinaron mediante medidas relativas frente a un tipo de cámara con buen anillo de guarda, cuya corrección por perturbación se tomó igual a la unidad. La incertidumbre típica de los valores ajustados, que representan la corrección por perturbación global, p_Q , es inferior a 0,2%. Sin embargo, la incertidumbre global está limitada por la incertidumbre de p_{wall} para el tipo de cámara con buen anillo de guarda, que es de 0,3%.

II.4.4. Resumen de las incertidumbres en haces de electrones

El Cuadro 40 resume las estimaciones de las incertidumbres típicas de todos los parámetros que forman parte de la Ec. (59) para el caso en que Q_o es ^{60}Co . La incertidumbre típica combinada de los valores de k_Q es de 1,2% para las cámaras cilíndricas y de 1,7% para las cámaras plano-paralelas, esta última dominada por el p_{wall} en ^{60}Co . El Cuadro 41 muestra las incertidumbres para el caso en que Q_o sea un haz de electrones de alta energía (obsérvense que R_{50} no debe ser inferior a 4 g/cm² cuando se utiliza una cámara cilíndrica). Las incertidumbres son significativamente menores que para la calibración en ^{60}Co , particularmente para las cámaras plano-paralelas, debido a que se evita p_{wall} en ^{60}Co .

II.5. HACES DE PROTONES

Para la dosimetría de protones, los factores calculados de corrección por la calidad del haz que se dan en este Código de Práctica se basan en una calibración en ^{60}Co . Los valores utilizados en el denominador de la Ec. (59) se analizan en la Sección II.2.

II.5.1. Valores de $s_{w,\text{air}}$ en haces de protones

Los valores utilizados se han obtenido a partir del índice de calidad del haz de protones, R_{res} , mediante

$$s_{w,\text{air}} = a + bR_{\text{res}} + \frac{c}{R_{\text{res}}} \quad (73)$$

CUADRO 40. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE LOS VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE ELECTRONES (BASADOS EN LA CALIDAD DE CALIBRACIÓN ^{60}Co)

Tipo de cámara:	Cilíndrica		Plano-paralela	
	Electrones $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$	$^{60}\text{Co}+$ electrones $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$	Electrones $R_{50} \geq 1 \text{ g/cm}^2$	$^{60}\text{Co}+$ electrones $R_{50} \geq 1 \text{ g/cm}^2$
Componente	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$ respecto al ^{60}Co	—	0,5	—	0,5
Asignación de $s_{w, \text{air}}$ a la calidad del haz		0,2	—	0,2
W_{air}/e respecto al ^{60}Co	—	0,5	—	0,5
p_{cav}	0,5	0,5	<0,1	<0,1
p_{dis}	0,3	0,4	0,2	0,3
p_{wall}	0,5	0,7	0,3	1,5
p_{cel}	0,1	0,2	—	—
Incertidumbre típica combinada de k_Q	—	1,2	—	1,7

CUADRO 41. INCERTIDUMBRES TÍPICAS RELATIVAS ESTIMADAS DE LOS VALORES CALCULADOS DE k_{Q,Q_0} PARA HACES DE ELECTRONES

(basados en la calibración en un haz de electrones de alta energía)

Tipo de cámara:	Cilíndrica	Plano-paralela
	$R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$	$R_{50} \geq 1 \text{ g/cm}^2$
Componente	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$ respecto al haz de alta energía	0,2	0,2
Asignación de $s_{w, \text{air}}$ a la calidad del haz	0,3	0,3
W_{air}/e respecto al haz de alta energía	0,3	0,3
p_{cav} respecto al haz de alta energía	0,5	0
p_{dis} respecto al haz de alta energía	0,3	0,2
p_{wall} respecto al haz de alta energía	0,5	0,3
p_{cel} respecto al haz de alta energía	0,1	—
Incertidumbre típica combinada de k_{Q,Q_0}	0,9	0,6

donde $a = 1,137$, $b = -4,3 \times 10^{-5}$ y $c = 1,84 \times 10^{-3}$.

Esta ecuación se obtiene como un ajuste de las razones de poderes de frenado monoenergéticos calculadas usando el código PETRA de Monte Carlo [151]; los poderes de frenado básicos de protones se toman de la Ref. [118]. Las razones de poderes de frenado PETRA incluyen el transporte de electrones secundarios y los procesos nucleares inelásticos, que no es el caso de los poderes de frenado ICRU. PETRA calcula las razones de poderes de frenado “en línea”, esto es, durante el transporte de las partículas, siguiendo la teoría de la cavidad de Spencer–Attix. Los cálculos en línea tienen la ventaja de cuantificar exactamente los finales de las trayectorias. Además, se evita cualquier posible influencia en el resultado del número y tamaño de los intervalos energéticos.

Los cocientes resultantes son, como máximo, un 0,6% mayores que los valores ICRU correspondientes. En la profundidad de referencia (como se muestra en el Cuadro 30), la diferencia entre los valores calculados PETRA e ICRU es menor (entre el 0,2% y el 0,4%, dependiendo de la profundidad, energía y anchura del SOBP) y está dentro de las incertidumbres establecidas. La incertidumbre estadística de $s_{w,air}$ se estima en 0,2% [152]. La incertidumbre de las razones de poderes de frenado, en la profundidad de referencia en un haz clínico, se estima en 1%. La Fig. 21 muestra $s_{w,air}$ en función de R_{res} . Al evaluar las incertidumbres de los factores k_Q , se supone que no existe correlación con los poderes de frenado de electrones. La incertidumbre al asignar razones de poderes de frenado a una calidad determinada de un haz de protones se estima en 0,3%.

II.5.2. Valor de W_{air} en haces de protones

En la Ref. [116] se presenta una revisión de la literatura sobre el valor de $W_{air}(E)$, incluyendo los valores obtenidos a partir de la comparación entre métodos ionométricos y calorimétricos. Así mismo, el informe de ICRU presenta una amplia discusión sobre la diferencia entre $W_g(E)$, la energía media requerida para que partículas cargadas de energía E creen un par electrón–ión en un gas g , y el valor diferencial $w_g(E)$. Puesto que en este Código de Práctica se recomiendan las razones de poderes de frenado PETRA, los valores de $W_{air}(E)$ que se dan en la Ref. [116] (particularmente aquellos obtenidos a partir de comparaciones entre medidas ionométricas y calorimétricas) deberían corregirse para tener en cuenta las pequeñas diferencias entre las razones de poderes de frenado PETRA e ICRU. Un procedimiento que utilizaba medias ponderadas y tenía en cuenta la incertidumbre estadística de cada valor [153, 154], obtenía el valor $W_{air}/e = 34,23$ J/C con una incertidumbre típica de 0,4%. Esta incertidumbre puede

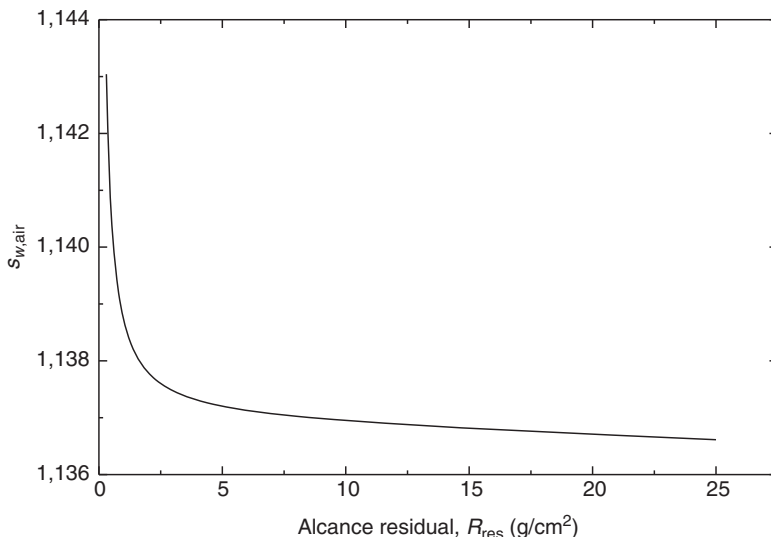


FIG. 21. Razones de poderes de frenado agua-aire de Spencer-Attix ($\Delta = 10$ keV) para haces clínicos de protones en función del índice de calidad del haz R_{res} . La curva es un ajuste de las razones de poderes de frenado monoenergéticos calculadas por Medin y Andreo usando el código PETRA de Monte Carlo [151, 152]. Los datos incluyen el transporte de electrones secundarios y los procesos nucleares inelásticos, y los poderes de frenado básicos de protones se toman del Informe 49 de ICRU [118].

compararse con la incertidumbre de 0,2% del valor de W_{air}/e para electrones que se obtuvo mediante el mismo método estadístico.⁴⁶

Hasta que se disponga de más información, para la dosimetría de protones se recomiendan, y son los que utiliza este Código de Práctica, el valor de $W_{air}/e = 34,23$ J/C y una incertidumbre típica de 0,4%.

⁴⁶ Es posible llegar al mismo valor promedio usando un sencillo “ajuste grueso” que minimiza la influencia de los valores extremos (véase la Ref. [155]), pero el procedimiento dado en esta referencia no permite tener en cuenta los pesos estadísticos en la determinación de la incertidumbre.

II.5.3. Valores de p_Q en haces de protones

La información experimental sobre factores de perturbación en haces de protones solamente está disponible, actualmente, para un número limitado de cámaras de ionización, en una energía específica de protones; por lo tanto, todos los componentes se tomarán igual a la unidad. La discusión que sigue se concentra en las incertidumbres.

II.5.3.1. Valores de p_{cav} en haces de protones

La incertidumbre de p_{cav} puede considerarse dividida en dos partes, correspondientes a las contribuciones de los electrones secundarios y de las partículas secundarias más pesadas. El frenado de los electrones secundarios generados en un haz de protones es similar al caso de los fotones (^{60}Co o fotones de alta energía) y por eso la incertidumbre, que se supuso despreciable para el caso de fotones, puede también suponerse igual para los protones. La incertidumbre de la contribución de las partículas más pesadas se toma igual a 0,3% para cámaras cilíndricas y plano-paralelas.

II.5.3.2. Valores de p_{dis} en haces de protones

Ya que la profundidad de referencia (como se muestra en el Cuadro 30) está situada en una región de dosis uniforme, p_{dis} se toma como unidad. La magnitud de la corrección es poco probable que exceda de 0,5%. Esta incluye el efecto de posibles rizados en el SOBP y un pequeño gradiente de dosis en la región de la meseta. Debe destacarse que este efecto podría depender de la resolución de la modulación, que influye en la uniformidad de la dosis en el SOBP. Para esta corrección se estima una incertidumbre de 0,2% para cámaras cilíndricas y plano-paralelas.

II.5.3.3. Valores de p_{wall} en haces de protones

Los cálculos por Monte Carlo de Palmans y Verhaegen [117] indican un posible efecto en p_{wall} debido a la influencia de los electrones secundarios. Medidas recientes [156] confirman estos cálculos para ciertos materiales de pared; sin embargo, el efecto no debería ser mayor de 0,5%. Por lo tanto, p_{wall} se toma actualmente igual a la unidad. En la estimación de la incertidumbre se puede aplicar a p_{wall} un argumento similar al del p_{cav} , es decir, que la incertidumbre originada por la componente de los electrones secundarios debe ser similar a la de los fotones, que es de 0,5%. De igual modo, se supone una contribución de las partículas pesadas de 0,3%. También se incluye una

componente de 0,2% que proviene de los protones primarios, resultando una incertidumbre combinada de 0,6% para cámaras plano-paralelas y cilíndricas.

II.5.3.4. Valores de p_{cel} en haces de protones

Para las cámaras con electrodo central de aluminio, Medin y col. [54] publicaron un valor de p_{cel} de 0,997 para un haz de protones de 170 MeV, y Palmans y col. [156] un valor de 1,00 para un haz de protones de 75 MeV. En este Código de Práctica se toma el valor 1,0 junto a su incertidumbre establecida de 0,4%, y se adopta para todas las cámaras de ionización cilíndricas.

II.5.4. Resumen de las incertidumbres en haces de protones

El Cuadro 42 resume las estimaciones de incertidumbres y muestra una incertidumbre típica combinada de k_Q para haces de protones, de 1,7% y de 2,1% para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, respectivamente. La mayor componente de esta incertidumbre es la de $s_{w,\text{air}}$ y la incertidumbre de p_{wall} para cámaras de ionización plano-paralelas en el haz de referencia del ^{60}Co .

CUADRO 42. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE LOS VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA HACES DE PROTONES

Tipo de cámara:	Cilíndrica		Plano-paralela	
	Protones	^{60}Co +protones	Protones	^{60}Co +protones
	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w,\text{air}}$	1,0	1,1	1,0	1,1
Asignación de $s_{w,\text{air}}$ a la calidad del haz	0,3	0,4	0,3	0,4
W_{air}/e	0,4	0,5	0,4	0,5
p_{cav}	0,3	0,3	0,3	0,3
p_{dis}	0,2	0,4	0,2	0,3
p_{wall}	0,6	0,8	0,6	1,6
p_{cel}	0,4	0,5	—	—
Incertidumbre típica combinada de k_Q	—	1,7	—	2,1

II.6. HACES DE IONES PESADOS

Para haces de iones pesados los factores de corrección por la calidad del haz, calculados, que se dan en este Código de Práctica se basan en una calibración en ^{60}Co . Por lo tanto, los valores utilizados en el denominador de la Ec. (59) se analizan en la Sección II.2.

II.6.1. Valor de $s_{w,\text{air}}$ en haces de iones pesados

El valor de $s_{w,\text{air}}$ debería obtenerse promediando sobre el espectro completo de las partículas primarias y de los núcleos fragmentados en la profundidad de referencia, según

$$s_{w,\text{air}} = \frac{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i} \cdot (S_i(E)/\rho)_w dE}{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i} \cdot (S_i(E)/\rho)_{\text{air}} dE} \quad (74)$$

donde $(S_i(E)/\rho)_m$ es el poder de frenado másico en la energía E , para la partícula i en el medio m , y Φ_E es la distribución de fluencia en energía de la partícula. Sin embargo, a la vista de la falta de conocimiento de los espectros de la fluencia Φ_E , deben hacerse simplificaciones sustanciales.

La Fig. 22 muestra valores de $s_{w,\text{air}}$ calculados mediante distintos códigos computarizados, desarrollados por Salamon [157] para iones de helio, carbono, neón y argón, por Hiraoka y Bichsel [158] para iones de carbono, y por ICRU [118] para protones y helio. Como puede verse en la figura todos los valores caen en el intervalo de 1,12 a 1,14, incluyendo los valores para iones pesados lentos. En la actualidad se adopta un valor constante de $s_{w,\text{air}}$ de 1,13 para haces de iones pesados. La incertidumbre de $s_{w,\text{air}}$ para haces de iones pesados debería ser mucho mayor que para haces de protones por su dependencia de la energía y del tipo de partícula. Deben incluirse también las incertidumbres de los poderes de frenado básicos. Se ha estimado una incertidumbre típica combinada de 2,0% [123], que es la que se toma aquí.

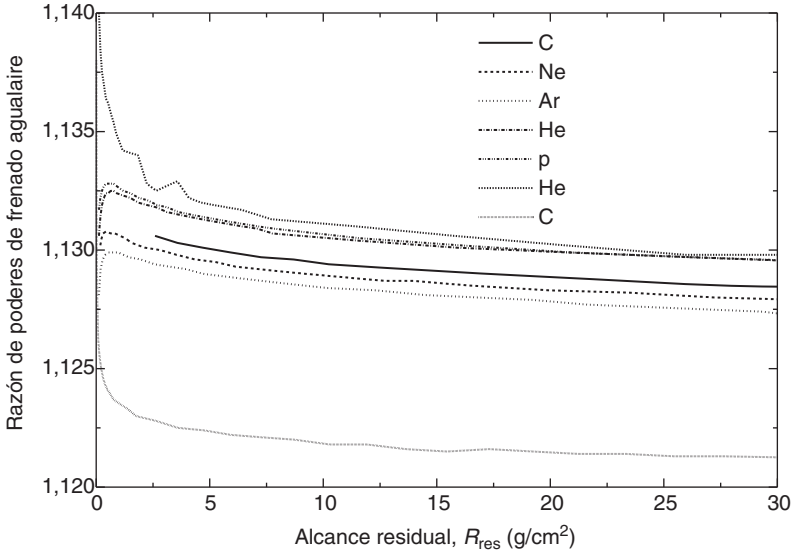


FIG. 22. Razones de poderes de frenado agua-aire para iones pesados, calculadas usando códigos computarizados desarrollados por Salamon [157] (para C, Ne, Ar y He) y por Hiraoka y Bichsel [158] (para C). También se incluyen los datos para los protones y el He dados en la Ref. [118].

II.6.2. Valor de W_{air} en haces de iones pesados

Como se discutió anteriormente para $s_{w,\text{air}}$, el valor de W_{air} debería obtenerse idealmente promediando sobre el espectro completo de partículas primarias y núcleos fragmentados en la profundidad de referencia

$$\left(\frac{\bar{w}}{e}\right)_{HI} = \frac{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i} \cdot (S_i(E)/\rho)_{\text{air}} dE}{\sum_i \int_0^\infty \frac{\Phi_{E,i} (S_i(E)/\rho)_{\text{air}}}{w_i(E)/e} dE} \quad (75)$$

donde $w_i(E)$ es el valor diferencial de W_{air} en la energía E para la partícula i . La distribución de fluencia en energía, $\Phi_{E,i}$, debería cubrir un espectro de energías amplio e incluir todas las partículas primarias y secundarias.

Se han hecho muy pocas investigaciones experimentales sobre W_{air} en iones pesados de alta energía. Hartmann y col. [123] analizaron el valor de W_{air}

para iones de carbono de alta energía y concluyeron que debería utilizarse un valor de 34,8 J/C. En el presente código los valores de W_{air} para diferentes iones se tomaron de la literatura y se muestran en el Cuadro 43. El mismo procedimiento que se aplicó para haces de protones, teniendo en cuenta la incertidumbre estadística de cada valor [153, 154], da como resultado un valor de $W_{\text{air}}/e = 34,50 \text{ J/C}$ con una incertidumbre típica de 1,5%.

Hasta que se disponga de más información, para la dosimetría de haces de iones pesados se recomienda el valor $W_{\text{air}}/e = 34,50 \text{ J/C}$ y una incertidumbre de 1,5%, y son los valores que se utilizan en este Código de Práctica.

II.6.3. Valor de p_Q en haces de iones pesados

Actualmente no se dispone de información experimental acerca de los factores de perturbación en iones pesados, y todos los componentes se toman iguales a la unidad. Se estima una incertidumbre global de 1,0% basada en la evaluación de Hartmann y col. [123].

II.6.4. Resumen de las incertidumbres en haces de iones pesados

El Cuadro 44 resume las estimaciones de las incertidumbres y muestra una incertidumbre típica combinada de k_Q en haces de iones pesados de 2,8% y de 3,2% para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, respectivamente. Se origina en su mayor parte por la incertidumbre de la razón de poderes de frenado $s_{w,\text{air}}$, y del valor de W_{air} .

CUADRO 43. VALORES EXPERIMENTALES DE W_{air}/e PARA VARIOS IONES EN DIFERENTES ENERGÍAS

Ion	W_{air}/e (J/C)	Energía (MeV/u)	Referencia
^3He	34,5	10,3	[159]
^3He	35,7	31,67	[160]
^{12}C	36,2	6,7	[159]
^{12}C	33,7	129,4	[159]
^{12}C	35,28	250	[161]
^{12}C	35,09	250	[162]
^{20}Ne	34,13	375	[162]
^{40}Ar	33,45	479	[162]
Iones con Z entre 9 y 14	31,81	170	[163]

$$W_{\text{air}}/e \text{ (mediana ponderada)} = 34,50 \text{ J/C} \pm 1,5\%$$

CUADRO 44. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE LOS VALORES CALCULADOS DE k_Q PARA IONES PESADOS

Componente:	Iones pesados ^{60}Co +iones pes.		Iones pesados ^{60}Co +iones pes.	
	Cámaras cilíndricas		Cámaras plano-paralelas	
	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w,\text{air}}$	2,0	2,1	2,0	2,1
W_{air}/e	1,5	1,5	1,5	1,5
p (combinado)	1,0	1,0	1,0	1,8
Incertidumbre típica combinada de k_Q	—	2,8	—	3,2

Apéndice III

ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DE UN HAZ DE FOTONES⁴⁷

La especificación de la calidad de un haz de fotones ha sido objeto de numerosos estudios debido a su relevancia en la dosimetría de radiaciones. Sin embargo, no se ha encontrado un descriptor de la calidad del haz que satisfaga todos los requisitos posibles de ser un descriptor único para todo el rango de energías de fotones utilizado en radioterapia y para todos los tipos de aceleradores usados en hospitales y laboratorios de calibración. En este apéndice se describen los debates surgidos en este contexto, con el fin de proporcionar una discusión razonable acerca de las ventajas y desventajas del uso de la $TPR_{20,10}$ frente a otros descriptores, específicamente el $PDD(10)_x$, propuesto por Kosunen y Rogers [164] y empleado en el protocolo de dosimetría de la AAPM TG 51 [51]. Para completar, se da una visión general de los descriptores de la calidad de un haz de fotones utilizados en la dosimetría de radioterapia basada en la descripción proporcionada en el informe de ICRU sobre la dosimetría de haces de fotones de alta energía basada en patrones de dosis absorbida en agua [29].

III.1. VISIÓN GENERAL DE LOS DESCRIPTORES DE LA CALIDAD DE HACES DE FOTONES MÁS COMUNES

La mayoría de los protocolos de dosimetría, basados en patrones de kerma en aire y en patrones de dosis absorbida en agua, han recomendado la razón tejido–maniquí, $TPR_{20,10}$, como descriptor de la calidad de un haz de fotones de alta energía [9, 12–14, 17, 19, 49, 50]. La $TPR_{20,10}$ se define como el cociente de las dosis absorbidas en agua, en el eje del haz, en las profundidades de 20 cm y 10 cm en un maniquí de agua, obtenidas con una distancia fuente detector (SDD) constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm en la posición del detector. El parámetro $TPR_{20,10}$ es una medida del coeficiente de atenuación efectivo, que describe el decrecimiento aproximadamente exponencial de una curva de dosis en profundidad de fotones más allá de la profundidad del máximo de dosis [82–84] y, lo que es más importante, es independiente de la contaminación electrónica del haz incidente.

⁴⁷ Una parte de este apéndice ha sido adoptada de la Ref. [85] y reproducida aquí con el permiso de la AAPM.

Con anterioridad al uso de los cocientes de dosis para especificar la calidad de un haz de fotones, el parámetro más frecuentemente utilizado en la dosimetría de haces de fotones era el potencial nominal del acelerador. Los cocientes de la ionización medida (carga o corriente) o de la dosis absorbida se usaron por primera vez como un índice de calidad de un haz de fotones en las recomendaciones dosimétricas de la Asociación Nórdica de Físicos Clínicos (NACP) [8, 165]. Sin embargo, el cociente medido en una unidad de tratamiento clínico se asoció con la energía nominal genérica del acelerador (potencial nominal de aceleración o energía máxima nominal, en MV), que se utilizaba posteriormente para la selección de los factores de conversión. Un primer intento de perfeccionar el procedimiento de la NACP se hizo en la Ref. [9]. Los datos de la Ref. [9] para las razones de poderes de frenado, razones de coeficientes máxicos de absorción de energía, etc., aún se dieron en forma numérica en función del MV nominal, pero se asociaron en forma gráfica con los cocientes de ionización medidos. Sin embargo, había dos limitaciones en el método de la Ref. [9]: (i) la relación entre los cocientes de ionización calculados y los medidos se basaba en cálculos inexactos, y (ii) el procedimiento gráfico implicaba además una correspondencia única entre el MV y los cocientes de ionización, de forma similar a las desventajas señaladas en las recomendaciones de la NACP [8, 165]. Andreo y Brahme [78] demostraron que el uso del potencial nominal del acelerador exclusivamente, ignorando las propiedades reales de penetración de un haz clínico, podría llevar a variaciones de hasta el 1,5% en las razones de poderes de frenado. Fundamentalmente por este motivo se consideró el uso de la $TPR_{20,10}$ como la elección más apropiada para los haces de radioterapia, en lugar del potencial nominal de aceleración.

Se han propuesto otros descriptores de la calidad de un haz para la dosimetría de haces de fotones que están, en la mayoría de los casos, relacionados con la profundidad del máximo de dosis absorbida y que, sin embargo, pueden verse afectados por la contaminación electrónica en esa profundidad. Además, el uso de las distribuciones de ionización medidas con cámaras de ionización de tipo dedal es problemático, ya que debería tenerse en cuenta el desplazamiento del material del maniquí por el detector para convertir las distribuciones de ionización en distribuciones de dosis. Esto se evitaría utilizando cámaras de ionización plano-paralelas, pero éstas no son usuales en la dosimetría de haces de fotones.

En el Suplemento 17 de la Revista Británica de Radiología (BJR) y basada en las distribuciones de dosis en profundidad, se propuso una recomendación ampliamente difundida para la especificación de la calidad de los haces de fotones de alta energía [87]. Este suplemento definió el parámetro d_{80} como la profundidad del 80% de la dosis (es decir, el 80% del máximo de

dosis) para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm en una SSD de 100 cm. En la Ref. [87] se señaló que la contaminación electrónica debería considerarse una desventaja práctica del método. El uso de d_{80} como índice de calidad de un haz de fotones fue avalado en el Suplemento 25 de la BJR [81], aunque también se consideraron otros descriptores de la calidad del haz como el PDD(10). En sus conclusiones, el Suplemento 25 también aludió a la contaminación electrónica como el mayor problema para la normalización en z_{\max} , ya que al cambiar la dosis en esta profundidad la contaminación electrónica puede variar la calidad aparente del haz. Es interesante observar que ya desde el Suplemento 11 de la BJR [166] el problema de la contaminación electrónica y la necesidad de normalizar las distribuciones de dosis en profundidades mayores que z_{\max} , se ha abordado en diferentes suplementos de la BJR, pero en esta serie de publicaciones no se han propuesto alternativas para un descriptor independiente de la contaminación electrónica.

El parámetro PDD(10), el porcentaje de dosis en la profundidad de 10 cm determinado en las mismas condiciones de tamaño de campo y SSD que d_{80} , tiene la misma limitación respecto al efecto de la contaminación electrónica que d_{80} . Este parámetro se ha utilizado normalmente por parte de los fabricantes de aceleradores, asociándolo con un potencial efectivo del acelerador. Para justificar el uso de este parámetro los fabricantes utilizaron el trabajo de LaRiviere [167], que proponía una relación entre la calidad del haz especificada en términos del MV y el PDD(10). Sin embargo, esto produjo una situación paradójica en la que un acelerador podría tener un MV efectivo mayor que la energía de los electrones.

LaRiviere [167] también propuso una relación entre el PDD(10) y la energía media del espectro de fotones ponderada en dosis, que sugirió como un índice de calidad del haz alternativo. Esta propuesta condujo a Kosunen y Rogers [164] a investigar la relación del $\text{PDD}(10)_x$, en un “haz puro de fotones” (es decir, sin contaminación electrónica), con las razones de poderes de frenado. Basándose en la linealidad de la relación obtenida propusieron ampliar el uso de los $\text{PDD}(10)_x$ para especificar la calidad de los haces de fotones y seleccionar los factores de conversión y corrección. Kosunen y Rogers aludieron al problema de la diferencia entre las medidas de dosis absorbida y de ionización con cámaras de ionización cilíndricas debido al uso de un factor de desplazamiento (reemplazamiento), y también recalcaron que debería eliminarse la contaminación electrónica del haz de fotones para medir los $\text{PDD}(10)_x$. De acuerdo con estos autores, esto último se puede conseguir usando una lámina delgada de plomo como filtro, que ha llegado a ser el método recomendado en la Ref. [51].

III.2. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA $TPR_{20,10}$

Para haces clínicos en el rango de energía más ampliamente utilizado ($TPR_{20,10}$ entre 0,50 y 0,70 aproximadamente)⁴⁸, la pequeña variación de las razones de poderes de frenado, y por lo tanto de $N_{D,w}$, con las $TPR_{20,10}$ tiene una ventaja importante en la incertidumbre final de la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia, ya que posibles errores en la medida de la $TPR_{20,10}$ no conllevarán un cambio significativo en el valor de la razón de poderes de frenado [22]. A partir de la compilación de 21 espectros clínicos publicados por diferentes autores y otros 16 espectros calculados correspondientes a haces clínicos [78], se ha demostrado que las razones de poderes de frenado y las $TPR_{20,10}$ están muy bien correlacionadas y se encuentran en una curva casi universal. Estas razones de poderes de frenado pueden, mediante un polinomio cúbico donde los datos de poderes de frenado y los valores de $TPR_{20,10}$ se han tomado de la Ref. [144], ajustarse mejor que un 0,15% prácticamente para todos los espectros clínicos (véase la Fig. 23). Las medidas hechas por Followill y col. [79] en 685 haces de fotones de 45 aceleradores diferentes, con rangos de energía desde 4 MV hasta 25 MV, han mostrado muy pocos valores de $TPR_{20,10}$ por encima de 0,8 aproximadamente, y sus estimaciones de las razones de poderes de frenado para el conjunto completo de datos presentaban una dispersión de $\pm 0,25\%$. Para los pocos haces con $TPR_{20,10}$ mayor de 0,75 aproximadamente, el pronunciado gradiente de la curva de razones de poderes de frenado frente a $TPR_{20,10}$ podría dar como resultado que posibles errores al medir las $TPR_{20,10}$ produjeran mayores variaciones en las razones de poderes de frenado, y por lo tanto en k_Q , que para energías menores, pero estas variaciones no serán, en la mayoría de los casos, mayores de 0,5% .

Ha habido, en la literatura [147, 164], interpretaciones erróneas en las que los datos para haces ideales (es decir, haces que no existen realmente, tales como fotones monoenergéticos, espectros de radiación de frenado de blanco delgado de Schiff, etc.), que habían sido calculados con fines ilustrativos y de enseñanza [169], se han utilizado como argumento contra el uso de la $TPR_{20,10}$. Algunos de estos datos se reproducen en la Fig. 24 y vale la pena aclarar que la intención de estos cálculos fue, de hecho, demostrar que aún para estos haces

⁴⁸ En un amplio sondeo llevado a cabo por el Centro de Física Radiológica en Houston [168], por el que se actualizó en 1996 el resumen de los datos de dosis en profundidad medidos (W. Hanson, comunicación privada), de aproximadamente 1200 aceleradores clínicos investigados en Norteamérica más del 80% de los equipos tenían un potencial nominal de aceleración máximo de 10 MV o menos. Es de esperar que esta cifra sea aún mayor en países en vías de desarrollo.

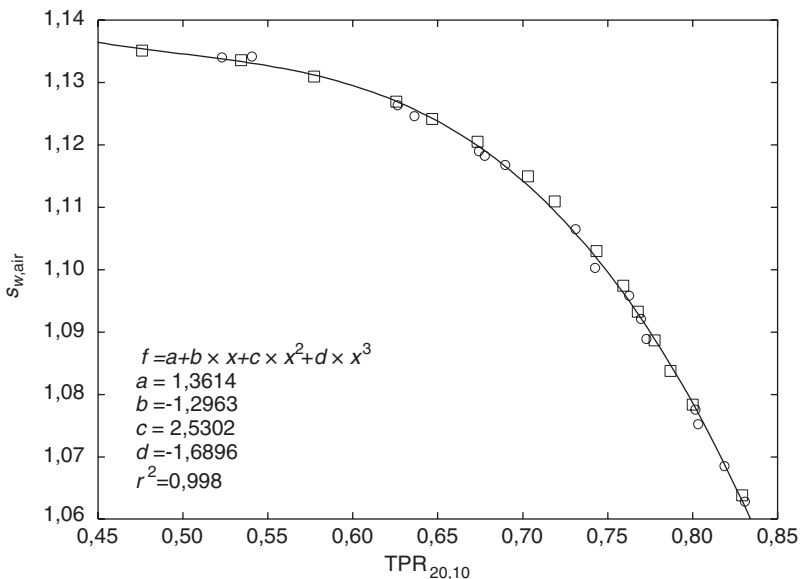


FIG. 23. Razones de poderes de frenado agua–aire de Spencer–Attix ($\Delta = 10$ keV, $\delta_{ICRU/Ashley}$) para haces clínicos de fotones en función de la calidad del haz de fotones $TPR_{20,10}$. Los círculos corresponden a espectros publicados por diferentes autores (véase el Cuadro 2 en la Ref. [78]) y los cuadrados representan los espectros calculados en la misma referencia. La línea continua es un polinomio cúbico, ajustando los datos mejor que 0,15%. Los datos de poderes de frenado y valores de $TPR_{20,10}$ se toman de la Ref. [144].

hipotéticos la mayor variación en las razones de poderes de frenado nunca excedería el 1%. Desafortunadamente, estos datos han sido mal interpretados y el argumento ha sido invertido y usado como “evidencia” contra el uso de la $TPR_{20,10}$ [147, 164]. En cualquier caso, no debería olvidarse que, como en el caso de la dosimetría de rayos X de energías baja y media, en la que el uso de la HVL debe complementarse con información sobre la filtración del haz y el potencial nominal (kV), la $TPR_{20,10}$ puede no tener sentido si se ignoran completamente el potencial acelerador y las combinaciones de blanco y filtro utilizadas para obtener los datos de poderes de frenado .

La ventaja de la pequeña variación de las razones de poderes de frenado con la $TPR_{20,10}$ en la mayoría de los entornos clínicos se ha argumentado [147, 164, 170] en los laboratorios de calibración como una limitación, ya que haces de distintas calidades pueden producir factores de calibración de cámaras de ionización similares. Por el contrario, se debe objetar que si la respuesta de la cámara varía poco en un rango de calidades dado no debería ser un problema

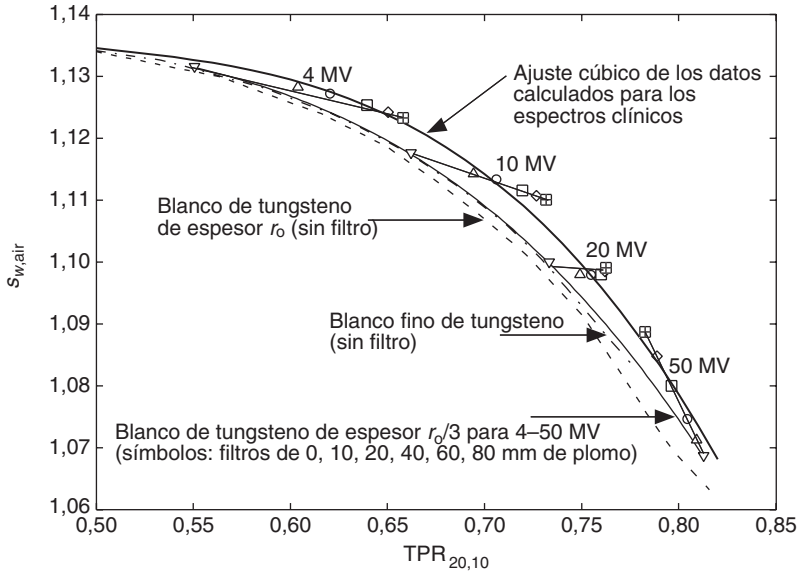


FIG. 24. Razones de poderes de frenado agua-aire calculadas para varias combinaciones de blanco y filtro en función de la calidad del haz de fotones $TPR_{20,10}$. Los datos para los blancos de tungsteno sin filtro están representados por la línea de rayas y puntos (blanco estrecho), la línea de rayas (espesor igual al alcance csda del electrón en el tungsteno) y la línea continua (espesor igual a la tercera parte del alcance csda del electrón en el tungsteno). Los símbolos corresponden al espectro del blanco con grosor $r_0/3$ para varios "MV" (para mayor claridad, una línea une los símbolos para cada energía) después de una filtración con diferentes espesores de plomo (triángulos invertidos, sin filtro; triángulos normales, 10 mm; círculos, 20 mm; cuadrados, 40 mm; trapecios, 60 mm; cuadrados cruzados, 80 mm). La línea continua gruesa es el ajuste cúbico de los datos calculados para haces clínicos mostrado en la Fig. 23. La figura está adaptada de las Refs. [53, 84].

ya que la respuesta de la cámara será similar en el laboratorio de calibración y en el hospital.

El principal argumento contra la $TPR_{20,10}$ ha sido su limitación para seleccionar, con una exactitud mejor que 0,5%, las razones de poderes de frenado de los haces de fotones de muy alta energía producidos por aceleradores clínicos no convencionales (por ejemplo haces barridos sin filtro homogeneizador), o por los aceleradores usados en uno o dos laboratorios de calibración, que poseen blancos y filtros considerablemente más gruesos que los equipos clínicos. Por ejemplo, como describieron Ross y col. [171], los haces de fotones del laboratorio de calibración de Canadá se producen con un blanco de "frenado total" de 4,5-6 cm de grosor de aluminio y filtros de aluminio de

10–15 cm de espesor, que no pueden acomodarse en el cabezal de tratamiento de un acelerador clínico y tienen valores de $TPR_{20,10}$ en el rango de 0,75 a 0,83. Sin embargo, es esta capacidad de distinguir un haz “forzado a parecerse a un haz clínico” utilizando blancos y filtros no clínicos para lograr la misma $TPR_{20,10}$ que un haz clínico lo que hace atractivo este índice de calidad del haz. En energías altas de fotones, para estos aceleradores no convencionales y no clínicos, el pronunciado gradiente de las razones de poderes de frenado frente a las $TPR_{20,10}$ podría, en algunos casos extremos, producir razones de poderes de frenado diferentes de las que resultarían de un cálculo detallado por Monte Carlo, pero a pesar de esto, la selección está todavía dentro del rango de la incertidumbre estimada de las razones de poderes de frenado, que es del orden de 0,6% para fotones de alta energía [22, 53]. En un laboratorio de calibración, es en esta región donde las $TPR_{20,10}$ pueden mostrar fácilmente diferencias en factores de calibración para haces de calidades similares (pero no idénticas), que no pueden distinguirse con descriptores basados en distribuciones de dosis en profundidad como el $PDD(10)_x$; en este rango de calidades, la $TPR_{20,10}$ es un descriptor más sensible que el $PDD(10)_x$.

En el aspecto práctico la $TPR_{20,10}$ es muy sencilla de medir en un haz clínico (generalmente vertical), ya que una vez que el maniquí y el detector se fijan, sólo hay que cambiar el nivel de agua, y la distancia de la fuente al detector no es relevante (la TPR o la TAR son independientes de la distancia a la fuente). Los errores en la posición del detector se cancelarán, en su mayor parte, en las medidas en dos profundidades. Por la misma razón, la incertidumbre asociada con el efecto de desplazamiento o la posición del punto efectivo de medida del detector juega un papel secundario.

III.3. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DEL $PDD(10)_x$

Es importante resaltar que, en principio, las razones de poderes de frenado y los valores de k_Q se pueden relacionar fácilmente con cualquier parámetro indicador de las características de penetración de los haces de fotones, ya que las razones de poderes de frenado y las distribuciones de dosis se determinan normalmente de forma correlacionada mediante un cálculo por Monte Carlo. La Fig. 25 ilustra la variación de las razones de poderes de frenado agua–aire con diferentes descriptores de la calidad de haces de fotones, $TPR_{20,10}$, $PDD(10)_x$ y d_{80} , usando los parámetros de calidad del haz dados en el Cuadro 5.iii del Suplemento 25 de la BJR [81]. Las razones de poderes de frenado básicas se obtuvieron en primer lugar para los datos de la $TPR_{20,10}$ usando el ajuste dado en la Fig. 23 para un espectro de haces clínicos, y luego se convirtieron a los otros descriptores usando los datos de la Ref. [81].

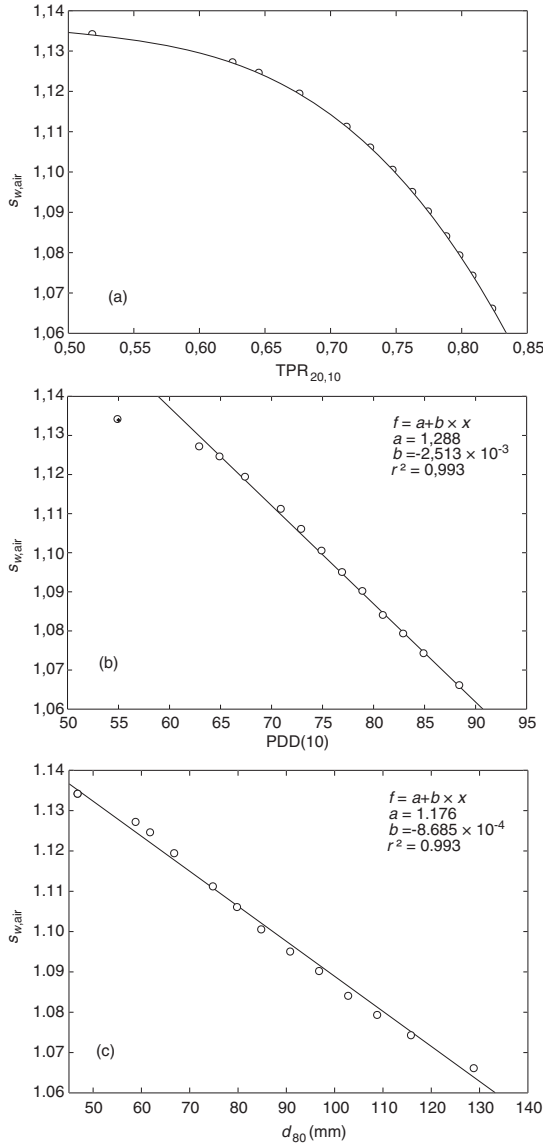


FIG. 25. Razones de poderes de frenado agua–aire de Spencer–Attix ($\Delta=10$ keV, $\delta_{ICRU/Ashley}$) frente a distintos descriptores de calidad de haces de fotones: (a) $TPR_{20,10}$, (b) $PDD(10)_x$ y (c) d_{80} . Las razones de poderes de frenado básicas se han obtenido de los datos de $TPR_{20,10}$ en la Ref. [81] usando el ajuste cúbico de la Fig. 23; éstos se han convertido a los otros descriptores usando los datos de la Ref. [81]. (b) Para los $PDD(10)$, el dato en 2 MV (círculo con la cruz) no se utilizó en el ajuste lineal. Las líneas continuas representan ajustes de las razones de poderes de frenado para cada descriptor de calidad del haz para el conjunto de datos de la Ref. [81].

Los ajustes incluidos en los gráficos evidencian que es posible obtener una buena relación para cualquier descriptor (el punto de 2 MV no se ha incluido en el ajuste para PDD(10) dado aquí, ni fue incluido en los datos en las Refs. [164, 170, 172, 175]), y también podrían generarse gráficos similares para coeficientes de atenuación de haces anchos o estrechos. Obsérvese, en particular, que la correlación lineal con el descriptor de la calidad del haz recomendado en la Ref. [81], d_{80} , es excelente para todo el rango de energías usado en esta comparación. Considerando que los datos de dosis en profundidad se han promediado sobre gran cantidad de tipos de aceleradores clínicos (de la Ref. [81]), podría suponerse que estos sencillos ajustes lineales son representativos de los datos clínicos. Sin embargo, como la contaminación electrónica varía de equipo a equipo, este procedimiento indirecto no se ha recomendado nunca y solamente se pueden usar independientemente de la contaminación los datos expresados en función de la $TPR_{20,10}$.

Para haces reales no es posible calcular directamente los datos de las razones de poderes de frenado en función del PDD(10) o de d_{80} , debido a la falta de información sobre los espectros de los electrones contaminantes que se necesitarían como entrada para los cálculos. En su lugar se ha recomendado el parámetro $PDD(10)_x$, es decir, el PDD(10) para “haces puros de fotones”, para seleccionar las razones de poderes de frenado [147, 164]. El problema es que, en realidad, no existen “haces puros de fotones”. Por consiguiente, la especificación de la calidad de un haz o debe descansar en un parámetro práctico sencillo que se relacione realmente con la física intrínseca de las interacciones fotónicas (como un coeficiente de atenuación práctico, que es equivalente al uso de la $TPR_{20,10}$), o los problemas asociados con la contaminación electrónica anularán cualquier posible ventaja teórica de un sencillo ajuste lineal válido para la mayoría de los haces prácticos. En el último caso, la dificultad de relacionar un parámetro de “haz puro de fotones” con un parámetro fácilmente medible en un hospital es la principal limitación, que se discutirá más adelante. Un problema relacionado con esto, que ha recibido poca atención en la asignación de razones de poderes de frenado a distribuciones de dosis en profundidad calculadas por Monte Carlo, es el ruido estadístico que aparece en los datos de dosis en profundidad. La Fig. 26 ilustra esta situación, que es especialmente relevante en la región de alrededor de la profundidad del máximo de dosis, z_{max} . El histograma de la figura corresponde a la simulación, usando el código de Monte Carlo DOSRZ/EGS4 [174], de 15 millones de historias de fotones monoenergéticos de 10 MeV en una cuadrícula de profundidad 1 mm, y muestra la dificultad de encontrar valores de la dosis en z_{max} y en una única profundidad (para PDD(10) o d_{80}), debido al ruido estadístico de los datos de Monte Carlo. Como comparación, la línea continua corresponde a una convolución de núcleos (kernels) de deposición de

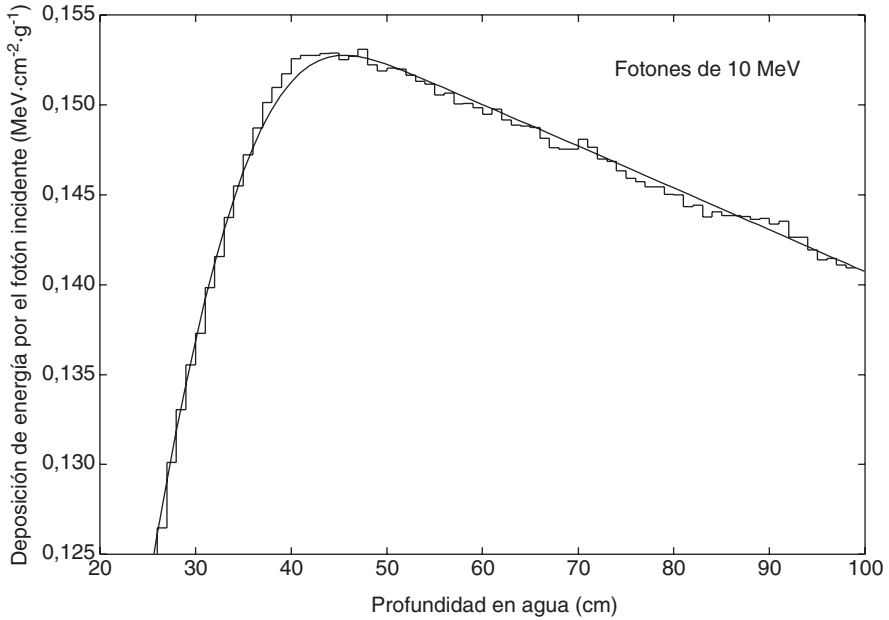


FIG. 26. Comparación entre las distribuciones de dosis en profundidad en el eje central para haces monoenergéticos de fotones de 10 MeV obtenidas mediante simulaciones por Monte Carlo usando el código DOSRZ/EGS4 [174] (el histograma corresponde a 15 millones de historias de fotones usando cuadrículas de 1 mm de profundidad), y a partir de la convolución de núcleos (kernels) de deposición de energía calculados (línea continua). El gráfico ilustra la dificultad de obtener valores de la dosis en z_{max} y en una profundidad única debido al ruido estadístico de los datos de Monte Carlo, pero el problema puede ser superado con el uso de los núcleos (kernels). Los datos se han tomado de la Ref. [144].

energía calculados, que superan este problema; el procedimiento se ha usado para obtener la correlación entre la $TPR_{20,10}$ y las razones de poderes de frenado en la Ref. [144], mostrada en la Fig. 23.

El principal argumento para promover el uso del $PDD(10)_x$ como descriptor de la calidad del haz, minimizando la importancia de la contaminación electrónica, fue la linealidad de la relación entre el $PDD(10)_x$ y las razones de poderes de frenado para todos los tipos de haces, incluso para aquellos no disponibles en hospitales. Se han hecho esfuerzos por parte de algunos laboratorios de calibración para conseguir $PDD(10)_x$ aceptados, de forma que estos laboratorios puedan presentar sus aceleradores con una especificación similar a la encontrada en los equipos clínicos, aún cuando la energía del acelerador sea muy diferente. Desafortunadamente, casi todas las

comparaciones experimentales que demuestran la “superioridad” del $PDD(10)_x$ sobre la $TPR_{20,10}$ se han hecho en aceleradores de laboratorios de calibración [171, 175], no clínicos. En una reciente publicación [176] en la que los valores de k_Q se determinaron en haces de fotones de un laboratorio de calibración, se concluía con una afirmación de apoyo “al $PDD(10)$ como un mejor descriptor de la calidad del haz”, aún cuando la contribución de la contaminación electrónica a la dosis en z_{max} se había estimado por un método burdo y el $PDD(10)$ se había corregido de acuerdo con dicha estimación. Por otra parte, otros laboratorios importantes disponen de haces clínicos o se proponen instalar un cabezal de tratamiento clínico.

Como todos los descriptores basados en distribuciones de porcentajes de dosis en profundidad están afectados por la contaminación electrónica del haz, espectros de fotones idénticos con diferente contaminación aparecerían como de calidades distintas, incluso cuando sus propiedades dosimétricas en profundidad (atenuación, razones de poderes de frenado, etc.) fueran las mismas. Estos descriptores, por tanto, se relacionan más con el diseño por parte del fabricante de un cabezal de tratamiento de un acelerador, que es la principal fuente de electrones contaminantes, que con la física que gobierna la penetración de los haces de fotones. Para eliminar la contaminación electrónica debería utilizarse un “filtro de electrones” adecuado. La solución ideal sería un imán purgador (véase la Ref. [84]), pero raramente está disponible y sólo algunas versiones de aceleradores (racetrack microtron) lo incluyen como dispositivo. Como ya se mencionó, un grupo de autores [164, 172] sugirió el uso de una lámina de plomo, que fue la recomendación del protocolo de la AAPM TG 51 [51]. Es sorprendente que se haya recomendado un material como el plomo cuando se sabe desde hace mucho tiempo que el plomo es, en sí mismo, una fuente adicional de electrones contaminantes. Esto se advirtió en los inicios de la radioterapia en relación con los problemas de respuesta en la piel producidos por los electrones originados en los bloques de plomo y, por ejemplo, los informes 10b y 10d de ICRU [98, 177] recomendaron el uso como filtros de materiales de número atómico intermedio como el cobre, el hierro o el latón, para minimizar la producción de electrones.

Habiéndose decidido la utilización de un filtro de plomo para electrones, se deberá establecer una relación entre el haz no clínico de fotones descontaminado y el haz clínico contaminado para el acelerador y el filtro utilizados en condiciones específicas. El término descontaminado merece una atención especial porque el filtro de plomo utilizado para medir los datos de dosis en profundidad produce una nueva contaminación electrónica cuyas consecuencias no se han estudiado en detalle para un gran número de espectros clínicos de fotones. Lo de que se dispone actualmente es un conjunto de ecuaciones empíricas deducidas de unos pocos ejemplos, que necesitan varios

pasos y el uso de múltiples parámetros y aproximaciones. Rogers [147], por ejemplo, ha proporcionado una relación entre el PDD(10) y el PDD(10)_x que se basa solamente en dos conjuntos de datos medidos. Además, la serie de publicaciones sobre este tema de Rogers y col. [164, 170, 172, 173] está basada en un llamado “conjunto estándar” de espectros de haces de fotones que contiene sólo cinco haces clínicos típicos (los calculados por Mohan y col. [178]), pero no se ha modelado ningún otro haz de fotones de acelerador y como entrada para algunos de los cálculos necesarios se han utilizado espectros sencillos de electrones [173]. Mientras que el interés científico de estos cálculos es incuestionable, mirando el lado práctico uno podría cuestionarse si la incertidumbre introducida por los distintos pasos y los ajustes generales no compensa la ventaja hipotética de usar un parámetro de “un haz puro de fotones”.

Una pregunta elemental que puede plantearse en relación con este tema es, *si toda la contaminación electrónica se puede eliminar en z_{\max} , y una curva de dosis en profundidad se puede medir con una exactitud satisfactoria por cada usuario, ¿por qué no se recomienda para la calibración de haces de fotones la profundidad del máximo de dosis, z_{\max} , en lugar de una profundidad de 10 cm?* Esto eliminaría el paso de transferir la dosis de una profundidad mayor a z_{\max} , que es la utilizada por la mayoría de los físicos para la dosimetría clínica de referencia. En este caso solamente se necesitaría una medida relativa entre el haz filtrado y el no filtrado, exactamente igual que para la medida de los rendimientos relativos de los campos. Esta pregunta no se ha abordado por las distintas publicaciones que recomiendan el uso del PDD(10)_x como un descriptor de la calidad del haz [164, 170, 172, 173], ni por la Ref. [51].

En la práctica pueden surgir problemas en la medida del PDD(10)_x, además de los relacionados con el posicionamiento del filtro de plomo, cuya distancia a la superficie del maniquí puede ser decisiva [173]. Puesto que sólo una profundidad es relevante, este descriptor se verá afectado por los errores en el posicionamiento de la cámara en dicha profundidad aunque su influencia en la determinación de la dosis absorbida sea probablemente muy pequeña. Debe tenerse cuidado al medir el PDD(10)_x con una cámara cilíndrica debido a la posición del punto efectivo de medida de la cámara de ionización, o a la necesidad del uso de un factor de desplazamiento (reemplazamiento) para la medida en una profundidad de 10 cm, pero no en la profundidad del máximo de dosis absorbida. La profundidad del máximo de dosis puede ser diferente en los haces filtrados y los no filtrados, por lo que es necesario medir con exactitud las dosis en profundidad en ambas condiciones hasta al menos 10 cm de profundidad, y es bien sabido que éstas pueden variar con el tipo de detector y el dispositivo de medida utilizado. Cualquier error sistemático en la

configuración de medida (SSD, profundidades, etc.) cambiará el $PDD(10)_x$ medido.

Estos problemas prácticos y su influencia en la determinación final de la dosis se han omitido en la mayoría de las ocasiones en que se ha recomendado el $PDD(10)_x$ como un descriptor de la calidad del haz [164, 170, 172, 173], y en la Ref. [51]. El usuario puede decidir entonces que no vale la pena medir cuidadosamente el $PDD(10)_x$ en condiciones de referencia. Incluso se ha minimizado de tal manera el posible impacto de la contaminación electrónica en dichas referencias, en las que con frecuencia se omite en los comentarios finales la clara diferencia entre el $PDD(10)_x$ y el $PDD(10)$, que los usuarios pueden considerar innecesario el uso de un filtro de electrones para la medida del $PDD(10)_x$ y en su lugar usar el $PDD(10)$ en un haz abierto (o los valores típicos dados en la Ref. [81]). Esto puede ser aceptable para haces relativamente limpios, produciéndose errores probablemente inferiores a 0,5%, pero puede tener consecuencias dosimétricas perjudiciales en haces con una contaminación electrónica significativa. No se debe ignorar el riesgo de que los usuarios simplifiquen los procedimientos dosimétricos o de lo contrario pueden ponerse en peligro las posibles ventajas de la implantación de nuevos protocolos de dosimetría.

III.4. COMENTARIOS FINALES

La conclusión general es que no existe un descriptor único de la calidad de un haz que funcione satisfactoriamente en todas las condiciones posibles para todo el rango de energías de fotones usado en radioterapia, ni en todos los posibles aceleradores usados en hospitales y en laboratorios de calibración.

Los protocolos de dosimetría o códigos de práctica más recientes, basados en la calibración de cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua, utilizan un descriptor de la calidad del haz de fotones en términos de $TPR_{20,10}$ [49, 50], y ésta es también la elección en este Código Internacional de Práctica. El protocolo de la AAPM TG 51 [51] en Norteamérica usa el $PDD(10)_x$.

Para un usuario de hospital, no existe en rigor ninguna ventaja de un índice sobre el otro ya que ambos conjuntos de datos, PDD y TPR (o TMR), están disponibles para el uso clínico de rutina. Sin embargo, existen más problemas prácticos en la medida del $PDD(10)_x$ que en la medida de la $TPR_{20,10}$, y los errores en la determinación del índice de calidad del haz pueden tener en general consecuencias más perjudiciales con el $PDD(10)_x$ que con la $TPR_{20,10}$. El impacto final en la dosimetría de haces clínicos de fotones como resultado del uso de diferentes descriptores de la calidad del haz para

seleccionar los valores de k_Q es que no se espera que produzcan un cambio significativo (es decir mayor de 0,5%, y en la mayoría de los casos dentro de 0,2% [179]) en el valor de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, para la mayor parte de los haces clínicos. Esta diferencia es considerablemente menor que la incertidumbre combinada de los diferentes factores y coeficientes utilizados en la dosimetría de fotones. Además, para los laboratorios de calibración el uso del $PDD(10)_x$ requeriría tener diferentes geometrías para la medida de la calidad del haz y para la calibración de cámaras de ionización, lo que puede resultar en un aumento de los costos de calibración para el usuario. No parece justificarse un cambio que no beneficie la dosimetría de fotones en el hospital y tenga tantas complicaciones desde el punto de vista práctico para el usuario.

Apéndice IV

EXPRESIÓN DE LAS INCERTIDUMBRES

La evaluación de las incertidumbres en este Código de Práctica sigue la guía dada por la ISO [32]. En 1986 se encomendó a la ISO el desarrollo de guías detalladas para la evaluación de las incertidumbres, basadas en un nuevo enfoque unificado esbozado en la Recomendación INC-1 del BIMP. Estas recomendaciones fueron aprobadas por el Comité Internacional de Pesas y Medidas [180]. Este esfuerzo dió como resultado la emisión, en 1993, de un documento ISO titulado “Guía para la expresión de la incertidumbre en la medida”, con una primera edición corregida publicada en 1995 [32]. Para más detalles debe consultarse la guía. Este apéndice proporciona una implantación práctica de las recomendaciones de la ISO basada en resúmenes proporcionados en las Refs. [17, 33].

IV.1. CONSIDERACIONES GENERALES ACERCA DE ERRORES E INCERTIDUMBRES

Contrariamente a la práctica anterior, cuando los términos error e incertidumbre se usaban indistintamente, el enfoque moderno, iniciado por el Comité Internacional de Pesas y Medidas [180], distingue entre estos dos conceptos. Tradicionalmente un error se ha visto como formado por dos componentes, llamados uno componente aleatorio y el otro componente sistemático. De acuerdo con las definiciones actuales, un error es la diferencia entre un valor medido y el valor real. Si se conocieran exactamente los errores, el valor real se podría determinar; en realidad, los errores se estiman de la mejor manera posible y se corrigen. Por lo tanto, después de la aplicación de todas las correcciones conocidas los errores no necesitan ninguna consideración adicional (su valor esperado sería cero), y las magnitudes de interés son las incertidumbres. Un error tiene tanto un valor numérico como un signo. Por el contrario, la incertidumbre asociada con una medida es un parámetro que caracteriza la dispersión de los valores “que podrían atribuirse razonablemente al mensurando”. Este parámetro es, normalmente, una desviación típica estimada. Una incertidumbre, por lo tanto, no tiene signo conocido y generalmente se supone que será simétrica. Es una medida de nuestra falta de conocimiento exacto después de haber eliminado todos los efectos sistemáticos reconocidos aplicando las correcciones apropiadas.

Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres típicas relativas, y la evaluación de las incertidumbres típicas se clasifica en tipo

A y tipo B. El método de evaluación de las incertidumbres de tipo A es mediante análisis estadístico de una serie de observaciones, mientras que el método de evaluación de las de tipo B se basa en métodos distintos al análisis estadístico de una serie de observaciones.

En la clasificación tradicional de las incertidumbres era normal distinguir entre las contribuciones aleatorias y las sistemáticas. Esto no es deseable, ya que clasificar las componentes en lugar del método de evaluación puede dar lugar a ambigüedades. Por ejemplo, una componente aleatoria de la incertidumbre de una medida puede llegar a convertirse en una componente sistemática de la incertidumbre de otra medida en la que el resultado de la primera se utilice como dato de entrada.

IV.2. INCERTIDUMBRES TÍPICAS DE TIPO A

En una serie de n medidas, con valores observados x_i , la mejor estimación de la magnitud x_i viene dada generalmente por el valor de la media aritmética,

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (76)$$

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

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (77)$$

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

Frecuentemente interesa la desviación típica del valor medio, que se escribe como $s(\bar{x})$, para la que se aplica la relación general

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (78)$$

Una forma alternativa de estimar $s(\bar{x})$ se basaría en el resultado de varios grupos de medidas. Si todos tienen el mismo tamaño se pueden usar las fórmulas anteriores, siempre que x_i se tome ahora como la media del grupo i y \bar{x} sea la media global (o la media de las medias) de los n grupos. Para grupos de tamaños diferentes se deberían usar pesos estadísticos. A menudo puede ser preferible esta segunda aproximación, pero normalmente requiere un mayor número de medidas. Una discusión sobre cuanto pueden diferir uno del otro los dos resultados de $s(\bar{x})$ está fuera de esta presentación elemental.

La incertidumbre típica de tipo A, denotada aquí como u_A , se identificará con la desviación típica del valor medio; es decir,

$$u_A = s(\bar{x}) \quad (79)$$

Evidentemente no se puede esperar que una determinación empírica de una incertidumbre arroje su valor verdadero; por definición es solamente una estimación. Esto es así para ambos tipos de incertidumbres, A y B. De la Ec. (78) puede observarse que una incertidumbre de tipo A en la medida de una magnitud puede, en principio, reducirse siempre aumentando el número n de las lecturas individuales. Si se dispone de varias técnicas de medida, la preferible será la que ofrezca una menor dispersión de los resultados, esto es, la que tenga menor desviación típica $s(x_i)$, pero en la práctica las posibilidades de reducción son a menudo limitadas.

En el pasado, las incertidumbres debidas a los efectos aleatorios se evaluaban frecuentemente en forma de límites de confianza, normalmente al nivel de confianza del 95%. Esta aproximación no se usa actualmente por no haber bases estadísticas para combinar límites de confianza. La teoría de la propagación de las incertidumbres requiere combinaciones en términos de varianzas.

IV.3. INCERTIDUMBRES TÍPICAS DE TIPO B

Existen muchas fuentes de incertidumbre de la medida que no se pueden estimar mediante medidas repetidas. Estas se llaman incertidumbres de tipo B. Incluyen no sólo las influencias en el proceso de medida que son desconocidas aunque sospechadas, sino además efectos poco conocidos de las magnitudes de influencia (presión, temperatura, etc.), aplicación de factores de corrección, datos físicos tomados de la literatura, etc.

Las incertidumbres de tipo B deben estimarse de forma que correspondan a desviaciones típicas; se llaman incertidumbres típicas de tipo B. Algunos experimentadores afirman que pueden estimar directamente este tipo de incertidumbres, mientras que otros prefieren usar como un paso intermedio algún tipo de límite. A menudo es útil suponer que estas incertidumbres tienen una distribución de probabilidad que se corresponde con alguna forma fácilmente reconocible.

Algunas veces se supone, fundamentalmente con el objetivo de simplificar, que las incertidumbres de tipo B pueden describirse mediante una densidad de probabilidad rectangular, esto es, que tienen la misma probabilidad en cualquier lugar dentro de los límites máximos $-M$ y $+M$. Puede

demostrarse que con esta suposición la incertidumbre típica de tipo B, u_B , viene dada por

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (80)$$

Alternativamente, si se supone que la distribución es triangular (con los mismos límites), nos lleva a la relación

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (81)$$

Otra suposición es que las incertidumbres de tipo B tengan una distribución aproximadamente Gaussiana (normal). Bajo esta suposición, las incertidumbres típicas de tipo B se pueden obtener estimando primero ciertos límites $\pm L$ y luego dividiendo ese límite por un número adecuado. Si, por ejemplo, el experimentador está bastante seguro del límite L , puede considerarse que corresponde aproximadamente al límite de confianza del 95%, mientras que si está casi seguro se puede considerar que corresponde aproximadamente a un límite de confianza del 99%. De esta manera, la incertidumbre típica de tipo B, u_B , se puede obtener de la ecuación

$$u_B = \frac{L}{k} \quad (82)$$

donde $k = 2$ si el experimentador está bastante seguro y $k = 3$ si está casi seguro de sus límites estimados $\pm L$. Estas relaciones corresponden a las propiedades de una distribución Gaussiana y normalmente no vale la pena aplicar otros divisores que 2 ó 3, dada la naturaleza aproximada de la estimación.

Así pues, no existen reglas rígidas para la estimación de las incertidumbres típicas de tipo B. El experimentador debería usar su mejor conocimiento y experiencia y, cualquiera que sea el método que aplique, debería proporcionar estimaciones que puedan utilizarse como si fueran desviaciones típicas. Casi nunca tiene significado alguno una estimación de las incertidumbres de tipo B con más de una cifra significativa, y ciertamente nunca con más de dos.

IV.4. INCERTIDUMBRES COMBINADA Y EXPANDIDA

Ya que las incertidumbres de tipo A y B son ambas desviaciones típicas estimadas, se combinan usando las reglas estadísticas para la combinación de varianzas (cuadrados de las desviaciones típicas). Si u_A y u_B son las

incertidumbres típicas de tipos A y B respectivamente, la incertidumbre típica combinada de esta magnitud es

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (83)$$

Aún así, la incertidumbre típica combinada tiene el carácter de una desviación típica. Si además se considera que tiene una densidad de probabilidad en forma de una Gaussiana, entonces la desviación típica corresponde a un límite de confianza de alrededor del 68%. Por lo tanto, a menudo es 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 $k = 2$ ó 3 , corresponden a los límites de confianza de alrededor del 95 o del 99%, respectivamente. La naturaleza aproximada de las estimaciones de las incertidumbres, en particular las del tipo B, hace dudoso que se justifique más de una cifra significativa en la elección del factor de cobertura. En cualquier caso, se deberá indicar claramente el valor numérico tomado para el mismo.

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, Rep. 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.* **1** (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.
- [4] MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., Reply to precision and accuracy in radiotherapy, *Radiother. Oncol.* **14** (1989) 163–167.
- [5] WAMBERSIE, A., VAN DAM, J., HANKS, G., MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., “What accuracy is needed in dosimetry?”, Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Sem. Leuven, 1991), IAEA-TECDOC-734, Vienna (1991) 11–35.
- [6] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Quantities and Units — Part 0: General Principles, International Standard 31-0, ISO, Geneva (1992).
- [7] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment. Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy, Standard IEC-60731, IEC, Geneva (1997).
- [8] 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.
- [9] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **10** (1983) 741–771.
- [10] HOSPITAL PHYSICISTS’ ASSOCIATION, Revised Code of Practice for the dosimetry of 2 to 25 MV X ray, and of ^{137}Cs and ^{60}Co gamma-ray beams, *Phys. Med. Biol.* **28** (1983) 1097–1104.
- [11] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV, Rep. 35, ICRU, Bethesda, MD (1984).
- [12] 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, Rep. 84-1, SEFM, Madrid (1984).
- [13] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, Suplemento al Documento 84-1: Procedimientos Recomendados para la Dosimetría de Fotones y Electrones de Energías Comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos, Rep. 87-1, SEFM, Madrid (1987).

- [14] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Photons Beams, Rep. NCS-2, NCS, Delft (1986).
- [15] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Electron Beams, Rep. NCS-5, NCS, Delft (1989).
- [16] SWISS SOCIETY OF RADIATION BIOLOGY AND RADIATION PHYSICS, Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams: Recommendations (GARAVAGLIA, G., Ed.), Ospedale San Giovanni, Bellinzona, Switzerland (1986).
- [17] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series N° 277 (2nd edn in 1997), IAEA, Vienna (1987).
- [18] COMITÉ FRANÇAIS MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS, Recommandations pour la Mesure de la Dose Absorbée en Radiothérapie dans les Faisceaux de Photons et d'Electrons d'Énergie Comprise entre 1 MeV et 50 MeV, Rapport N° 2, CFMRI, Chiron (1987).
- [19] 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, Fis. Biomedica **VI** 2 (1988).
- [20] ANDREO, P., Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams, Phys. Med. Biol. **37** (1992) 2189–2211.
- [21] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane-parallel Ionization Chambers in High-energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series N° 381, IAEA, Vienna (1997).
- [22] ANDREO, P., Uncertainties in dosimetric data and beam calibration, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **19** (1990) 1233–1247.
- [23] THWAITES, D.I., “Uncertainties at the end point of the basic dosimetry chain”, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1993) 239–255.
- [24] REICH, H., Choice of the measuring quantity for therapy-level dosimeters, Phys. Med. Biol. **24** (1979) 895–900.
- [25] COMITÉ CONSULTATIF POUR LES ÉTALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Report to the Comité International des Poids et Mesures, 9th Meeting CCEMRI(I) (HARGRAVE, N.J., Rapporteur), Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1988).
- [26] 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, Report 45, ICRU, Bethesda, MD (1989).

- [27] HOHLFELD, K., "The standard DIN 6800: Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method", *Dosimetry in Radiotherapy (Proc. Symp. Vienna, 1987)*, Vol. 1, IAEA, Vienna (1988) 13–22.
- [28] ROGERS, D.W.O., The advantages of absorbed-dose calibration factors, *Med. Phys.* **19** (1992) 1227–1239.
- [29] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Dosimetry of High-Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water*, Report 64, ICRU, Bethesda, MD (in press).
- [30] 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 Newsl.* **32** (1993) 3–13.
- [31] BIELAJEW, A.F., ROGERS, D.W.O., Implications of new correction factors on primary air kerma standards in ^{60}Co beams, *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 1283–1291.
- [32] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, 2nd edn, ISO, Geneva (1995).
- [33] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy*, Technical Reports Series N° 374, IAEA, Vienna (1994).
- [34] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, *The International System of Units (SI)*, BIPM, Sèvres (1998).
- [35] ORGANISATION INTERNATIONALE DE MÉTROLOGIE LEGALE, *Secondary Standard Dosimetry Laboratories for the Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy*, Document OIML D-21, OIML, Paris (1990).
- [36] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *A Charter for the SSDLs*, IAEA, Vienna (1999).
- [37] BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Ionometric determination of absorbed dose to water for ^{60}Co gamma rays, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 439–454.
- [38] DOMEN, S.R., LAMPERTI, P.J., Heat-loss-compensated calorimeter: Theory, design and performance, *J. Res. Nat. Bur. Stand. A Phys. Chem.* **78A** (1974) 595–610.
- [39] PRUITT, J.S., DOMEN, S.R., LOEVINGER, R., The graphite calorimeter as a standard of absorbed dose for ^{60}Co gamma radiation, *J. Res. Nat. Bur. Stand.* (1981) 495–502.
- [40] 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.
- [41] DOMEN, S.R., A sealed water calorimeter for measuring absorbed dose, *J. Res. Nat. Inst. Stand. Technol. (US)* **99** (1994) 121–141.
- [42] KLASSEN, N.V., ROSS, C.K., Water calorimetry: The heat effect, *J. Res. Nat. Inst. Stand. Technol. (US)* **102** (1997) 63–74.
- [43] SHORTT, K.R., KLASSEN, N.V., ROSS, C.K., SMITH, G.D., Ferrous sulphate dosimetry and its role in establishing an absorbed dose to water standard for the National Research Council of Canada, *Workshop on Water Calorimetry*, Rep. NRC-29637 (ROSS, C.K., KLASSEN, N.V., Eds), National Research Council of Canada, Ottawa, (1988) 121–126.

- [44] 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.
- [45] 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), Vol. 1, IAEA, Vienna (1978) 53–63.
- [46] BOUTILLON, M., COURSEY, B.M., HOHLFELD, K., OWEN, B., ROGERS, D.W.O., "Comparison of primary water absorbed dose standards", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 95–111.
- [47] BOUTILLON, M., ANDREO, P., Some Thoughts on the Dissemination of $N_{D,w}$ Calibration Factors in ^{60}Co Gamma Radiation, Rep. CCEMRI(I)/97-1, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1997).
- [48] ALLISY-ROBERTS, P.J., BURNS, D.T., Comparisons and Calibrations at the BIPM, Rep. CCRI(I)/99-1, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1999).
- [49] 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.
- [50] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung, Teil 2: Ionisationsdosimetrie, Deutsche Norm DIN 6800-2, DIN, Berlin (1997).
- [51] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **26** (1999) 1847–1870.
- [52] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology, ISO, Geneva (1993).
- [53] ANDREO, P., The status of high-energy photon and electron beam dosimetry five years after the publication of the IAEA Code of Practice in the Nordic countries, *Acta Oncol.* **32** (1993) 483–500.
- [54] 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.
- [55] SVENSSON, H., BRAHME, A., "Recent advances in electron and photon dosimetry", Radiation Dosimetry, Physical and Biological Aspects (ORTON, G.G., Ed.), Plenum Press, New York (1986) 87–170.
- [56] ROOS, M., HOHLFELD, K., "Status of the primary standard of water absorbed dose for high energy photon and electron radiation at the PTB", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 25–33.
- [57] 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.

- [58] ROSSER, K.E., et al., "The NPL absorbed dose to water calibration service for high energy service photons", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 73–81.
- [59] 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.
- [60] SHARPE, P., Progress Report on Radiation Dosimetry at NPL, Rep. CCRI(I)/99-20, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1999).
- [61] MIJNHEER, B.J., Variations in response to radiation of a nylon-walled ionization chamber induced by humidity changes, *Med. Phys.* **12** (1985) 625–626.
- [62] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Rep. 44, ICRU, Bethesda, MD (1989).
- [63] AGOSTINELLI, A.G., SMOLEN, S.D., NATH, R., A new water-equivalent plastic for dosimetry calibration, *Med. Phys.* **19** (1992) 774.
- [64] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers for Electrons and Positrons, Rep. 37, ICRU, Bethesda, MD (1984).
- [65] TELLO, V.M., TAILOR, R.C., HANSON, W.F., How water equivalent are water-equivalent plastics for output calibration of photon and electron beams?, *Med. Phys.* **22** (1995) 1177–1189.
- [66] THWAITES, D.I., Charge storage effect on dose in insulating phantoms irradiated with electrons, *Phys. Med. Biol.* **29** (1984) 1153.
- [67] HANSON, W.F., ARNOLD, D.J., SHALEK, R.J., HUMPHRIES, L.J., Contamination of ionization chambers by talcum powder, *Med. Phys.* **15** (1988) 776–777.
- [68] COMITÉ CONSULTATIF POUR LES ÉTALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Correction d'Humidité, CCEMRI(I) R(I)-30, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1977).
- [69] 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.
- [70] BOAG, J.W., Ionization measurements at very high intensities. I. Pulsed radiation beams, *Brit. J. Radiol.* **23** (1950) 601.
- [71] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Reports Series N° 110, IAEA, Vienna (1970).
- [72] 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.
- [73] WEINHOUS, M.S., MELI, J.A., Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber, *Med. Phys.* **11** (1984) 846–849.
- [74] 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.

- [75] 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.
- [76] BURNS, J.E., BURNS, D.T., Comments on ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 1986–1988.
- [77] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams, ESTRO Booklet N° 3 (Physics for Clinical Radiotherapy), Garant, Leuven (1997).
- [78] ANDREO, P., BRAHME, A., Stopping power data for high energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* **31** (1986) 839–858.
- [79] 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.
- [80] ANDREO, P., NAHUM, A.E., BRAHME, A., Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **31** (1986) 1189–1199.
- [81] Central axis depth dose data for use in radiotherapy, *Brit. J. Radiol. Supplement* N° 25 (1996).
- [82] BRAHME, A., SVENSSON, H., Radiation beam characteristics of a 22 MeV microtron, *Acta Radiol. Oncol.* **18** (1979) 244–272.
- [83] GREENING, J.R., *Fundamentals of Radiation Dosimetry*, Medical Physics Handbooks, Adam Hilger, Bristol (1981).
- [84] BRAHME, A., ANDREO, P., Dosimetry and quality specification of high energy photon beams, *Acta Radiol. Oncol.* **25** (1986) 213–223.
- [85] ANDREO, P., On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry, *Med. Phys.* **27** (2000) 434–440.
- [86] BURNS, J.E., DALE, J.W.G., Conversion of Absorbed Dose Calibration from Graphite into Water, Report RSA(EXT) 7, National Physical Laboratory, Teddington, (1990).
- [87] “Central axis depth dose data for use in radiotherapy”, *Brit. J. Radiol. Supplement* N° 17 (1983).
- [88] BOAS, J.F., et al., A comparison of absorbed dose standards for Co-60 and megavoltage photon radiations (in preparation).
- [89] SHORTT, K.R., et al., A comparison of absorbed dose standards for high-energy X rays, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 1937–1955.
- [90] JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., *The Physics of Radiology*, Thomas, Springfield, IL (1983).
- [91] BURNS, D.T., DING, G.X., ROGERS, D.W.O., R_{50} as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry, *Med. Phys.* **23** (1996) 383–388.
- [92] DING, G.X., ROGERS, D.W.O., MACKIE, T.R., Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams, *Med. Phys.* **22** (1995) 489–501.

- [93] FERNANDEZ-VAREA, J.M., ANDREO, P., TABATA, T., Detour factors in water and plastic phantoms and their use for range and depth-dose scaling in electron beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 1119–1139.
- [94] TABATA, T., ANDREO, P., Semiempirical formulas for the detour factor of 1 to 50 MeV electrons in condensed materials, *Radiat. Phys. Chem.* **53** (1998) 353–360.
- [95] NISBET, A., THWAITES, D.I., An evaluation of epoxy resin phantom materials for electron dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 1523–1528.
- [96] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, 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; 10–300 kV generating potential), *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 2605–2625.
- [97] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Dosimetry of Low and Medium Energy X rays, a Code of Practice for Use in Radiotherapy and Radiobiology, Rep. NCS-10, NCS, Delft (1997).
- [98] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Physical Aspects of Irradiation, Rep. 10b, ICRU, Bethesda, MD (1962).
- [99] SEUNTJENS, J., THIERENS, H., VAN DER PLAETSEN, A., SEGAERT, O., Conversion factor for X ray beam qualities, specified by peak tube potential and HVL value, *Phys. Med. Biol.* **32** (1987) 595–603.
- [100] KLEVENHAGEN, S.C., THWAITES, D.I., “Kilovoltage X rays”, *Radiotherapy Physics in Practice* (WILLIAMS, J.R., THWAITES, D.I., Eds), Oxford University Press, Oxford (1993) 95–112.
- [101] 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.
- [102] ROSSER, K.E., An alternative beam quality index for medium-energy X ray dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 587–598.
- [103] MA, C.M., NAHUM, A.E., Bragg-Gray theory and ion chamber dosimetry for photon beams, *Phys. Med. Biol.* **36** (1991) 413–428.
- [104] SEUNTJENS, J.P., 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.
- [105] 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.
- [106] MA, C.-M., LI, X.A., SEUNTJENS, J., Consistency study on kilovoltage X ray beam dosimetry for radiotherapy, *Med. Phys.* **25** (1998) 2376–2384.
- [107] PEDRONI, E., et al., The 200 MeV proton therapy project at the Paul Scherrer Institute: Conceptual design and practical realization, *Med. Phys.* **22** (1995) 37–53.
- [108] KOEHLER, A.M., Dosimetry of proton beams using small diodes, *Radiat. Res. Suppl.* **7** (1967) 53.
- [109] KANAI, T., et al., Spot scanning system for proton radiotherapy, *Med. Phys.* **7** (1980) 365.

- [110] JONES, D.T.L., Development of a horizontal proton beam facility, Annual Report NAC/AR/91, National Accelerator Centre, Cape Town (1991).
- [111] VERHEY, L., et al., The determination of the absorbed dose in a proton beam or purposes of charged-particle radiation therapy, *Radiat. Res.* **79** (1979) 34–54.
- [112] VYNCKIER, S., MEULDERS, J.P., ROBERT, P., WAMBERSIE, A., The proton therapy program at the cyclotron Cyclone of Louvain-la-Neuve (first dosimetric results), *J. Eur. Radiother.* **5** (1984) 245–247.
- [113] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 20: Protocol for Heavy Charged-particle Therapy Beam Dosimetry, Rep. 16, AAPM, New York (1986).
- [114] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T.L., Code of practice for clinical proton dosimetry, *Radiother. Oncol.* **20** (1991) 53–63.
- [115] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T.L., Supplement to the code of practice for clinical proton dosimetry, *Radiother. Oncol.* **32** (1994) 174–179.
- [116] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical proton dosimetry, Part I: Beam Production, Beam Delivery and Measurement of Absorbed Dose, Rep. 59, ICRU, Bethesda, MD (1999).
- [117] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., Effects of fluence perturbation on cavity dose response in clinical proton beams (Monte Carlo study), *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 65–89.
- [118] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Rep. 49, ICRU, Bethesda, MD (1993).
- [119] LYMAN, J.T., “Computer modelling of heavy charged particle beams”, Pion and Heavy Ion Radiotherapy: Pre-Clinical and Clinical Studies, Elsevier North-Holland, Amsterdam (1983) 139–147.
- [120] KANAI, T., et al., Radiation of mixed beam and design of spread-out Bragg peak for heavy-ion radiotherapy, *Radiat. Res.* **147** (1997) 78–85.
- [121] 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.
- [122] BROERSE, J.J., LYMAN, L.T., ZOETELIEF, J., “Dosimetry of external beams of nuclear particles”, *The Dosimetry of Ionizing Radiation* (KASE, K.R., BJANGARD, B.E., ATTIX, E.H., Eds), Vol. 1, Academic Press, New York (1987) 229–290.
- [123] HARTMANN, G.H., JÄKEL, 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.
- [124] FUKUMURA, A., et al., Carbon beam dosimetry intercomparison at HIMAC, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 3459–3463.
- [125] LLACER, J., TOBIAS, C.A., HOLLEY, W.R., KANAI, T., On-line characterization of heavy-ion beams with semiconductor detectors, *Med. Phys.* **11** (1984) 266–278.

- [126] SCHALL, I., et al., Charge-changing nuclear reactions of relativistic light-ion beams ($5 < Z < 10$) passing through thick absorbers, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. **6117** (1996) 221–234.
- [127] MATSUFUJI, N., et al., “Energy distribution of projectile fragment particles in heavy ion therapeutic beam”, Nuclear Data (Proc. Symp. Ibaraki, 1997), Rep. JAERI-CONF 98-003 (1998) 101–106.
- [128] BOAG, J.W., “Ionization chambers”, The Dosimetry of Ionizing Radiation (KASE, K.R., BJARNGARD, B.E., ATTIX, E.H., Eds), Vol. 2, Academic Press, New York (1987) 169–243.
- [129] NIATEL, M.T., PERROCHE-ROUX, A.M., BOUTILLON, M., Two determinations of W for electrons in dry air, Phys. Med. Biol. **30** (1985) 67–75.
- [130] COMITÉ CONSULTATIF POUR LES ÉTALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Effect of a Change of Stopping-power Values on the W Values Recommended by ICRU for Electrons in Dry Air, CCEMRI(I)/85-8, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1985).
- [131] BOUTILLON, M., PERROCHE-ROUX, A.M., Re-evaluation of the W for electrons in dry air, Phys. Med. Biol. **32** (1987) 213–219.
- [132] JOHANSSON, K.A., MATTSSON, L.O., LINDBORG, L., SVENSSON, H., “Absorbed-dose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies between 1 and 50 MeV”, National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vol. 2, IAEA, Vienna (1978) 243–270.
- [133] ALMOND, P.R., SVENSSON, H., Ionization chamber dosimetry for photon and electron beams Theoretical considerations, Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. **16** (1977) 177.
- [134] GILLIN, M.T., KLINE, R.W., NIROOMAND-RAD, A., GRIMM, D.F., The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photon and electron beams, Med. Phys. **12** (1985) 234–236.
- [135] HANSON, W.F., DOMINGUEZ-TINOCO, J.A., Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beams in water, Med. Phys. **12** (1985) 243–248.
- [136] LEMPert, G.D., NATH, R., SCHULZ, R.J., Fraction of ionization from electrons arising in the wall of an ionization chamber, Med. Phys. **10** (1983) 1–3.
- [137] NAHUM, A.E., Perturbation Effects in Dosimetry, Rep. ICR-PHYS-1/94, Joint Department of Physics, Institute of Cancer Research and Royal Marsden Hospital, Surrey (1994).
- [138] KOSUNEN, A., JARVINEN, H., SIPILA, P., “Optimum calibration of NACP type plane parallel ionization chambers for absorbed dose determination in low energy electron beams”, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 505–513.
- [139] ROGERS, D.W.O., Calibration of parallel-plate chambers: Resolution of several problems by using Monte Carlo calculations, Med. Phys. **19** (1992) 889–899.

- [140] MA, C.M., NAHUM, A.E., Effect of the size and composition of the central electrode on the response of cylindrical ionisation chambers in high-energy photon and electron beams, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 267–290.
- [141] PALM, A., MATTSSON, O., Experimental study on the influence of the central electrode in Farmer-type ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 1299–1308.
- [142] MATTSSON, L.O., Application of the Water Calorimeter, Fricke Dosimeter and Ionization Chamber in Clinical Dosimetry, Doctoral Thesis, Univ. of Gothenburg (1984).
- [143] ANDREO, P., Dosimetry of High-energy Photon Beams. Present Status and Future Prospects for the Data Used in Ionization Chamber Dosimetry, Rep. RI 1991-03, Radiation Physics Department, Univ. of Stockholm (1991).
- [144] ANDREO, P., “Improved calculations of stopping-power ratios and their correlation with the quality of therapeutic photon beams”, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 335–359.
- [145] SEUNTJENS, J.P., ROSS, C.K., SHORTT, K.R., ROGERS, D.W.O., Absorbed-dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high-energy photon beams, *Med. Phys.* **27** (2000) 2763–2779.
- [146] HARDER, D., “Energiespektren schneller Elektronen in verschiedenen Tiefen”, High Energy Electrons (Proc. Symp. Berlin, 1964), Springer-Verlag, Berlin (1965) 26–33.
- [147] ROGERS, D.W.O., “Fundamentals of dosimetry based on absorbed-dose standards”, Teletherapy Physics, Present and Future (PALTA, J.R., MACKIE, T.R., Eds), Association of American Physicists in Medicine, Washington, DC (1996) 319–356.
- [148] HUQ, M.S., YUE, N., SUNTHARALINGAM, N., Experimental determination of fluence correction factors at depths beyond d_{\max} for a Farmer type cylindrical ionization chamber in clinical electron beams, *Med. Phys.* **24** (1997) 1609–1613.
- [149] WILLIAMS, A.J., McEWEN, M.R., DUSAUTOY, A.R., A Calculation of the Water to Graphite Perturbation Factor Ratios for the NACP Type 02 Ionisation Chamber using Monte Carlo Techniques, Report CIRM 13, National Physical Laboratory, Teddington (1998).
- [150] MATTSSON, L.O., JOHANSSON, K.A., SVENSSON, H., Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams, *Acta Radiol. Oncol.* **20** (1981) 385.
- [151] MEDIN, J., ANDREO, P., PETRA: A Monte Carlo Code for the Simulation of Proton and Electron Transport in Water, Rep. MSF 1997-01, Radiation Physics Department, Univ. of Stockholm (1997).
- [152] 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.
- [153] MÜLLER, J.W., Possible Advantages of a Robust Evaluation of Comparisons, Rep. BIPM-95/2, Bureau Internationals des Poids et Mesures, Sèvres (1995).

- [154] MÜLLER, J.W., Work Carried out for the Development of this Code of Practice, BIPM, Sèvres (1999). See also “Weighted medians”, Rep. BIPM-2000/6, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (2000).
- [155] PRESS, W.H., FLANNERY, B.P., TEUKOLSKY, S.A., VETTERLING, W.T., Numerical Recipes. The Art of Scientific Computing, Cambridge University Press, New York (1986).
- [156] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., DENIS, J.-M., VYNCKIER, S., THIERENS, H., Experimental study of perturbation correction factors for ionization chambers in a 75 MeV clinical proton beam, *Radiother. Oncol.* **51** Suppl. 1 (1999) S39.
- [157] SALAMON, M.H., A Range-energy Program for Relativistic Heavy Ions in the Region $1 < E < 3000$ MeV/amu, Rep. 10446, Lawrence Berkeley Laboratories, Berkeley, CA (1980).
- [158] HIRAOKA, T., BICHSEL, H., Stopping powers and ranges for heavy ions, *Jpn. J. Med. Phys.* **15** (1995) 91–100.
- [159] KANAI, T., et al., Dosimetry and measured differential w value of air for heavy ions, *Radiat. Res.* **135** (1993) 293–291.
- [160] HIRAOKA, T., KAWASHIMA, K., HOSHINO, K., FUKUMURA, A., Estimation of w -value for particle beams in several gases, *Jpn. Radiol. Phys.* **9** (1989) 143–152.
- [161] STEPHENS, L.D., THOMAS, R.H., KELLY, L.S., A measurement of the average energy required to create an ion pair in nitrogen by 250 MeV/amu C₆₊ ions, *Phys. Med. Biol.* **21** (1976) 570–576.
- [162] THOMAS, R.H., LYMAN, J.T., DE CASTRO, T.M., A measurement of the average energy required to create an ion pair in nitrogen by high-energy ions, *Radiat. Res.* **82** (1980) 1–12.
- [163] SCHIMMERLING, W., et al., “Measurements of W for high energy heavy ions”, *Microdosimetry* (Proc. 8th Symp. Jülich, Germany) (1982) 311–321.
- [164] KOSUNEN, A., ROGERS, D.W.O., Beam quality specification for photon beam dosimetry, *Med. Phys.* **20** (1993) 1181–1188.
- [165] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in radiation therapy dosimetry with 5 to 50 MeV electrons and roentgen and gamma rays with maximum photon energies between 1 and 50 MeV, *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.* **11** (1972) 603–624.
- [166] Central axis depth dose data for use in Radiotherapy, *Brit. J. Radiol. Supplement* N° 11 (1972).
- [167] LARIVIERE, P.D., The quality of high-energy X ray beams, *Brit. J. Radiol.* **62** (1989) 473–481.
- [168] HANSON, W.F., KENNEDY, P., Best Fit Published Depth-dose Data and RPC Measured Output Factors and In-air Off-axis Factors, Internal Rep. RPC-TX-1992, Radiological Physics Center, Houston, TX (1992).

- [169] ANDREO, P., “Current status and future trends of the dosimetry of high-energy photon and electron beams”, VII Congreso Nacional de Física Médica, Sociedad Española de Física Médica (Proc. Symp. Oviedo, Spain), Sociedad Española de Física Médica (1989) 11–43.
- [170] ROGERS, D.W.O., YANG, C.L., Corrected relationship between $\%dd(10)_x$ and stopping-power ratios, *Med. Phys.* **26** (1999) 538–540.
- [171] ROSS, C.K., SHORTT, K.R., ROGERS, D.W.O., DELAÚNAY, F., “A test of $TPR_{20,10}$ as a beam quality specifier for high energy photon beams”, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994).
- [172] LI, X.A., ROGERS, D.W.O., Reducing electron contamination for photon-beam-quality specification, *Med. Phys.* **21** (1994) 791–798.
- [173] ROGERS, D.W.O., Correcting for electron contamination at dose maximum in photon beams, *Med. Phys.* **26** (1999) 533–537.
- [174] NELSON, W.R., HIRAYAMA, H., ROGERS, D.W.O., The EGS4 Code System, SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA (1985).
- [175] SEUNTJENS, J.P., SHORT, K.R., ROSS, C.K., MA, C.M., ROGERS, D.W.O., Measurements of beam quality correction factors k_Q for cylindrical ionisation chambers in high energy photon beams, *Med. Phys.* **23** (1996) 1071.
- [176] PALMANS, H., MONDELAERS, W., THIERENS, H., Absorbed dose beam quality correction factors k_Q for the NE 2571 chamber in a 5 MV and a 10 MV photon beam, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 647–663.
- [177] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical Dosimetry, Rep. 10d, ICRU, Bethesda, MD (1962).
- [178] MOHAN, R., CHUI, C., LIDOFKY, L., Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators, *Med. Phys.* **12** (1985) 592–597.
- [179] 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.
- [180] COMITÉ INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Rapport du Groupe de Travail sur l’expression des incertitudes au Comité International des Poids et Mesures, Procès-Verbaux **49** (1981) A1–A12.

COLABORADORES EN LA REDACCIÓN Y EXAMEN

Andreo, P.	Organismo Internacional de Energía Atómica
Burns, D.T.	BIPM, Francia
Hohlfeld, K.	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Alemania
Huq, M.S.	Thomas Jefferson University, Kimmel Cancer Center of Jefferson Medical College, Estados Unidos de América
Kanai, T.	National Institute of Radiological Sciences, Japón
Laitano, F.	Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente, Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni ionizzanti, Italia
Smythe, V.G.	National Radiation Laboratory, Nueva Zelanda
Vynckier, S.	Catholic University of Louvain, Cliniques Universitaires St-Luc, Bélgica

La revisión de la traducción al español se llevó a cabo por la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

Las organizaciones que suscriben este Código de Práctica desean reconocer las valiosas sugerencias y críticas de

Allisy-Roberts, P.	BIPM
Belletti, S.	Italia
Bjerke, H.	Noruega
Boas, J.F.	Australia
Bridier, A.	Francia
Brosed, A.	España
Bucciolini, M.	Italia
Burns, J.E.	Reino Unido
Chavaudra, J.	Francia
Delaúnay, F.	Francia
DeWerd, L.A.	Estados Unidos de América
Duane, S.	Reino Unido

DuSautoy, A.	Reino Unido
Ferreira, I.	Francia
Ginestet, C.	Francia
Grindborg, J.E.	Suecia
Guerra, A.	Italia
Hartmann, G.	Alemania
Huntley, R.B.	Australia
Järvinen, H.	Finlandia
Johansson, K.-A.	Suecia
Kotler, L.H.	Australia
Lassen, S.	Dinamarca
Lindborg, L.	Suecia
Ma, C.	Estados Unidos de América
Marinello, G.	Francia
Mattsson, O.	Suecia
McEwen, M.	Reino Unido
Medin, J.	Suecia
Mijnheer, B.	SERTO
Millar, R.M.	Australia
Moretti, C.	Reino Unido
Negi, P.S.	India
Nilsson, B.	Suecia
Nyström, H.	Dinamarca
Palm, Å.	Suecia
Palmans, H.	Bélgica
Pimpinella, M.	Italia
Rehani, M.M.	OMS
Rosser, K.	Reino Unido
Sabattier, R.	Francia
Schulz, R.J.	OPS

Sernbo, G.	Suecia
Seuntjens, J.	Canadá
Shortt, K.	Canadá
Stucki, G.	Suiza
Svensson, H.	ESTRO
Van Dam, J.	Bélgica
Webb, D.V.	Australia

Reunión del Grupo asesor

Viena, Austria: 30 Septiembre – 4 Octubre 1996

Reuniones de coordinación de la investigación

Roma, Italia: 3–7 Noviembre 1997; Bruselas, Bélgica: 3–7 Mayo 1999

Reuniones de consultores

Viena, Austria: 25–28 Noviembre 1996; 25–29 Mayo 1998

PUBLICACIONES DEL OIEA RELACIONADAS CON EL TEMA

Validation of Data and Methods Recommended in the International Code of Practice in Technical Reports Series N° 381, IAEA-TECDOC-1173 (2000).

Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy, IAEA Safety Reports Series N° 17 (2000).

Dosimetry for Radiation Processing: Final Report of the Co-ordinated Research Project on Characterization and Evaluation of High Dose Dosimetry Techniques for Quality Assurance in Radiation Processing, IAEA-TECDOC-1156 (2000).

Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad, IAEA-TECDOC-1151 (2000).

Calibration of Brachytherapy Sources: Guidelines on Standardized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and Hospitals, IAEA-TECDOC-1079 (1999).

Techniques for High-Dose Dosimetry in Industry, Agriculture and Medicine (Proc. Symp. Vienna, 1998), IAEA-TECDOC-1070 (1999).

SSDL Network Charter: IAEA/WHO Network of Secondary Standard Dosimetry Laboratories, IAEA/WHO/SSDL/99 (1999).

Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects, IAEA-TECDOC-1040 (1998).

Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica, IAEA Special Publication Series, IAEA-STI/PUB/1027 (1998).

Quality Assurance in Radiotherapy, IAEA-TECDOC-989 (1997).

The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series N° 381 (1997).

Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series N° 277, 2nd Edition (supersedes the first 1987 edition) (1997).


Review of Data and Methods Recommended in the International Code of Practice, Technical Reports Series N° 277, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, IAEA-TECDOC-897 (1996).

Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Seminar Rio de Janeiro, 1994), IAEA-TECDOC-896 (1996).

Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy: A Manual, Technical Reports Series N° 374 (1994).

Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Interregional Seminar Leuven, 1991), IAEA-TECDOC-734 (1994).

Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993) (1994).



ISBN 92-0-302005-5
ISSN 0074-1914