

IAEA-TECDOC-1274/S

# ***Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia***

*Guía de procedimientos estandarizados en  
Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD) y en hospitales*



ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA

OIEA

Marzo de 2004

La Sección origen de esta publicación en el OIEA fue:

Sección de Dosimetría y Física Médica  
Organismo Internacional de Energía Atómica  
Wagramer Strasse 5  
P.O. Box 100  
A-1400 Viena, Austria

CALIBRACIÓN DE  
FUENTES DE FOTONES Y RAYOS BETA USADAS EN BRAQUITERAPIA  
OIEA, VIENA, 2004  
IAEA-TECDOC-1274/S  
ISBN 92-0-300404-1  
ISSN 1011-4289

© OIEA, 2004

Impreso por el OIEA en Austria  
Marzo de 2004

## PREFACIO

Ha sido generalmente reconocido que la armonización internacional de dosimetría en radioterapia es esencial. Por consiguiente, el OIEA ha puesto muchos esfuerzos en esto, por ejemplo publicando un número de reportes en la Serie de Reportes Técnicos (TRS) para dosimetría de haces externos, especialmente TRS-277 y más recientemente TRS-398. Ambos reportes describen en detalle los pasos para la determinación en agua de la dosis absorbida y se los llama frecuentemente ‘protocolos de dosimetría’. Igual que el TRS-277, se espera que el TRS-398 sea adoptado o usado como modelo para su protocolo nacional por un número grande de países.

En 1996, el OIEA estableció un servicio de calibración para fuentes de braquiterapia de baja tasa de dosis (LDR) de  $^{137}\text{Cs}$ , que son las más ampliamente usadas para el tratamiento de cáncer ginecológico. Para mejorar la armonización en dosimetría de braquiterapia, el OIEA publicó en 1999 el IAEA-TECDOC-1079 titulado “Calibración de Fuentes de Braquiterapia. Guía de Procedimientos Estandarizados para la Calibración de Fuentes de Braquiterapia en Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD) y en Hospitales”. El reporte fue bien recibido y un gran número de copias fue distribuido entre los miembros de la red de LSCD del OIEA/OMS y entre físicos médicos que trabajan en braquiterapia.

El presente reporte es una actualización del ya mencionado TECDOC. Mientras que el TECDOC-1079 describe métodos para calibrar fuentes de braquiterapia con energías de fotones iguales o mayores que las de  $^{192}\text{Ir}$ , el presente reporte tiene una cobertura más amplia ya que cubre la estandarización de la calibración de todas las fuentes de uso más común en braquiterapia, incluyendo fuentes emisoras de fotones y partículas beta. Estas últimas fuentes han estado en uso por varias décadas, pero los métodos de calibración no han sido claros. Se describen también métodos para la calibración de fuentes usadas en el campo de rápido crecimiento de angioplastia cardiovascular. En esta aplicación, la irradiación de la pared vascular se hace para tratar de prevenir restenosis después de una intervención cardiovascular. El presente reporte incluye la descripción de sistemas detectores adecuados que pueden usarse en la calibración.

Debe enfatizarse que para el uso seguro de braquiterapia debe desarrollarse un programa integral de garantía de calidad (GC) en los centros de radioterapia que usan esta modalidad. Un programa de GC no puede descansar en la sola calibración de fuentes, sino que además debe cubrir todos los diferentes pasos incluyendo el proceso de tratamiento. Tal programa se describe en el IAEA-TECDOC-1040, “Diseño e Implementación de un Programa de Radioterapia: Aspectos de Física Médica, Radioprotección y Seguridad”. Como se resume en el presente reporte, la omisión de un programa de GC puede tener serias consecuencias para un paciente que está recibiendo un tratamiento de braquiterapia.

Las partes de esta publicación que describen la calibración de fuentes de fotones y de rayos beta de baja energía han sido escritas en estrecha colaboración con miembros de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU). Se reconoce su inapreciable contribución a este reporte.

Los responsables de esta publicación fueron H. Töelli y A. Shanta, miembros del personal de la División de Salud Humana.

Se invita al lector a visitar el sitio Web: <http://www-naweb.iaea.org/nahu/external/e3/publications.asp> para cualquier actualización de la información en esta publicación y para mantenerse informado de nuevas publicaciones.

## *NOTA EDITORIAL*

*El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) no ofrece garantía ni asume responsabilidad alguna respecto de la precisión, calidad o autenticidad de la traducción de la presente publicación, y no acepta ninguna responsabilidad por daños o pérdidas, directas o indirectas, que se hayan podido producir, o de otra manera ocasionar, como consecuencia de ella.*

*El uso de designaciones particulares de países o territorios no implica ningún juicio del editor, el OIEA, en relación con el estado legal de tales países o territorios, de sus autoridades e instituciones o la delimitación de sus fronteras.*

*La mención de nombres de compañías específicas o productos (sean o no señalados como registrados) no implica intención alguna de infringir sus derechos de propiedad ni debe interpretarse como un endoso o recomendación por parte del OIEA.*

## INDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. CARACTERIZACIÓN DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA.....	2
2.1. Especificación.....	2
2.1.1. Fuentes de rayos gamma.....	2
2.1.2. Fuentes de rayos beta.....	2
2.2. Sumario de cantidades de calibración recomendadas.....	3
2.3. Otras cantidades importantes.....	3
2.3.1. Fuentes de placa de rayos beta.....	3
2.3.2. Fuentes beta de semilla y alambra.....	3
2.3.3. Balones dilatadores neumáticos o líquidos, armaduras o stents con fuentes de rayos beta.....	4
2.4. Cantidades obsoletas para fuentes de fotones.....	4
3. DATOS DE LAS FUENTES.....	5
3.1. Fuentes de fotones.....	5
3.2. Placas de fuentes beta.....	7
3.3. Fuentes de semillas y alambres de rayos beta.....	8
3.4. Fuentes de rayos beta de balón, armadura y stent.....	8
4. ESTÁNDARES PRIMARIOS.....	9
4.1. Estándares de referencia.....	9
4.1.1. Estándares para $^{137}\text{Cs}$ , $^{60}\text{Co}$ , $^{192}\text{Ir}$ (LDR): Cámara de cavidad esférica.....	9
4.1.2. $^{192}\text{Ir}$ de alta tasa de dosis.....	9
4.1.3. Fuentes de fotones de baja energía: Cámara de aire libre de ángulo amplio (WAFAC).....	10
4.1.4. Fuentes de rayos beta: Cámara de extrapolación.....	11
4.2. Estándares de trabajo.....	12
5. CALIBRACIÓN A NIVEL DE LSCD Y HOSPITAL.....	12
5.1. Establecimiento de estándares para fuentes de fotones e intravasculares.....	12
5.1.1. Trazabilidad de las calibraciones a los LSCD.....	12
5.1.2. Trazabilidad de las calibraciones en los hospitales.....	12
5.2. Mantenimiento de estándares para fuentes de fotones y fuentes intravasculares.....	13
5.3. Mantenimiento de estándares para calidad de $^{192}\text{Ir}$ .....	13
5.4. Establecimiento y mantenimiento de estándares para fuentes beta planas y cóncavas.....	14
5.5. Comentarios sobre los límites de constancia de las cámaras de pozo.....	14
5.6. Electrómetros a ser usados.....	14
6. CALIBRACIÓN USANDO TÉCNICA DE MEDIDAS LIBRES EN AIRE.....	14
6.1. General.....	14
6.2. Formalismo para tasa de referencia de kerma en aire.....	15
6.3. Cámaras de ionización a usarse.....	16
6.4. Calibración de kerma en aire de cámaras de ionización.....	16

6.4.1.	Punto de calibración para $^{137}\text{Cs}$ .....	17
6.4.2.	Punto de calibración para $^{60}\text{Co}$ .....	17
6.5.	Factores de corrección para medidas libres en aire.....	19
6.5.1.	Distancias de las medidas.....	19
6.5.2.	El factor de corrección por dispersión.....	20
6.5.3.	Corrección por la atenuación de los fotones primarios en aire.....	25
6.5.4.	Corrección por efectos de tránsito, corriente de fuga y pérdidas por recombinación.....	26
6.6.	Incertidumbre en calibraciones libres en aire.....	26
6.6.1.	Trazabilidad de la calibración libre en aire.....	26
7.	CALIBRACIONES USANDO CAMARAS DE IONIZACIÓN DE POZO.....	27
7.1.	Guías generales.....	27
7.1.1.	Cámaras de pozo, electrómetros y fuentes de referencia.....	27
7.1.2.	Punto de calibración en el interior de una cámara de pozo.....	27
7.1.3.	Técnicas de medida.....	28
7.1.4.	Correcciones a las medidas.....	28
7.1.5.	Cálculo del factor de calibración de una cámara de pozo.....	29
7.1.6.	Control de calidad de medidas en cámaras de pozo.....	29
7.2.	Calibración de fuentes de referencia del LSCD.....	29
7.3.	Calibración de una cámara de pozo de hospital.....	30
7.4.	Calibración de fuentes no estándar de $^{137}\text{Cs}$ de hospital.....	30
7.5.	Guía para algunos casos especiales.....	30
7.5.1.	Calibración de alambres de $^{192}\text{Ir}$ LDR.....	30
7.6.	Calibración de trenes de fuentes.....	32
7.7.	Trazabilidad de calibraciones de $^{137}\text{Cs}$ .....	32
8.	CALIBRACIÓN DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA USANDO OTROS DETECTORES.....	32
8.1.	General.....	32
8.1.1.	Calibración de fuentes de rayos beta.....	33
8.1.2.	Corrección por profundidad de compensación.....	35
8.1.3.	Corrección por punto efectivo de medida.....	35
8.1.4.	Corrección por la geometría del detector.....	36
8.1.5.	Cambio de escala de plástico equivalente a agua para agua.....	36
8.1.6.	Calibración del detector.....	37
8.2.	Calibración de fuentes beta intravasculares.....	37
8.3.	Incertidumbres.....	37
8.4.	Trazabilidad.....	38
9.	CONTROL DE CALIDAD.....	38
9.1.	Aspectos de seguridad en el uso de fuentes de braquiterapia.....	38
9.2.	Características de las cámaras de pozo.....	40
9.2.1.	Almacenamiento y manipulación de fuentes LDR.....	41
9.3.	Verificaciones de estabilidad de la cámara de pozo.....	42
9.3.1.	Verificación de una fuente de referencia de $^{137}\text{Cs}$ .....	42
9.3.2.	Otras verificaciones de constancia.....	42
9.4.	Seguridad contra la radiación.....	43
9.4.1.	Pruebas de fuga de las fuentes de referencia de $^{137}\text{Cs}$ .....	43

9.5. Otras precauciones .....	43
9.6. Manteniendo la trazabilidad.....	43
REFERENCIAS .....	45
APÉNDICE A. ESTANDARES DE BRAQUITERAPIA EN EL LABORATORIO DE DOSIMETRÍA DEL OIEA .....	49
APÉNDICE B. CARACTERÍSTICAS INDEPENDIENTES DE LA FUENTE PARA DIFERENTES DETECTORES .....	53
APÉNDICE C. SISTEMAS DETECTORES PARA CALIBRACIÓN DE FUENTES DE ENERGÍA DE FOTONES DE BAJA ENERGÍA .....	54
APÉNDICE D. SISTEMAS DE DETECTORES PARA CALIBRACIÓN DE APLICADORES OFTALMOLÓGICOS DE RAYOS BETA.....	55
APÉNDICE E. SISTEMAS DE DETECTORES PARA CALIBRACIÓN DE FUENTES DE RAYOS BETA DE SEMILLA Y LINEALES .....	56
APÉNDICE F. DATOS GENERALES SOBRE DIFERENTES SISTEMAS DETECTORES. ....	57
APÉNDICE G. CADENA DE TRAZABILIDAD Y REQUERIMIENTOS DE CALIBRACIÓN PARA FUENTES DE BRAQUITERAPIA .....	58
COLABORADORES EN LA PREPARACIÓN Y EXAMEN.....	59
PUBLICACIONES DEL OIEA RELACIONADAS CON EL TEMA .....	60

## 1. INTRODUCCIÓN

La braquiterapia usa fuentes radioactivas encapsuladas para depositar una alta dosis a los tejidos cerca de las fuentes. Una parte importante de un programa general de garantía de calidad (GC) para dosimetría en braquiterapia es la calibración de las fuentes. Para algunas de las fuentes de braquiterapia, los fabricantes asignan incertidumbres grandes a los valores de calibración declarados, en algunos casos hasta un  $\pm 10\%$ . La calibración de las fuentes de braquiterapia por el usuario final es necesaria, no sólo para verificar la calibración declarada por el distribuidor sino para asegurar trazabilidad a estándares aceptados internacionalmente. El reporte del Grupo de Trabajo 40 (TG-40) de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) dice, “Toda institución que ofrezca braquiterapia debe tener la capacidad de verificar de forma independiente la intensidad de cada fuente provista por el fabricante” [1].

Este reporte discute las técnicas de calibración de las fuentes de braquiterapia de rayos gamma y beta más comúnmente usadas. Para calibración de fuentes de baja tasa de dosis (LDR) de  $^{137}\text{Cs}$ , el Laboratorio de Dosimetría del OIEA mantiene fuentes de referencia calibradas en un Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica (LPCD). Estas fuentes pueden usarse para calibrar cámaras de ionización de pozo que se mantienen en los LSCD. En la Sección 7 de este reporte se discuten en detalle las calibraciones de baja tasa (LDR) de  $^{137}\text{Cs}$ .

Se incluye también en este reporte una descripción de sistemas de detectores adecuados para usarse en las calibraciones. Los Laboratorios Primarios de Calibración Dosimétrica (LPCD) hacen uso de los sistemas de calibración más exactos y sensibles, los cuales en muchos casos no pueden usarse en los LSCD o en un hospital. En la evaluación de las incertidumbres en la calibración de una fuente a diferentes pasos en la cadena de calibración, es importante conocer las componentes de incertidumbre que contribuyen en cada nivel. Por lo tanto, a fin de hacer una evaluación significativa de la incertidumbre total en la calibración de una fuente particular en un centro de radioterapia, el usuario necesita conocer las incertidumbres correspondientes en el LSCD y el LPCD a los cuales la calibración es trazable. Es por lo tanto importante tener conocimiento de los sistemas de calibración en cada nivel. El presente reporte provee una descripción de los sistemas usados en los LPCD y recomienda detectores adecuados para la calibración en los LSCD y los hospitales. En particular, en el ámbito de un hospital, el detector debe ser confiable y fácil de usar. Para fuentes de braquiterapia emisoras de fotones, y para algunas de las fuentes de rayos beta, el detector preferido es la cámara de ionización de pozo. Aún cuando estas cámaras son usualmente de construcción robusta, debe realizarse medidas de control de calidad para evaluar el funcionamiento de estas cámaras, de la misma forma que se hace con otros tipos de cámaras de ionización. Un programa tal se describe en la Sección 9.

Desde el punto de vista de trazabilidad a estándares primarios, la calibración de fuentes de alta tasa de dosis (HDR) de  $^{192}\text{Ir}$  es un caso especial. Al momento de preparar este reporte, no hay LPCD que mantenga estándares para esta calidad de radiación. Sin embargo, en varios LPCD se lleva a cabo investigaciones para establecer tales estándares. En este momento, la calibración de estas fuentes está basada en la técnica de interpolación en la cual se usan estándares establecidos para haces externos. Esta técnica provee un nexo para la calibración de fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  de alta tasa (HDR) que liga a estándares primarios que no es tan robusto como en el caso, por ejemplo, de fuentes de braquiterapia de baja tasa (LDR) para  $^{137}\text{Cs}$ .

## 2. CARACTERIZACIÓN DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA

La sección siguiente da las cantidades recomendadas para la especificación de fuentes de braquiterapia. Se da también una discusión de otras cantidades que son útiles en aplicaciones clínicas.

### 2.1. Especificación

#### 2.1.1. Fuentes de rayos gamma

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes gamma es la tasa referencia de kerma en aire, definida por el ICRU [2, 3, 4] como la tasa de kerma a aire, en aire, a una distancia de referencia de un metro, corregida por atenuación y dispersión del aire<sup>1</sup>. Para agujas, tubos y otras fuentes similarmente rígidas, la dirección desde el centro de la fuente al punto de referencia se hará en ángulo recto con el eje longitudinal de la fuente. La unidad SI de referencia de tasa de kerma en aire es  $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$  pero para propósitos de especificación de fuentes es más conveniente usar  $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$  para fuentes de braquiterapia de baja tasa (LDR), pasando a  $\mu\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$  y  $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$  para aplicaciones de alta tasa (HDR).

#### 2.1.2. Fuentes de rayos beta

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos beta es la tasa de referencia de dosis absorbida en agua a una distancia de referencia de la fuente. La distancia de referencia es distinta de un tipo de fuente a otro. Para fuentes planas y cóncavas, la distancia de referencia es 1 mm del centro de la fuente, mientras que para semillas y fuentes lineales es 2 mm en la dirección transversal desde el eje longitudinal de la fuente. Para fuentes de balón, armadura o stent la distancia de referencia es 0.5 mm medidos desde la superficie de la fuente.

TABLA I. ESPECIFICACIÓN DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA Y LOS ESTANDARES DE TRABAJO RECOMENDADOS PARA CALIBRACIÓN EN LOS LSCD Y LOS HOSPITALES

Tipo de fuente	Cantidad primaria	Distancia especificada	Medida desde	Cantidad suplementaria	Estándar de trabajo
Fotones, semillas y líneas	Tasa de referencia de kerma en aire	1 m	Fuente	Ninguna	Cámara de ionización de pozo
Beta, planas y cóncavas	Tasa de referencia de dosis absorbida	1 mm	Superficie	Ninguna	Fuente calibrada
Beta, semillas y líneas	Tasa de referencia de dosis absorbida	2 mm	Centro	Actividad contenida	Cámara de ionización de pozo
Beta, balón armadura y stent	Tasa de referencia de dosis absorbida	0.5 mm	Superficie	Actividad contenida	Cámara de ionización de pozo

<sup>1</sup> En este momento hay una discusión en progreso sobre la definición apropiada de tasa de referencia de kerma en aire. La definición dada en esta publicación está de acuerdo con la dada en los reportes 38 y 58 de ICRU.

Debe reconocerse que las medidas a estas distancias cortas son una tarea difícil. Las distancias se escogen desde el punto de vista de la baja penetración de los rayos beta y su relevancia respecto a aplicaciones clínicas.

## **2.2. Sumario de cantidades de calibración recomendadas**

La Tabla I resume las cantidades recomendadas para la especificación de fuentes de braquiterapia. Las recomendaciones están de acuerdo con las dadas por el ICRU [4].

## **2.3. Otras cantidades importantes**

Si bien la tasa de referencia de kerma a aire y la tasa de referencia de dosis absorbida son suficientes para proporcionar trazabilidad de la calibración de una fuente, es importante que otras cantidades sean especificadas también. Para poder utilizar la información espectral teórica publicada sobre fuentes de braquiterapia, una especificación útil es la pureza de la fuente, por ejemplo, una declaración de la cantidad máxima porcentual de los contaminantes en la fuente. Las siguientes secciones dan algunas cantidades para fuentes de rayos beta que son útiles en aplicaciones clínicas.

### **2.3.1. Fuentes de placa de rayos beta**

#### *2.3.1.1. Dosis a profundidad*

Como una especificación adicional, debe darse la curva de dosis relativa a profundidad en agua en el eje central, preferiblemente en forma numérica, para cada tipo de fuente.

#### *2.3.1.2. Uniformidad de las fuentes*

La uniformidad de las fuentes de placa puede cuantificarse con un parámetro, el cual es igual a la diferencia porcentual entre los valores mínimo y máximo de la tasa de dosis absorbida relativa, determinada a una profundidad de 1 mm en un medio equivalente a agua, en un área específica de la fuente<sup>2</sup>. El valor de este parámetro no debe exceder 20 % [4].

Un mapa de uniformidad o unos cuantos perfiles de dosis a través de la fuente debe estar disponible como parte de las especificaciones de la fuente.

### **2.3.2. Fuentes beta de semilla y alambre**

#### *2.3.2.1. Actividad contenida*

La importancia de la actividad contenida como factor de especificación de la fuente está en la comparación entre técnicas de Monte-Carlo que usan predicción de modelos y medidas dosimétricas. Los cálculos con Monte-Carlo predicen la dosis por historia, donde una historia representa las interacciones que suceden por un solo fotón o electrón emitido. El número de historias puede relacionarse con la actividad contenida usando probabilidades de desintegración y relaciones de ramificación para estructuras de decaimiento complicadas. Así puede decirse que los modelos de Monte-Carlo predicen la tasa de dosis por unidad de actividad contenida. Cuando uno quiere comparar las predicciones de un modelo con las medidas de tasa de dosis con una fuente en particular, uno puede hacerlo sólo si conoce la actividad contenida de la fuente en cuestión.

---

<sup>2</sup> Una definición más precisa se da en Ref. [4].

La actividad contenida de una fuente de rayos beta puede determinarse con una medición destructiva, la cual incluye la disolución de la fuente en un medio líquido que capture toda la actividad contenida en una solución acuosa [5]. Con una dilución adecuada de esta solución, la actividad contenida puede determinarse con un alto grado de exactitud, con una incertidumbre relativa entre 1 a 2% ( $k=1$ ) usando la técnica de centelleo líquido.

La calibración de actividad contenida para una fuente de rayos beta, semilla o alambre, puede ser transferida a una cámara de ionización de pozo proporcionando un método para especificar tales fuentes en términos de actividad contenida en vez de tasa de referencia de dosis absorbida. El uso preferible de esta cantidad es, sin embargo, la conversión de actividad contenida en tasa de referencia de dosis absorbida usando constantes bien establecidas de tasa de referencia de dosis absorbida por unidad de actividad para tipos particulares de fuentes. Estas constantes son obtenidas usando una combinación de cálculos de Monte-Carlo y medidas cuidadosas de tasa de dosis absorbida.

### 2.3.2.2. *Uniformidad de la fuente*

Ha sido recomendado [6] que la uniformidad de fuentes lineales o semillas sea evaluada en términos de tasa de dosis absorbida a una distancia de 2 mm del centro de la fuente tanto longitudinal como perpendicularmente al eje de la fuente (ecuatorial) en un medio equivalente a tejido. Para uniformidad longitudinal se recomienda que la desviación de máximo a mínimo de la tasa de dosis en los 2/3 de la porción central de la longitud activa de la fuente no sea mayor de 20% relativa a la tasa de dosis promedio en esta longitud. Las desviaciones ecuatoriales no deben ser mayores que el 20% en relación al promedio para todos los ángulos.

### 2.3.3. *Balones dilatadores neumáticos o líquidos, armaduras o stents con fuentes de rayos beta*

La cantidad a calibrar recomendada para estas fuentes es la tasa de referencia de dosis absorbida medida a una distancia de 0.5 mm de la superficie de la fuente [4]. Para fuentes de stent, las cuales tienen un alto grado de no-uniformidad aún a esta profundidad, hay muy poca orientación sobre si la cantidad que interesa es la tasa de dosis absorbida máxima o la promedio. Para stents y para fuentes volumétricas en particular, la cantidad actividad contenida (ver arriba) toma una importancia mayor y se puede convertir en la cantidad preferida para la especificación de una fuente. Como las tasas de dosis absorbida para stents son tan bajas, hay dificultades prácticas con medidas de tasa de dosis absorbida con todos los sistemas de detectores excepto los más sensitivos.

## 2.4. **Cantidades obsoletas para fuentes de fotones**

Cantidades tales como masa equivalente de radium y actividad aparente,  $A_{app}$ , son consideradas obsoletas y no se recomiendan para la especificación de fuentes de fotones en braquiterapia. Sin embargo, estas cantidades son ampliamente usadas en la comunidad de braquiterapia. En particular,  $A_{app}$  es usada a menudo por los vendedores para especificar intensidad de las fuentes. También se usa frecuentemente en sistemas viejos de planificación de tratamiento. En tales casos, cuando se necesita convertir de una cantidad a otra, debe usarse un conjunto consistente de factores de conversión (cf. Sección 9).

$A_{app}$  es definida como una cantidad que es matemáticamente derivada de la kerma de referencia en aire la cual es trazable al estándar apropiado. No puede ser determinada

experimentalmente independientemente de la tasa de referencia de kerma en aire [7]. La actividad aparente está relacionada con la tasa de referencia de kerma en aire,  $K_R$ , por

$$A_{\text{app}} = \frac{r_{\text{ref}}^2 K_R}{(\Gamma_{\delta})_K} \quad (1)$$

donde  $(\Gamma_{\delta})_K$  es la constante tasa de kerma en aire<sup>3</sup> y  $r_{\text{ref}}$  es la distancia de referencia de un metro. El valor de la constante tasa de kerma en aire depende de la construcción de la fuente y su encapsulamiento y de la energía de los fotones.

El problema con el uso de  $A_{\text{app}}$  es obvio en la ecuación de arriba ya que diferentes valores de  $(\Gamma_{\delta})_K$  darán diferentes actividades aparentes. En vista de que se han publicado varias constantes de tasa de kerma en aire para muchas fuentes de radioterapia, la falla en definir y aplicar uniformemente  $(\Gamma_{\delta})_K$  podría causar confusiones significativas y errores innecesarios en la ejecución del tratamiento. La actividad aparente no es la actividad contenida y diferirá dependiendo de la construcción de la fuente. El uso de  $A_{\text{app}}$  debe cesar lo más pronto posible.

### 3. DATOS DE LAS FUENTES

#### 3.1. Fuentes de fotones

En esta Sección se dan algunos datos para fuentes de fotones de baja energía usados en aplicaciones en braquiterapia. Una descripción más extensa, incluyendo detalles de construcción y el tipo de aplicación clínica se dan en [4].

La columna de trazabilidad en la Tabla II no significa que, por ejemplo, todas las calibraciones de fuentes de braquiterapia de  $^{125}\text{I}$  son trazables a un LPCD. Hay un crecimiento muy grande del mercado de nuevas fuentes, en particular de emisores de fotones de baja energía, y no todas tienen calibraciones trazables. En este momento, el único LPCD que tiene estándares primarios establecidos para fuentes de fotones de baja energía es el Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST), USA.

TABLA II. DATOS DE FUENTES DE EMISIÓN GAMMA DISCUTIDAS EN ESTE REPORTE

Isótopo	Vida-media (días)	Trazabilidad a un LPCD
$^{125}\text{I}$	59.41	Sí
$^{103}\text{Pd}$	16.99	Sí
$^{192}\text{Ir}$	73.831	Sólo para LDR, no para HDR
$^{137}\text{Cs}$	11019.6	Sí
$^{60}\text{Co}$	1925.4	Sí

<sup>3</sup> El índice  $\delta$  en la constante de tasa de kerma en aire indica que sólo fotones con energías mayores que  $\delta$  son considerados. Fotones con energías por debajo de este límite se asume que son absorbidos en la fuente o en el encapsulado.

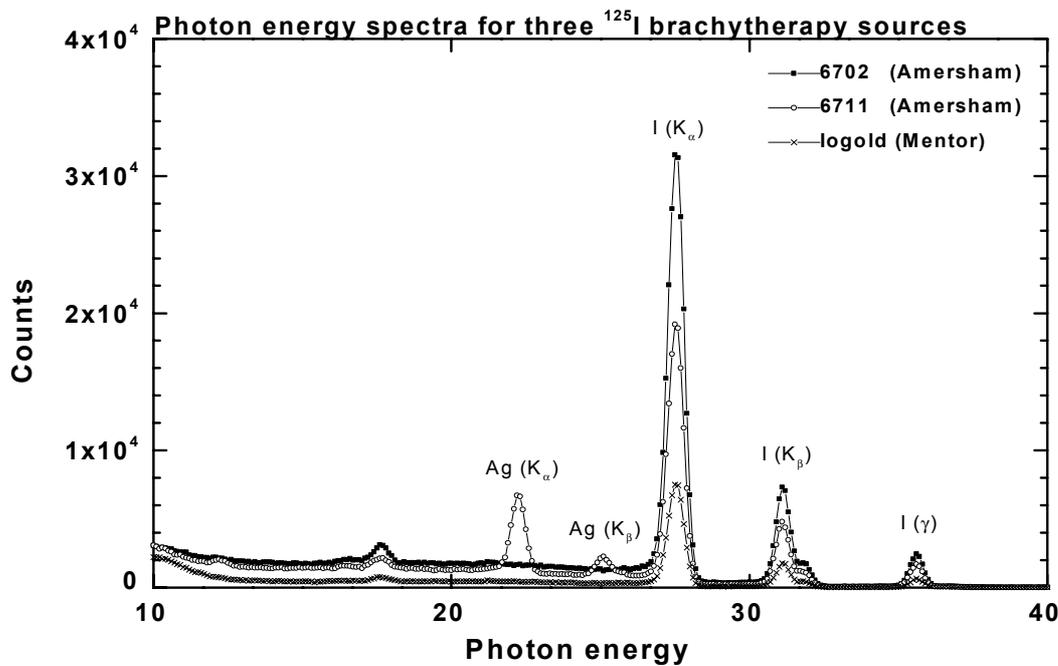


FIG. 1. Espectro de energía de fotones para tres fuentes diferentes de  $^{125}\text{I}$  medido a una distancia de 40 cm con un detector HPGe de alta pureza.

Las características dosimétricas de fuentes de baja energía, tales como  $^{125}\text{I}$  y  $^{103}\text{Pd}$ , son muy sensibles a los detalles geométricos de encapsulado y a la estructura interna de la fuente debido a los efectos de auto-absorción y filtración. Pueden ocurrir diferencias dosimétricas significativas entre distintos modelos de semillas conteniendo el mismo radionucleído a partir de relativamente pequeñas diferencias en las especificaciones de diseño o en los procesos de fabricación. Es importante por lo tanto evaluar individualmente las características dosimétricas de cada nuevo tipo de fuente de braquiterapia emisora de fotones de baja energía (menos de 50 keV).

Debido a la baja energía de los fotones emitidos por este radio-isótopo, y a las diferencias en la construcción de las fuentes, es fácil entender que la energía promedio de los fotones emitidos difiera de una fuente a otra. Claramente, no es posible usar una constante común de tasa de kerma en aire,  $(\Gamma_\delta)_K$ , para estas fuentes para la determinación de la actividad aparente. La Figura 1 muestra un ejemplo de espectro de energía de fotones medido para tres fuentes diferentes de  $^{125}\text{I}$ . Note la presencia de los picos Ag para algunas fuentes.

En este momento hay un número de nuevas fuentes de fotones de baja energía que han aparecido en el mercado. Es inapropiado aplicar las diferentes constantes y funciones (es decir, constantes de tasa de dosis, funciones radiales de dosis, funciones de anisotropía, factores de anisotropía, funciones geométricas) publicadas en el Reporte TG-43 [8] para las fuentes intersticiales de  $^{125}\text{I}$  (Modelos 6711 y 6702 de Amersham) y  $^{103}\text{Pd}$  (Theraseed 200) actualmente disponibles. Antes de aprobar nuevas fuentes selladas de braquiterapia para uso clínico, debe obtenerse una calibración del LPCD y deben determinarse las características dosimétricas de la fuente [9]. Debe completarse al menos uno, y preferiblemente dos, estudios experimentales de distribución de dosis usando un maniquí apropiado. Al menos un estudio debe incluir medidas de tasa de dosis absoluta, y debe haber además, una simulación de Monte-Carlo hecha por un investigador independiente la cual incluya cálculos de la constante de tasa de dosis, esto es, la tasa de dosis a una distancia de 1 cm por unidad de tasa de referencia de kerma en aire. Estos estudios dosimétricos deben compararse entre sí y con datos

relevantes de la literatura. Tomadas en conjunto, las medidas de dosis y los cálculos de Monte-Carlo deberían cubrir un rango suficiente de distancias y ángulos polares tal que las constantes de tasa de dosis, funciones de dosis radial, funciones de anisotropía, factores de anisotropía y constantes de anisotropía puedan ser estimadas sin ambigüedades. Además, debe mantenerse un riguroso sistema de verificación de constancia y exactitud de la calibración del vendedor.

### 3.2. Placas de fuentes beta

Datos físicos sobre fuentes de rayos beta se dan en la Tabla III. Para  $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$ ,  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  y  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  las emisiones de los hijos de corta vida están en equilibrio con la madre de más larga vida. Es más, en estos casos, sólo la energía beta del hijo es importante, porque las partículas de energía relativamente baja de la madre son absorbidas por el encapsulamiento de la fuente.

TABLA III. DATOS FÍSICOS DE FUENTES DE RAYOS BETA

Emisor beta	Energía máxima (MeV)	Energía promedio (MeV)	Vida media (días)	Trazabilidad a un LPCD
$^{133}\text{Xe}$	0.346	0.100	5.243	Sí
$^{32}\text{P}$	1.71	0.695	14.26	Sí
$^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$	2.12 ( $^{188}\text{Re}$ )	0.766 ( $^{188}\text{Re}$ )	69.4 ( $^{188}\text{W}$ )	Sí
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	2.28 ( $^{90}\text{Y}$ )	0.933 ( $^{90}\text{Y}$ )	10512 ( $^{90}\text{Sr}$ )	Sí
$^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$	3.54 ( $^{106}\text{Rh}$ )	1.42 ( $^{106}\text{Rh}$ )	373.6 ( $^{106}\text{Rh}$ )	Sí

Las fuentes planas clínicas de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  tienen diámetros activos de 4 a 9 mm (10 a 13 mm diámetro físico) [10]. Las fuentes cóncavas de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  tienen un diámetro activo de 6 a 18 mm con un radio de curvatura de 10 ó 15 mm. Para  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ , sólo hay disponibles fuentes cóncavas, con diámetros activos de 10 a 23.5 mm y radios de curvatura de 12 a 14 mm. Ejemplos de placas oftálmicas típicas se muestran in la Figura 2.



FIG. 2. Izquierda: Placa ocular de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  aplicada a un maniquí plástico de un ojo. Derecha: Aplicador oftalmológico de  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  con dos agujeros para suturar.

### 3.3. Fuentes de semillas y alambres de rayos beta

En las aplicaciones de braquiterapia intravascular, las lesiones en la arteria coronaria se tratan con partículas beta o con fotones. Las lesiones son usualmente del orden de 2 a 4 cm de longitud en arterias con diámetros de 3 a 5 mm. Esto requiere fuentes lineales de diámetro muy pequeño, menor que 1 mm. Las geometrías típicas incluyen fuentes lineales encapsuladas montadas al extremo de alambres que son insertados y extraídos del punto de tratamiento. Las fuentes lineales pueden construirse también con arreglos lineales de “semillas” que pueden ser colocadas en la lesión bien manualmente o neumáticamente. Los isótopos que se usan para estas fuentes incluyen  $^{32}\text{P}$ ,  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ,  $^{90}\text{Y}$ , y  $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$ . La longitud física de estas fuentes varía pero es generalmente de 2 a 6 cm para cubrir la lesión adecuadamente. Está siendo investigado el uso de fuentes de alambres más cortos movidos en segmentos para tratar lesiones más largas.

### 3.4. Fuentes de rayos beta de balón, armadura y stent

Al igual que con semillas y fuentes lineales, los balones con líquidos o gases radioactivos están siendo investigados para usarse en el tratamiento de lesiones coronarias y arteriales periféricas. Los isótopos que están siendo considerados incluyen  $^{32}\text{P}$ ,  $^{188}\text{Re}$  (líquido) y  $^{133}\text{Xe}$  (gas). Los datos físicos para estos isótopos se incluyen en la Tabla III. Las longitudes de balones en uso están en concordancia con las medidas estándar de balones angioplásticos, los cuales varían de 2 a 4 cm en longitud y 2.5 a 3.5 mm de diámetro. Una preocupación con el uso de estas fuentes es la posibilidad de ruptura de un balón que permitiera que se riegue fluido radioactivo en el flujo sanguíneo, o peor aún, la creación de una burbuja de gas si hay una ruptura de un balón lleno de gas. Existe también la preocupación de contaminación, lo cual es la razón por la que se prefiere fuentes de corta vida para esta aplicación. Otro elemento adicional es la presencia de medio radioactivo a lo largo del catéter, y la correspondiente dificultad para evaluar la cantidad de actividad en el balón versus la que permanece en el catéter.

Una forma alternativa de depositar la dosis con una fuente de balón es usar un balón con una capa radioactiva, lo cual da como resultado una fuente de armadura cilíndrica. El único isótopo que ha sido empleado de esta manera es el  $^{32}\text{P}$ . La ventaja de este tipo de fuente es que la actividad está localizada muy cerca del blanco, y por lo tanto se requiere menos actividad contenida para alcanzar la tasa de dosis deseada que con una fuente lineal o volumétrica. Sin embargo, como la encapsulación de tal fuente es mínima existe preocupación por la integridad de la fuente.

Un caso especial de fuentes de armadura es un stent radioactivo, del cual el único ejemplo en la actualidad también usa  $^{32}\text{P}$ . Como un stent normal no radioactivo, la fuente de stent se aplica como implante permanente, lo cual lo hace atractivo como fuente para los cardiólogos intervencionales. Cantidades muy modestas, del orden de 1  $\mu\text{Ci}$ , han probado ser efectivas en estudios con animales; sin embargo los resultados en estudios clínicos con humanos han sido hasta el momento desconsoladores y se está investigando con actividades mayores. Como la actividad está distribuida en la superficie o dentro de la estructura del stent con forma de armazón, la distribución de dosis en la vecindad de la fuente es altamente no uniforme.

## 4. ESTÁNDARES PRIMARIOS

### 4.1. Estándares de referencia

#### 4.1.1. Estándares para $^{137}\text{Cs}$ , $^{60}\text{Co}$ , $^{192}\text{Ir}$ (LDR): Cámara de cavidad esférica

La calibración de fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$  en términos de kerma en aire está basada usualmente en medidas con una serie de cámaras de ionización de cavidad de grafito que sirven como estándar primario de exposición (más tarde tasa de kerma en aire) [11]. En el NIST (inicialmente conocido como Buró Nacional de Estándares, NBS) fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$  fueron calibradas en aire a distancias menores a 1 m, y las lecturas fueron corregidas por atenuación en aire, equilibrio electrónico y dispersión en la habitación. Estas fuentes calibradas fueron después usadas como estándares de trabajo para la calibración de fuentes desconocidas del mismo tipo usando el método de sustitución con una cámara de ionización de aluminio de 2.8 litros a distancias entre 0.5 y 1 m. Los detalles de este procedimiento de calibración y una lista de los tipos de fuentes que pueden calibrarse se da en [12].

Las semillas de  $^{192}\text{Ir}$  de baja tasa (LDR) fueron calibradas en NIST [13] usando la misma cámara de ionización de cavidad de grafito tal como son usadas para las fuentes de mayor vida media descritas arriba. El procedimiento consistía en usar un grupo grande de fuentes LDR para proveer señal adecuada para la cámara usada de cavidad relativamente insensible. Las semillas calibradas fueron entonces medidas individualmente en una cámara re-entrante de ionización de aluminio de 3.44 litros lo cual transfirió la calibración a este dispositivo. El estándar de trabajo es entonces la cámara re-entrante. Esta calibración se hizo sólo para dos tipos de fuentes LDR. Otros tipos adicionales de semillas requerirían una calibración adicional del tipo descrito por Loftus [13].

#### 4.1.2. $^{192}\text{Ir}$ de alta tasa de dosis

En este momento no hay estándares primarios disponibles para  $^{192}\text{Ir}$  de alta tasa (HDR). La energía promedio de una fuente de braquiterapia de  $^{192}\text{Ir}$  es un valor no cubierto entre los estándares que han sido establecidos en los LPCD. La trazabilidad a estándares primarios se mantiene en este caso calibrando una cámara de ionización apropiada en los campos de referencia para radiación X (ISO serie restringida) [14], de radiación de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ . La cámara recibe entonces un factor de calibración para el espectro de  $^{192}\text{Ir}$ . Este procedimiento, como se lleva a cabo en el LPCD de Alemania, Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) [15], consiste en la evaluación de toda la función de calibración de la cámara de ionización entre 20 keV la radiación de  $^{60}\text{Co}$ , y una interpolación subsiguiente para las líneas de emisión de  $^{192}\text{Ir}$  ponderadas por su probabilidad de emisión. Como la respuesta de una cámara de ionización es determinada usando radiación X en lugar de radiación monoenergética, la función de respuesta obtenida con rayos X tiene que ser desconvolucionada a una función monoenergética antes de la interpolación del factor de calibración. Un pre-requisito para el método de desconvolución es el conocimiento de la distribución espectral de fotones de la radiación X usada para la calibración [15]. La incertidumbre de este procedimiento depende fuertemente de la variación de la función de respuesta con la energía para la cámara de ionización usada. Para una cámara de 1000 cm<sup>3</sup> LS-01 la incertidumbre relativa total es 1.5% (k=1). Esta calibración fue hecha sólo para un tipo de fuente HDR; otros tipos adicionales de fuentes requerirían una calibración adicional.

#### **4.1.3. Fuentes de fotones de baja energía: Cámara de aire libre de ángulo amplio (WAFAC)**

En este momento sólo NIST puede proveer calibraciones de referencia de tasa de kerma en aire para fuentes de fotones de baja energía de  $^{125}\text{I}$  y  $^{103}\text{Pd}$ . La calibración es realizada con el sistema WAFAC desarrollado por Loevinger [16]. En el nuevo procedimiento de calibración son filtrados los rayos X característicos del encapsulamiento de Titanium<sup>5</sup>. Estos rayos X, con energía de sólo 4.5 keV, no tienen ningún efecto en la dosis a tejido a una distancia típica de tratamiento de alrededor de 1 cm. Por otro lado, los rayos X característicos tienen un efecto significativo (aproximadamente 10%) en la señal de calibración.

Antes de Enero de 1999, cuando el sistema WAFAC fue puesto en servicio, el efecto de los rayos X característicos en la calibración no era tomado en cuenta. Por lo tanto esto ha resultado en un cambio en las calibraciones de braquiterapia de fuentes de  $^{125}\text{I}$ . La cámara WAFAC está siendo usada para establecer calibraciones para las múltiples fuentes nuevas de  $^{125}\text{I}$  y  $^{103}\text{Pd}$  que están siendo introducidas al mercado. Estas fuentes con calibración estándar están siendo transferidas a los LSCD (en los EEUU, Laboratorios Acreditados de Calibración Dosimétrica, (ADCL)) para calibrar las cámaras de ionización de pozo de los usuarios. El sistema WAFAC se discute en detalle en la Ref. [4].



*FIG. 3. Cámara de aire libre de ángulo amplio en NIST.*

<sup>5</sup> El material de encapsulado más común en fuentes de baja energía de fotones.

#### 4.1.4. Fuentes de rayos beta: Cámara de extrapolación

La cámara de extrapolación es un estándar primario para la determinación de tasa de dosis absorbida de fuentes de rayos beta. Los detalles de construcción y funcionamiento operacional de las cámaras de extrapolación se dan en la Ref. [4]. Con una construcción adecuada puede usarse para todos los tipos de fuentes beta excepto las fuentes de placas cóncavas.

Las fuentes cóncavas no pueden calibrarse con exactitud con la cámara de extrapolación debido a su geometría, la que no permite la colocación de la fuente suficientemente cerca de la cámara. Para fuentes de placa cóncavas, por lo tanto, debe buscarse una adaptación al detector calibrado.

La cámara de extrapolación es básicamente una cámara de placas paralelas llena de aire donde puede variarse la distancia entre el alto voltaje y los electrodos colectores (separación de aire). La tasa de dosis absorbida es determinada con medidas de corriente para una serie de separaciones; los valores de corriente como función de la separación se ajustan para determinar una pendiente de estos datos en el límite de separación cero. La tasa de dosis absorbida en agua está dada por la relación de Bragg-Gray

$$D_w = \frac{(W/e) \cdot S_{air}^{water}}{\rho_0 a} (\Delta I / \Delta \ell)_{\ell \rightarrow 0} k_{back} \quad (2)$$

donde  $(W/e)$  es la energía promedio en joules necesaria para producir un coulomb de carga de cualquier signo en aire seco ( $33.97 \pm 0.05 \text{ JC}^{-1}$ ),  $S_{air}^{water}$  es la relación entre el poder de frenado másico promedio por colisión del agua entre el de aire,  $\rho_0$  es la densidad del aire a la temperatura y presión de referencia,  $a$  es el área del electrodo colector,  $(\Delta I / \Delta \ell)_{\ell \rightarrow 0}$  es la tasa de cambio de la corriente corregida (normalizada a la temperatura y presión de referencia) con la separación de aire de la cámara de extrapolación cuando la separación tiende a cero, y  $k_{back}$  es el factor de corrección que toma en cuenta la diferencia en retrodispersión entre el electrodo colector y el agua.

El área,  $a$ , del electrodo colector usado es de importancia crítica, porque se necesita conocer con exactitud esta área para determinar la tasa de dosis de las medidas de corriente, y ésta es la superficie en la que la dosis medida será promediada efectivamente. Es también importante que el área del electrodo colector sea más pequeña que el campo de radiación que se mide, para que el área donde se promedia la medida esté determinado por el electrodo colector y no por el campo de radiación.

Para una medida exacta de la tasa de referencia de dosis absorbida para aplicadores planos de rayos beta, se recomienda un diámetro del electrodo colector de alrededor de 4 mm como un compromiso entre el requerimiento de una medida puntual y la incertidumbre en la determinación del volumen de colección. Al no haber corrección por el efecto de divergencia del campo de radiación, se recomienda que el rango usado de separaciones de aire se mantenga debajo de 0.2 mm o menos. Un modelo que toma en cuenta los efectos de divergencia está en desarrollo [17]. Debe emplearse un número suficiente de separaciones de aire para establecer el carácter funcional de la corriente versus la dependencia de la separación de aire. Otros requerimientos en la cámara de extrapolación y la técnica de medidas, incluyendo detalles de los diferentes factores de corrección, se discute en la Ref. [4].

La cámara de extrapolación ha sido usada en NIST para determinar la tasa de referencia de dosis absorbida de una fuente de semilla o alambre emisora de rayos beta [18]. Para estas medidas la fuente es insertada en un agujero en un bloque de plástico equivalente a tejido con el centro de la fuente a una distancia de 2 mm de la superficie del bloque. A esta profundidad, el campo de radiación de una semilla o un alambre es tal que se puede usar un electrodo colector de diámetro de 1 mm para medir tasa de dosis absorbida. Hay problemas con este método, principalmente debidos a una incertidumbre inaceptablemente grande, aproximadamente  $\pm 7.5\%$  ( $k=1$ ) la cual debe ser asignada a la técnica de medición debido a:

- El área de colección efectiva de la cámara de extrapolación.
- El efecto de divergencia de la pequeña geometría fuente/colector.

Por esta razón, es posible que para la calibración de fuentes de rayos beta de braquiterapia de tipo semilla y alambre tenga que usarse el método de detector calibrado, descrito en la Sección 8.

## **4.2. Estándares de trabajo**

Para calibraciones rutinarias de fuentes de braquiterapia en los LPCD, las medidas complicadas y elaboradas con cámaras de cavidad, WAFAC o cámaras de extrapolación no son siempre viables. Como estándares de trabajo para calibraciones de rutina, detectores apropiados calibrados se usan también a nivel de los LPCD. Como se describe arriba, un estándar de trabajo para fuentes de  $^{60}\text{Co}$  y  $^{137}\text{Cs}$  puede ser una cámara de ionización de volumen grande (ver 4.1.1). Para fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  y de fotones de baja energía y para fuentes de partículas beta usadas en braquiterapia intravascular, la cámara de ionización de pozo es el instrumento estándar de trabajo aceptado. Para fuentes de placas de rayos beta, hay varias posibilidades disponibles como se describe en la Sección 8. Las consideraciones generales y la guía práctica en cuanto a medidas no difiere de aquellas que son apropiadas para calibraciones a nivel de LSCD.

## **5. CALIBRACIÓN A NIVEL DE LSCD Y HOSPITAL**

### **5.1. Establecimiento de estándares para fuentes de fotones e intravasculares**

#### ***5.1.1. Trazabilidad en las calibraciones en los LSCD***

El detector recomendado para la calibración de todas las fuentes de fotones de braquiterapia en los LSCD, al igual que para la calibración de fuentes beta intravasculares, es una cámara de pozo calibrada apropiadamente. Para los LSCD el método preferido para trazabilidad de las calibraciones de fuentes es tener la cámara de pozo calibrada contra el estándar primario del LPCD. Sin embargo, debido a razones prácticas pueden usarse, como alternativa, las calibraciones en un ADCL o en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA, las cuales son trazables a un LPCD. Esta calibración debe hacerse para cada radionucleído y para cada tipo de fuente a usar.

#### ***5.1.2. Trazabilidad de las calibraciones en hospitales***

Se recomienda que las fuentes de fotones de braquiterapia y las de rayos beta intravasculares sean calibradas con una cámara de pozo apropiadamente calibrada. Para la trazabilidad, entre el hospital y el LSCD, la cámara de pozo debe ser calibrada en un LSCD (o ADCL).

## 5.2. Mantenimiento de estándares para fuentes de fotones y fuentes intravasculares

Para el mantenimiento de estándares, las cámaras de pozo deben recalibrarse regularmente (para intervalos de calibración recomendados ver la Sección 7.1.6). Las recalibraciones para calidades de  $^{137}\text{Cs}$  pueden hacerse en un LPCD apropiado o en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA. Para recalibraciones regulares de todos los radionucleídos, es posible que los LSCD no puedan enviar sus cámaras de pozo al LPCD apropiado, aunque esto es deseable. En este caso, la trazabilidad puede mantenerse recalibrando la cámara de pozo con fuentes de larga vida ( $^{137}\text{Cs}$  por ejemplo) y realizar verificaciones adicionales de constancia a energías más bajas. En particular, para calidad de  $^{192}\text{Ir}$ , el mantenimiento puede hacerse como se describe más abajo.

## 5.3. Mantenimiento de estándares para calidad de $^{192}\text{Ir}$

Se ha mencionado antes que las cámaras de pozo de los LSCD deben recalibrarse para todas las calidades para las que son usadas. Sin embargo, este enfoque puede que no sea posible para todos los LSCD por lo que a continuación se describe un método alternativo<sup>6</sup>.

El complicado espectro de energía de la alta tasa de  $^{192}\text{Ir}$  incluye unas 40 energías que están entre 50 keV y 700 keV con una energía promedio de 397 keV. Deben realizarse verificaciones de la respuesta de la cámara de pozo a las energías extremas, esto es, 50 keV y 700 keV. Si la respuesta de la cámara no cambia significativamente con el tiempo a estas energías podría concluirse que el factor de calibración de la cámara para  $^{192}\text{Ir}$  HDR se mantiene invariable. En la práctica, es posible usar fuentes de verificación de  $^{241}\text{Am}$  (energía promedio 60 keV) y Cs-137 (energía promedio 661 keV) para este propósito.

Es claro que el método no tiene la más alta calidad metrológica, pero es lo mejor posible con respecto a las restricciones que pueden existir en algunos LSCD. Puede notarse que la situación es similar a la de dosimetría de un haz externo, las cámaras de ionización son calibradas a menudo para calidad de Co-60 solamente pero son frecuentemente usadas en otras calidades.

Las conclusiones hechas arriba están apoyadas en resultados obtenidos en el ADCL de la Universidad de Wisconsin, USA [19]. Las cámaras de pozo, como se las describe en este reporte, han probado su estabilidad a lo largo del tiempo. Calibrándolas cada 2 años con fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  HDR, algunos tipos de cámaras (Standard Imaging HDR 1000+) han mostrado mantener el mismo factor de calibración dentro de  $\pm 0.5\%$  [19]. Tres de tales cámaras que han tenido seguimiento por un período de diez años han exhibido factores de calibración que han permanecido constantes dentro de  $\pm 0.3\%$ . La variación de cámara a cámara de la relación entre la calibración para fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  HDR y  $^{137}\text{Cs}$  ó  $^{60}\text{Co}$  ha mostrado una constancia dentro de  $\pm 0.5\%$  [20]. Por estas razones una solución práctica para verificar el factor de calibración para una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  HDR de una cámara de pozo es que el físico monitoree la respuesta de la cámara a lo largo de su vida poniendo la energía promedio de la fuente de  $^{192}\text{Ir}_{\text{HDR}}$  de 397 keV entre las fuentes sugeridas de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{241}\text{Am}$ . El mismo principio puede aplicarse a la verificación del factor de calibración para fuentes de fotones de baja energía, siempre que se use también una fuente de baja energía de larga vida para verificar la constancia de la cámara. Para fuentes de braquiterapia de partículas beta, verificaciones de constancia pueden realizarse bien con fuentes de fotones o con una fuente de partículas beta de larga vida (por ejemplo  $^{90}\text{Sr}$ ).

---

<sup>6</sup> Alternativamente, la técnica de medida en aire libre descrita en la Sección 6 puede usarse para calibrar una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  HDR la cual a su vez puede usarse para calibrar una cámara de pozo. Este método puede también ser considerado como una verificación útil de redundancia de la calibración de la cámara de pozo.

#### **5.4. Establecimiento y mantenimiento de estándares para fuentes beta planas y cóncavas**

Para fuentes de rayos beta planas y cóncavas usadas en braquiterapia oftalmológica, puede establecerse un estándar con la calibración de una fuente plana de larga vida (por ejemplo  $^{90}\text{Sr}$ ) a nivel del LPCD. Esta fuente calibrada sirve entonces como estándar local para la calibración de otros dispositivos, discutidos en la Sección 8. A menos que haya evidencia de daño obvio a la fuente, o de cambios en la emisión (diferentes al decaimiento) la calibración no se necesita repetir más en un LPCD. El método de sustitución debe usarse para la calibración de fuentes planas desconocidas. Para fuentes cóncavas deben usarse los métodos descritos en [21].

#### **5.5. Comentarios sobre los límites de constancia de las cámaras de pozo**

La estabilidad de la señal de una cámara de pozo debe verificarse al menos 4 veces al año. Como guía práctica sobre la constancia de la respuesta de una cámara de pozo, se pueden usar los siguientes límites: si el factor de calibración de recalibraciones para  $^{137}\text{Cs}$  y las verificaciones periódicas de constancia, permanecen los similares dentro de  $\pm 1\%$  para fuentes de fotones de alta energía, o dentro de  $\pm 1.5\%$  para fuentes de fotones de baja energía, o dentro de  $\pm 3\%$  para fuentes de partículas beta, puede asumirse razonablemente que el factor de calibración para otras fuentes no ha cambiado.

Si durante las verificaciones de constancia de las cámaras de pozo, se observa que su respuesta cambia más que los límites dados anteriormente, es recomendable una recalibración.

#### **5.6. Electrómetros a ser usados**

El rango de la corriente medida en la calibración de fuentes de braquiterapia es muy amplio dependiendo de qué tipo de cámara de ionización se usa. Las siguientes recomendaciones cubren tanto medidas con cámaras de pozo como calibraciones que usan la técnica de medidas libres en aire. Las cámaras de pozo se caracterizan por una corriente relativamente alta en el rango de nA, mientras que para medidas libres en aire (ver Sección 6), la corriente es usualmente muy baja en el rango de pA.

Los requerimientos de IEC 60731 pueden usarse como guía para las características deseables de los electrómetros usados para estas medidas. Deben además ser capaces de medir corrientes tan altas como 200 nA para fuentes de alta tasa y tener una resolución en la señal de 0.1%. Para fuentes de baja tasa la resolución de la señal debe ser 10 fA o menos; esto puede lograrse con algunos electrómetros con una resolución de carga de 0.2 pC cuando se usan en la modalidad de integración de carga. Puede ser necesario tener dos electrómetros para cubrir el rango completo de fuentes de braquiterapia a calibrar. Debe tenerse cuidado pues algunos electrómetros comúnmente usados para medidas de haces externos pueden saturarse a corrientes muy por debajo de 100 nA.

## **6. CALIBRACIÓN USANDO TÉCNICA DE MEDIDAS LIBRES EN AIRE**

### **6.1. General**

Esta sección describe un método para calibrar una fuente de fotones de ‘alta energía’ usando una técnica de calibración libre en aire. El método no puede ser usado para  $^{125}\text{I}$  ó  $^{103}\text{Pd}$  debido a la baja energía de los fotones emitidos por estas fuentes de braquiterapia. Algunas de las razones para considerarlas inapropiadas son:

- La incertidumbre del factor de calibración de kerma en aire para una cámara con cavidad de aire a estas energías de fotones tan bajas es inaceptablemente alta.
- En general, la fuente de fotones de baja energía no tiene suficiente tasa de referencia de kerma en aire para medidas en aire. En combinación con una corriente de fuga posiblemente alta, tales medidas están sujetas a una incertidumbre grande.
- La humedad del aire puede afectar la atenuación de los fotones de baja energía, afectando por tanto la corriente medida más de lo que ocurre en medidas, por ejemplo, con fuentes de braquiterapia de  $^{192}\text{Ir}$ .

Para nucleídos de larga vida, es posible mantener una fuente como el estándar de trabajo. Recalibraciones subsiguientes de cámaras de ionización de pozo pueden por lo tanto hacerse usando la fuente calibrada. Este es el método de preferencia, por ejemplo, para fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  LDR. Para nucleídos de corta vida, por otro lado, no es posible mantener una fuente como estándar y son necesarias por lo tanto calibraciones frecuentes de nuevas fuentes. El propósito de la calibración libre en aire de una fuente de braquiterapia, es calibrar una fuente la cual a la vez pueda usarse para calibrar la cámara de pozo. Otro objetivo puede ser como verificación redundante de la calibración de una cámara de pozo.

## 6.2. Formalismo para tasa de referencia de kerma en aire

La tasa de referencia de kerma en aire es una cantidad especificada a la distancia de 1 m. La medida directa a 1 m, sin embargo, no es siempre práctica debido a señales bajas y a las corrientes de fuga posiblemente altas de las cámaras de ionización usadas. La tasa de referencia de kerma en aire,  $K_R$ , puede determinarse de medidas hechas en aire libre usando la ecuación:

$$K_R = N_K \cdot (M_u/t) \cdot k_{\text{air}} \cdot k_{\text{scatt}} \cdot k_n \cdot (d/d_{\text{ref}})^2 \quad (3)$$

donde

- $N_K$  es el factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización a esa energía de fotones;
- $M_u$  es la carga colectada medida durante el tiempo  $t$  y corregida por temperatura y presión ambiente, pérdidas de recombinación y efectos de tránsito durante la transferencia de la fuente en el caso de sistemas de carga diferida;
- $k_{\text{air}}$  es el factor de corrección por atenuación de los fotones primarios por el aire entre la fuente y la cámara;
- $k_{\text{scatt}}$  es la corrección por la radiación dispersada por las paredes, el piso, el arreglo de la medición, el aire, etc.;
- $k_n$  es el factor de corrección por no-uniformidad, tomando en cuenta la fluencia electrónica no uniforme dentro de la cavidad de aire;
- $d$  es la distancia de la medida, esto es, la distancia entre el centro de la fuente y el centro de la cámara de ionización;
- $d_{\text{ref}}$  es la distancia de referencia de 1 m.

Debe notarse que la ecuación (3) produce la tasa de referencia de kerma en aire en el día de la medida. Si la tasa de kerma en aire se desea en otro día, es necesaria una corrección adicional por el decaimiento de la fuente.

### 6.3. Cámaras de ionización a usarse

Para fuentes de alta tasa, pueden usarse cámaras de ionización con volúmenes mayores que  $0.5 \text{ cm}^3$  (por ejemplo, cámara Baldwin-Farmer  $0.6 \text{ cm}^3$ ). Para fuentes de baja tasa, pueden necesitarse cámaras de ionización de mayor volumen, hasta unos  $1000 \text{ cm}^3$ , para obtener una señal suficiente. Para cámaras muy grandes, la incertidumbre de los factores de corrección por no uniformidad aumenta [22] haciendo poco práctico el uso de la cámara. Para calibraciones de  $^{192}\text{Ir}$  se recomienda usar cámaras que tengan una variación en el factor de calibración de kerma en aire menor que 5% entre  $^{60}\text{Co}$  y 60 keV.

### 6.4. Calibración de kerma en aire de cámaras de ionización

La conversión de la lectura de la cámara de ionización,  $M_u$ , en la Ecuación (3), a tasa de referencia de kerma en aire requiere que la cámara esté calibrada en términos de kerma en aire para la energía de fotones real de la fuente de braquiterapia. Para calibraciones de fuentes de  $^{60}\text{Co}$  y  $^{137}\text{Cs}$  la calibración se realiza en haces de fotones a estas calidades.

La calibración de la cámara de ionización para  $^{192}\text{Ir}$  no es tan simple porque ninguno de los LPCD ha establecido estándares para el uso de cámaras de ionización de dedal para  $^{192}\text{Ir}$  HDR y sólo algunos tienen estándares para algunas de las fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  LDR. Es por lo tanto necesario obtener el factor de calibración de kerma en aire para la cámara de ionización usando un método indirecto. Usando el método de interpolación basado en la determinación de la función de respuesta de la cámara, como se describe en la Sección 4.1.2, un LPCD (PTB) puede proveer un factor de calibración para  $^{192}\text{Ir}$  HDR. Otra opción para los LSCD es un método más simple basado en la técnica desarrollada por Goetsch et al. [23]. Fue desarrollada originalmente para calibración de cámaras de ionización para uso subsiguiente en dosimetría de  $^{192}\text{Ir}$  HDR, pero puede usarse también en la calibración de fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  LDR.

El principio propuesto por Goetsch es calibrar la cámara para una calidad de rayos X apropiada y en un haz de  $^{137}\text{Cs}$ , ó  $^{60}\text{Co}$  si no hay  $^{137}\text{Cs}$ . Con el conocimiento de los factores de calibración de kerma en aire para estas dos energías, el factor de calibración de kerma en aire para  $^{192}\text{Ir}$  se obtiene por interpolación. Este método requiere que el espesor total de la pared sea el mismo para cada calidad de calibración [23].

La energía promedio pesada por kerma en aire de una fuente de braquiterapia de  $^{192}\text{Ir}$  es 397 keV [24, 25]. Un haz típico de rayos X que puede usarse para calibración en los LSCD es 250 kV, con filtración adicional de 1.0 mm Al y 1.65 mm Cu, y una capa hemirreductora de 2.50 mm Cu. Haces similares a éste deben usarse para la determinación del factor de calibración de kerma en aire para la porción de energía más baja. Los laboratorios primarios pueden proveer factores de calibración de kerma en aire para estas calidades de haz y las cámaras de estándar secundario pueden calibrarse a estas energías. De manera alternativa los LSCD pueden optar por calibrar las cámaras de estándar secundario a estas mismas energías. En este reporte, el haz de rayos X a que se hace referencia es el de 250 kV discutido arriba.

#### 6.4.1. Punto de calibración para $^{137}\text{Cs}$

La pared de la cámara de ionización debe ser lo suficientemente gruesa para bloquear todos los electrones que emanan de la fuente o la cápsula, y proveer equilibrio de partículas cargadas para los electrones secundarios de la energía más alta presentes en el haz de  $^{137}\text{Cs}$ . El espesor total de pared requerido (pared interior y capuchón) es  $0.36 \text{ g/cm}^2$ .

Los factores de calibración de kerma en aire,  $N_K$ , tanto para el haz de  $^{137}\text{Cs}$  como el haz de rayos X deben ser determinados con el capuchón (pared equivalente) en posición para ambos haces. Los factores de calibración medidos dan el kerma en aire por unidad de carga para la cámara incluyendo la atenuación del capuchón. Debido a la técnica de interpolación [23], deben tomarse en cuenta la atenuación del capuchón y los efectos de dispersión de la pared de la cámara. Por tanto, se introduce el factor llamado A-wall,  $A_w$ .

La respuesta de la cámara sola,  $N_{ch}$ , está dada por:

$$N_{ch} = N_K A_w \quad (4)$$

El factor de calibración para  $^{192}\text{Ir}$  puede entonces obtenerse por interpolación entre los factores  $N_{ch}$  para las dos energías que lo enmarcan usando la siguiente ecuación:

$$A_{w,Ir} N_{K,Ir} = [A_{w,250\text{kV}} N_{K,250\text{kV}} + A_{w,Cs} N_{K,Cs}] / 2 \quad (5)$$

donde  $N_{K,Ir}$ ,  $N_{K,250\text{kV}}$  y  $N_{K,Cs}$  son los factores de calibración de kerma en aire para calidades de  $^{192}\text{Ir}$ , rayos X de 250 kV y  $^{137}\text{Cs}$ , respectivamente, y  $A_{w,Ir}$ ,  $A_{w,250\text{kV}}$  y  $A_{w,Cs}$  son los factores A-wall correspondientes. Si  $N_{K,250\text{kV}}$  y  $N_{K,Cs}$  no difieren en más de 10%, lo cual es el caso usualmente, entonces la ecuación para  $N_{K,Ir}$  puede escribirse como [23]:

$$N_{K,Ir} = (1 + x) [N_{K,250\text{kV}} + N_{K,Cs}] / 2 \quad (6)$$

donde  $x = 0.0037 \cdot (t / 9.3 \cdot 10^{22})$  para un espesor de pared de  $t$  electrones/cm<sup>2</sup>.

Si no hay disponible un espesor total de pared de  $0.36 \text{ g/cm}^2$ , puede usarse un capuchón para  $^{60}\text{Co}$  en su lugar. La diferencia en el factor de calibración  $N_{K,Ir}$  usando estos espesores de pared diferentes es alrededor de 0.5%.

#### 6.4.2. Punto de calibración para $^{60}\text{Co}$

En el caso de no haber haz de energía de  $^{137}\text{Cs}$  en el LSCD, puede usarse un haz de  $^{60}\text{Co}$  como el punto de alta energía usando el capuchón de equilibrio electrónico apropiado y el espesor de pared para  $^{60}\text{Co}$ ,  $0.5 \text{ g/cm}^2$ . Este espesor debe usarse también en la calibración del haz de rayos X de 250 kV. El método para la determinación del factor de calibración  $N_{K,Ir}$  es similar al descrito arriba excepto que el peso relativo de los factores de calibración de kerma en aire es diferente.

Los factores de interpolación pesados están dados por las siguientes ecuaciones:

$$f_{w,250\text{kV}} = \left| \frac{\overline{h\nu}_{Ir} - \overline{h\nu}_{Co}}{\overline{h\nu}_{Co} - \overline{h\nu}_{250\text{kV}}} \right| = 0.8 \quad \text{y} \quad f_{w,Co} = \left| \frac{\overline{h\nu}_{Ir} - \overline{h\nu}_{250\text{kV}}}{\overline{h\nu}_{Co} - \overline{h\nu}_{250\text{kV}}} \right| = 0.2 \quad (7)$$

donde  $\overline{h\nu}_{Ir}$  y  $\overline{h\nu}_{Co}$  son las energías promedio pesadas por kerma en aire para rayos gamma de  $^{192}Ir$  y rayos gamma de  $^{60}Co$ , respectivamente, y  $\overline{h\nu}_{250kV}$  representa la energía efectiva<sup>7</sup> (131 keV) del haz de rayos X de 250 kV. Esto resulta en la siguiente ecuación para  $N_{K,Ir}$  con los valores pesados de kerma en aire [26]:

$$N_{K,Ir} = (0.8 \cdot A_{w,250kV} N_{K,250kV} + 0.2 \cdot A_{w,Co} N_{K,Co}) / A_{w,Ir} \quad (8)$$

La Tabla IV incluye factores  $A_w$  para diferentes cámaras de ionización. Si la cámara en uso no está listada en la tabla, entonces a  $A_w$  puede dársele el valor de 1.000 para cada energía en la Ecuación (8), y el factor de calibración está determinado por

$$N_{K,Ir} = 0.8 \cdot N_{K,250kV} + 0.2 \cdot N_{K,Co} \quad (9)$$

En particular, para calibraciones de fuentes de  $^{192}Ir$  LDR usando la técnica de medida libre en aire, debe usarse una cámara de ionización de volumen grande. Tales cámaras no están incluidas en la Tabla IV y en consecuencia, para esos casos se usará la ecuación (9).

TABLA IV. FACTORES  $A_w$  CALCULADOS CON MONTE-CARLO PARA DIFERENTES CAMARAS DE IONIZACIÓN PARA RAYOS X DE 250 kV,  $^{192}Ir$  Y  $^{60}Co$ . LAS INCERTIDUMBRES (UNA DESV. ESTANDAR) SON <0.1% DE LOS VALORES DE [27]

Cámara de Ionización	Longitud/radio de cavidad (mm)	Material de pared/ Espesor $gcm^{-2}$	Material capuchón/espesor $gcm^{-2}$	$A_{w,250kV}$	$A_{w,^{192}Ir}$	$A_{w,^{60}Co}$
Capintec 0.65 cm <sup>3</sup> PR-06C Farmer	22.3 / 3.2	C552 / 0.050	C552 / 0.924	0.998	0.980	0.984
Capintec 0.65 cm <sup>3</sup> PR-06C Farmer	22.3 / 3.2	C552 / 0.050	Poliest. / 0.537	0.997	0.986	0.990
Capintec 0.65 cm <sup>3</sup> PR-06C Farmer	22.3 / 3.2	C552 / 0.050	PMMA / 0.547	0.992	0.984	0.989
Capintec 0.6 cm <sup>3</sup> PR-05P AAPM	23.8 / 3.3	Grafito / 0.046	PMMA / 0.625	0.995	0.986	0.986
Exradin 0.5 cm <sup>3</sup> A2 (2mm cap.)	11.4 / 4.8	C552 / 0.176	C552 / 0.352	0.986	0.978	0.984
Exradin 0.5 cm <sup>3</sup> A2 (4mm cap.)	11.4 / 4.8	C552 / 0.176	C552 / 0.712	0.989	0.973	0.976
Exradin 0.5 cm <sup>3</sup> P2 (4mm cap.)	11.4 / 4.8	Poliest./0.105	Poliest. / 0.420	0.986	0.982	0.988
Exradin 0.5 cm <sup>3</sup> T2 (4mm cap)	11.4 / 4.8	A150 / 0.113	A150 / 0.455	0.983	0.979	0.985
Exradin 0.65 cm <sup>3</sup> Farmer A 12	24.2 / 3.1	C552 / 0.088	C552 / 0.493	0.999	0.988	0.991
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2505	24 / 3.0	Tufnol / 0.075	PMMA / 0.545	0.997	0.989	0.990
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2505/A	24 / 3.0	Nylon 66 / 0.063	PMMA / 0.545	0.996	0.984	0.989
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2505/3A	24 / 3.2	Grafito / 0.065	PMMA / 0.551	0.998	0.989	0.989
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2505/3B	24 / 3.2	Nylon 66/0.041	PMMA / 0.551	0.995	0.990	0.989
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2571	24.1 / 3.15	Grafito / 0.065	Delrin / 0.551	0.999	0.989	0.988
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2571	24.1 / 3.15	Grafito / 0.065	PMMA / 0.550	0.998	0.989	0.989
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2581	24.1 / 3.2	A150 / 0.040	PMMA / 0.584	0.986	0.988	0.987
NE 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 2581	24.1 / 3.2	A150 / 0.041	Polyst. / 0.584	0.991	0.990	0.991
PTW 1.0 cm <sup>3</sup> 23 331 rígida	22 / 3.95	PMMA / 0.060	PMMA / 0.345	0.997	0.992	0.993
PTW 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 30 001	23 / 3.05	PMMA / 0.045	PMMA / 0.541	0.997	0.990	0.990
PTW 0.6 cm <sup>3</sup> Farmer 30 002	23 / 3.05	Grafito / 0.079	PMMA / 0.541	0.993	0.989	0.989

<sup>7</sup> Estrictamente hablando, la energía efectiva es definida sólo para espectro estrecho y es la mono energía que tiene el mismo coeficiente de atenuación que el espectro estrecho.

Con el uso de la Ecuación (9), la incertidumbre en el factor de calibración de kerma en aire para  $^{192}\text{Ir}$  aumenta aproximadamente en 0.5%.

El método de interpolación basado en la función de respuesta de la cámara, como se aplica en el PTB y descrito en la Sección 4.1.2 es un método inherentemente más exacto que el método e arriba de Goetsch ya que no se hace ninguna suposición con respecto a la función de respuesta de la cámara sino que es medida y calculada para las energías de cada línea del espectro de  $^{192}\text{Ir}$ . Por lo tanto las incertidumbres usando el método de Goetsch serán un poco más altas dependiendo del tipo de cámara; no hay estudios suficientes para estimar las diferencias en la incertidumbre.

## **6.5. Factores de corrección para medidas libres en aire**

Para obtener la tasa de referencia de kerma en aire con la menor incertidumbre posible se requiere la realización cuidadosa de las medidas libres en aire y el uso de factores de corrección actualizados. En esta sección se discuten en detalle los diferentes factores de corrección, para la determinación de la tasa de referencia de kerma en aire para fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  LDR y HDR, y fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

Las fuentes de braquiterapia no colimadas se miden típicamente a distancias que son más cortas que las usadas en la calibración de haces colimados de teleterapia. A estas cortas distancias, las medidas de kerma en aire son extremadamente sensitivas a incertidumbres en la posición. Por lo tanto, la calibración requiere un dispositivo de plástico de baja densidad para sostener la cámara y la fuente en posición precisa durante la calibración. Cualquier dispositivo de montaje compromete inevitablemente la necesidad de rigidez mecánica y el deseo de minimizar dispersión. Si bien las correcciones por dispersión pueden determinarse, deben ser mantenidas al mínimo. Estos dos problemas contribuyen a la mayor parte de la incertidumbre total de la calibración.

### **6.5.1. Distancias de las medidas**

Un aumento en la distancia disminuye la incertidumbre en la distancia de calibración y el efecto de la dimensión finita de la cámara de ionización. Sin embargo, esta mejora resulta en reducción de la señal y un aumento de la importancia relativa de la dispersión por la habitación y el equipo. Hay cuatro efectos que contribuyen a las incertidumbres en la calibración de fuentes de braquiterapia usando una cámara de ionización. Estos efectos expresados como una función de la distancia entre la fuente y la cámara (DFC) son:

- Incertidumbre debida a los efectos del tamaño de la cámara. La incertidumbre en el factor de corrección por no uniformidad disminuye con el aumento de DFC;
- Dispersión, la cual como porcentaje de la señal total aumenta con el aumento de DFC;
- Incertidumbre en la posición, la cual sigue la ley del inverso cuadrado y por lo tanto disminuye con el aumento de DFC;
- Corriente de fuga relativa a la lectura de ionización, cuyo efecto aumenta con el aumento de DFC.

La distancia de la medida debe seleccionarse de modo que la incertidumbre combinada debida a los efectos arriba mencionados sea minimizada. Esta será generalmente la distancia donde los distintos factores de corrección, cuando se combinan en cuadratura, tienen un valor mínimo. Para una combinación de fuente de  $^{192}\text{Ir}$  HDR y una cámara de tipo Farmer, la

distancia óptima se ha demostrado ser 16 cm [28]. Con la posible excepción de la radiación dispersa, puede decirse que las diferentes contribuciones listadas arriba tienen sólo una dependencia energética mínima. Por lo tanto, la distancia óptima para calibraciones de fuentes de  $^{60}\text{Co}$  y  $^{137}\text{Cs}$  HDR debería ser aproximadamente la misma que para fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  HDR. Debe aclararse que los factores de corrección por no uniformidad usados en este reporte han sido calculados asumiendo geometría de fuente puntual. Por lo tanto, en todas las medidas libres en aire, en HDR como así también en LDR, las distancias usadas deben ser suficientemente grandes como para que la fuente pueda ser considerada puntual. Además, la inclusión de la relación del inverso del cuadrado en la Ecuación (3) implica que se deben usar distancias suficientemente grandes. Un criterio práctico es que la distancia entre el centro de la cámara y el centro de la fuente debe ser al menos 10 veces la longitud de la fuente para asegurar que el error introducido debido a la aproximación de fuente puntual sea menos de 0.1%.

Se recomienda en este reporte que debe hacerse medidas a múltiples distancias y que la tasa de referencia de kerma en aire debe ser determinada de las medidas hechas a cada distancia. Este procedimiento dará redundancia y grandes variaciones en los  $K_R$ , determinados de las diferentes medidas, será un indicador de malas condiciones experimentales. Para calibraciones de fuentes HDR, las distancias de las medidas pueden seleccionarse alrededor de la distancia óptima (esto es, entre 10 cm y 40 cm). Para fuentes LDR, con el uso de cámaras de ionización de gran volumen, distancias de medida entre 50 cm y 100 cm son apropiadas.

### **6.5.2. El factor de corrección por dispersión**

Para mantener en un mínimo la contribución de la radiación dispersa, la fuente y la cámara deben ser colocadas en el centro de la habitación y muy arriba del piso (al menos 1 m de cualquier pared o del piso). Todas las medidas deberían ser realizadas preferiblemente usando la misma posición del dispositivo dentro de la habitación.

Se han usado dos métodos para determinar la corrección por dispersión: el método de distancias múltiples [23] y el método de la sombra del escudo [22, 25, 29]. En el primer método, la tasa de kerma en aire debida a la radiación dispersa se asume constante para todas las distancias de medida.

En el método de sombra del escudo, se coloca un cono de material de alto Z entre la fuente y la cámara para prevenir que los fotones primarios alcancen la cámara. La relación entre la carga medida con y sin el escudo en posición puede usarse para calcular el factor de corrección por dispersión. La altura del cono debe ser lo suficientemente grande para proveer atenuación suficiente y no debe colocarse muy cerca de la cámara debido a posible dispersión por el cono. Por lo tanto, el método de distancias múltiples es recomendado para medidas que involucren cortas distancias, y en particular en calibraciones de fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$  HDR.

En el método de distancias múltiples, las lecturas se hacen a una serie de distancias con separaciones medidas cuidadosamente. Si se usa un mecanismo de barrido lineal, las lecturas deben tomarse barriendo continuamente en una dirección a través de las distancias secuenciales para evitar cualquier error por el movimiento errático del mecanismo de barrido. Las lecturas hechas a las diferentes distancias reflejan las diferencias entre ellas por la ley del inverso del cuadrado, y una cantidad de dispersión asumida constante.

Es esencial en este método que los cambios en distancia sean precisos y exactos, para derivar la corrección  $c$  que produce la “verdadera” distancia centro-a-centro de la fuente a la cámara,  $d'$ . La distancia para una lectura es expresada por la siguiente ecuación:

$$d' = d + c \quad (10)$$

donde

- $d'$  es la distancia centro-a-centro de la fuente a la cámara tomando en cuenta el corrimiento  $c$  en la distancia;
- $d$  es la distancia aparente centro-a-centro fuente-cámara;
- $c$  es el corrimiento en la distancia ( $c$  puede ser positiva o negativa).

La contribución de la radiación dispersa a la tasa de kerma en aire,  $K_s$ , está incluida en la tasa de kerma en aire medida,  $K(d')$ . Por lo tanto, el valor de kerma en aire debido a los fotones primarios solamente,  $K_p(d')$ , está dado por

$$K_p(d') = K(d') - K_s \quad (11)$$

Combinando las Ecuaciones (10) y (11) resulta:

$$K_p(d') = (K(d') - K_s) (d+c)^2/(d')^2 \quad (12)$$

para cualquier distancia. El kerma en aire debido a los fotones primarios varía con el inverso del cuadrado de la distancia, y por lo tanto, las medidas a tres distancias pueden usarse para determinar las tres incógnitas,  $K_p(d')$ ,  $K_s$ , y  $c$ . Por redundancia debe usarse preferiblemente cinco o siete distancias, por ejemplo, 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 cm en calibraciones de fuentes de braquiterapia de alta tasa (HDR). Las siete distancias determinan redundantemente la contribución por dispersión y el factor  $c$  ya que hay 3 incógnitas y 35 soluciones. Entonces puede usarse una solución generada por computadora para promediar las soluciones. Por lo tanto, la corrección por  $k_{scatt}$  puede ser determinada como sigue:

$$k_{scatt} = 1 - K_s/K(d') = 1 - K_s/(N_K \cdot M_u \cdot k_n) \quad (13)$$

donde la carga medida  $M_u$  ha sido corregida por condiciones ambientales. Los valores determinados para  $c$  no deberían variar más de  $\pm 1$  mm. Si hay una variación grande en los valores de  $c$  cuando se realizan las soluciones redundantes, esto es un indicador de que se ha cometido un error en el proceso de medida. En tales casos, el proceso completo debe revisarse y las medidas deben repetirse.

El método de escudo de sombra ha sido usado principalmente para determinar el factor de corrección a una distancia de 1 m. La Tabla V muestra los resultados de unas cuantas determinaciones experimentales de la corrección por dispersión usando el método de escudo sombra. Los resultados sugieren que el tamaño de la habitación puede no ser crítico para este factor.

En dosimetría de  $^{192}\text{Ir}$  se ha demostrado que el factor de corrección por dispersión obtenido con los dos métodos está en buena concordancia [22, 25].

TABLA V. FACTORES DE CORRECCIÓN POR DISPERSIÓN DETERMINADOS CON EL MÉTODO DE ESCUDO SOMBRA A 1 m DE DISTANCIA DE UNA FUENTE DE  $^{192}\text{Ir}$

Autor		$k_{\text{scatt}}$	Cámaras	Medida habitación m × m × m
Verhaegen et al.	[22]	0.940	NE 2551 y Exradin A6	4 × 4 × 4
Verhaegen et al.	[22]	0.975	PTW LS-10	4 × 4 × 4
Petersen et al.	[30]	0.940	Exradin A5	6 × 6 × 3
Drugge	[25]	0.940	Exradin A5 y NE 2530/1	3.5 × 5 × 3.5
Piermattei et al.	[29]	0.928	Exradin A4	–
Piermattei et al.	[29]	0.941	Exradin A6	–

### 6.5.3. El factor de corrección por no-uniformidad

En las medidas libres en aire de fuentes de braquiterapia, la geometría no colimada, con alta divergencia de los fotones incidentes, difiere de la geometría de haces de fotones colimados tales como los haces externos usados para calibrar las cámaras. Habrá una marcada variación en la fluencia de fotones en las diferentes partes de la cámara.

Los electrones que entran a la cavidad de aire son principalmente generados en la pared interior de la cámara. Debido a la no-uniformidad de la fluencia de fotones en la pared, la generación de electrones en la pared varía significativamente de lugar a lugar en la pared. El resultado neto de esto es una fluencia electrónica no uniforme en la cavidad de aire de la cámara.

A fin de tomar en cuenta esta no-uniformidad, para convertir la carga medida o la corriente a tasa de kerma en aire a la distancia de medida, es necesario aplicar un factor de corrección por no-uniformidad,  $k_n$ . Este factor depende de

- la forma y las dimensiones de la cámara de ionización (esférica, cilíndrica, radio interno y longitud);
- la distancia a la que se realice la medida y la geometría de la fuente ('fuente puntual', fuente lineal, etc.);
- el material de la pared interior de la cámara;
- la energía de los fotones emitidos por la fuente.

Los factores de corrección por no-uniformidad más comúnmente usados son los dados por Kondo y Randolph [32]. En su teoría, la fluencia electrónica en la cavidad de aire de la cámara de ionización se asume isotrópica. La teoría fue extendida más tarde por Bielajew [31] quien incluyó una distribución angular de fluencia electrónica más realista en la cavidad de aire de la cámara. En contraste con la teoría isotrópica, esta teoría anisotrópica predice la dependencia del material de la pared y la energía fotónica en el factor de corrección por no uniformidad. La relación entre las dos teorías está dada por

$$A_{\text{pn}}(d) = A_{\text{pn}}^{\text{KR}}(d) + \omega A'_{\text{pn}}(d) \quad (14)$$

donde  $1/A_{\text{pn}}^{\text{KR}}(d)$  es el factor de corrección por no-uniformidad obtenido de la teoría isotrópica de Kondo y Randolph y  $1/A_{\text{pn}}(d)$  es el factor de corrección de no-uniformidad de acuerdo a la teoría anisotrópica de Bielajew.  $A'_{\text{pn}}(d)$  toma en cuenta la fluencia anisotrópica de electrones en el interior de la cavidad de aire y el grado de anisotropía está dado por el factor  $\omega$  dependiente de la energía y el material. Por lo tanto, la teoría de Bielajew predice una

dependencia de la energía y el material de la pared interior en el factor de corrección por no-uniformidad. En contraste, la teoría de Kondo y Randolph es independiente de estos dos factores.

Se recomienda en este reporte que se use el factor  $1/A_{pn}(d)$  de acuerdo a la teoría de Bielajew para la determinación de  $k_n$ . Por lo tanto,

$$k_n = 1/A_{pn}(d) \quad (15)$$

Para cámaras de ionización cilíndricas, se ha demostrado que el factor de corrección por no-uniformidad obtenido con la teoría anisotrópica es, para materiales comúnmente usados en paredes de cámaras, bastante insensible a los valores de  $\omega$  [33]. La Tabla VI da valores de  $\omega$  para algunos materiales comúnmente usados en paredes internas. Para materiales que no están incluidos en la tabla, una buena aproximación es usar el valor correspondiente al material de la Tabla VI con propiedades dosimétricas similares. Por ejemplo, el valor  $\omega$  para plástico C552 puede tomarse como el mismo que para grafito, o sea 0.992. Bebe notarse que el material de pared aquí referido es el material de la pared interior de la cámara de ionización, y no el material del capuchón.

TABLA VI. FACTORES  $\omega$  DEPENDIENTES DEL MATERIAL Y DE LA ENERGÍA DE FOTONES

Material de pared interior	$\omega$
A-150	1.066
PMMA	1.014
Grafito	0.992

Los valores en la Tabla VI han sido calculados para una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  sin filtración. Como se ha mostrado para grafito (el material de la pared interior de una cámara NE2571) en la Figura 4, el factor de corrección por no-uniformidad sólo tiene una dependencia mínima con la energía. Otros materiales de pared listados en la Tabla VI muestran un comportamiento similar. Por lo tanto, sin pérdida de exactitud, estos valores pueden usarse en calibraciones de  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

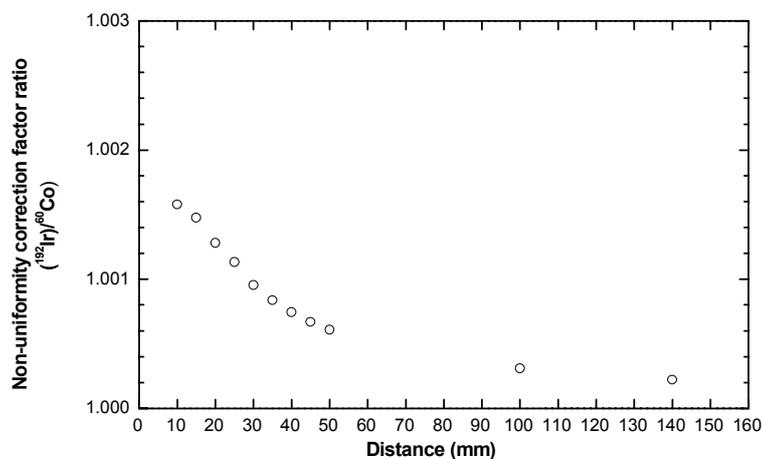


FIG. 4. Razón de factores de corrección por no-uniformidad de una cámara de ionización NE2571 para calidades de  $^{192}\text{Ir}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

Los parámetros,  $A_{pn}^{KR}(d)$  y  $A'_{pn}(d)$ , para el cálculo del factor de corrección por no-uniformidad para cámaras cilíndricas están dados en las Tablas VII y VIII como una función del factor de configuración de la cámara cilíndrica,  $\sigma=R_c/L_c$ , y el factor de distancia,  $\alpha=R_c/d$ . En estas fórmulas,  $R_c$  es el radio interno de la cámara,  $L_c$  es un medio de la longitud interna de la cámara y  $d$  es la distancia de medida.

TABLA VII. VALORES DE LOS FACTORES  $A_{pn}^{KR}(d)$  PARA CAMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS.  $R_c$  Y  $L_c$  SON EL RADIO INTERNO Y LA MITAD DE LA LONGITUD DE LA CAMARA RESPECTIVAMENTE

Factor de Distancia $\alpha=R_c/d$	Factor de configuración $\sigma=R_c/L_c$								
	0.05	0.10	0.25	0.50	0.70	0.80	1.00	2.00	4.00
0.000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
0.005	0.9967	0.9992	0.9999	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
0.010	0.9869	0.9967	0.9995	0.9999	1.0000	1.0000	1.0000	1.0001	1.0001
0.050	0.7854	0.9273	0.9878	0.9980	0.9998	1.0003	1.0008	1.0015	1.0015
0.100	0.5546	0.7863	0.9541	0.9921	0.9992	1.0010	1.0031	1.0059	1.0061
0.200	0.3349	0.5586	0.8524	0.9694	0.9963	1.0035	1.0123	1.0238	1.0250
0.300	0.2401	0.4263	0.7476	0.9359	0.9908	1.0067	1.0268	1.0551	1.0586
0.400	0.1892	0.3468	0.6615	0.8980	0.9831	1.0099	1.0460	1.1019	1.1103
0.500	0.1584	0.2960	0.5966	0.8629	0.9755	1.0142	1.0698	1.1676	1.1864
0.600	0.1388	0.2628	0.5508	0.8370	0.9732	1.0235	1.1002	1.2576	1.2985
0.700	0.1266	0.2421	0.5226	0.8263	0.9842	1.0457	1.1443	1.3809	1.4681
0.800	0.1206	0.2326	0.5146	0.8416	1.0233	1.0971	1.2200	1.5592	1.7406
0.900	0.1235	0.2398	0.5429	0.9166	1.1364	1.2284	1.3864	1.8736	2.2432

TABLA VIII. VALORES DE LOS FACTORES  $A'_{pn}(d)$  PARA CAMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS.  $R_c$  Y  $L_c$  SON EL RADIO INTERNO Y LA MITAD DE LA LONGITUD DE LA CAMARA RESPECTIVAMENTE

Factor de distancia $\alpha=R_c/d$	Factor de configuración $\sigma=R_c/L_c$								
	0.05	0.10	0.25	0.50	0.70	0.80	1.00	2.00	4.00
0.000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
0.005	-0.0014	-0.0012	-0.0009	-0.0005	-0.0003	-0.0002	-0.0001	0.0002	0.0004
0.010	-0.0027	-0.0024	-0.0017	-0.0009	-0.0005	-0.0004	-0.0001	0.0005	0.0007
0.050	-0.0056	-0.0093	-0.0083	-0.0047	-0.0027	-0.0019	-0.0007	0.0024	0.0036
0.100	-0.0032	-0.0103	-0.0148	-0.0093	-0.0055	-0.0039	-0.0014	0.0047	0.0072
0.200	-0.0011	-0.0062	-0.0203	-0.0179	-0.0115	-0.0086	-0.0036	0.0093	0.0147
0.300	-0.0006	-0.0036	-0.0190	-0.0242	-0.0180	-0.0143	-0.0071	0.0136	0.0229
0.400	-0.0003	-0.0023	-0.0159	-0.0274	-0.0241	-0.0205	-0.0122	0.0173	0.0323
0.500	-0.0002	-0.0016	-0.0130	-0.0279	-0.0285	-0.0261	-0.0186	0.0194	0.0433
0.600	-0.0002	-0.0012	-0.0106	-0.0267	-0.0309	-0.0302	-0.0250	0.0188	0.0563
0.700	-0.0001	-0.0009	-0.0088	-0.0247	-0.0314	-0.0324	-0.0303	0.0138	0.0712
0.800	-0.0001	-0.0007	-0.0073	-0.0224	-0.0306	-0.0328	-0.0338	0.0036	0.0851
0.900	-0.0001	-0.0006	-0.0062	-0.0202	-0.0290	-0.0321	-0.0354	-0.0100	0.0869

Los factores de corrección por falta de uniformidad anisotrópica para cámaras de ionización del tipo Farmer (longitud interna 24.1 mm, radio interno 3.15 mm, o sea NE2571, NE2581) a diferentes distancias de la fuente están dados en la Tabla IX [34]. Para el cálculo de los factores en la Tabla IX, se ha tomado en consideración el cono (una desviación de la geometría cilíndrica) en la punta de la cámara, resultando en valores que son ligeramente diferentes a los que serían derivados de las Tablas VII y VIII.

TABLA IX. FACTORES DE CORRECCIÓN POR NO-UNIFORMIDAD PARA CAMARAS DE IONIZACIÓN TIPO FARMER (RADIO INTERNO 3.15 mm, LONGITUD 24.1 mm)

Distancia (cm)	$k_n$
10.0	1.009
15.0	1.005
20.0	1.004
25.0	1.003
30.0	1.002
40.0	1.002
50.0	1.001

Para cámaras de ionización esféricas,  $\omega = 0$ , y los factores de corrección por no- uniformidad dados por Kondo y Randolph pueden aplicarse directamente. Los factores  $A_{pn}(d)$  para cámaras esféricas están reproducidos en la Tabla X.

TABLA X. FACTORES  $A_{pn}(d)$  PARA CAMARAS DE IONIZACIÓN ESFERICAS

Distancia (cm)	Radio de la cámara (cm)									
	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	6.5
10.0	1.014	1.022	1.032	1.044	–	–	–	–	–	–
15.0	1.006	1.009	1.014	1.019	1.025	1.032	1.040	1.049	–	–
20.0	1.003	1.005	1.008	1.010	1.014	1.017	1.022	1.026	1.032	1.038
25.0	1.002	1.003	1.005	1.007	1.009	1.011	1.014	1.017	1.020	1.023
30.0	1.001	1.002	1.003	1.005	1.006	1.008	1.009	1.011	1.014	1.016
35.0	1.001	1.002	1.002	1.003	1.004	1.006	1.007	1.008	1.010	1.012
40.0	1.001	1.001	1.002	1.003	1.003	1.004	1.005	1.006	1.008	1.009
45.0	1.001	1.001	1.001	1.002	1.003	1.003	1.004	1.005	1.006	1.007
50.0	1.001	1.001	1.001	1.002	1.002	1.003	1.003	1.004	1.005	1.006
60.0	1.000	1.001	1.001	1.001	1.001	1.002	1.002	1.003	1.003	1.004
70.0	1.000	1.000	1.001	1.001	1.001	1.001	1.002	1.002	1.002	1.003
80.0	1.000	1.000	1.000	1.001	1.001	1.001	1.001	1.002	1.002	1.002
90.0	1.000	1.000	1.000	1.001	1.001	1.001	1.001	1.001	1.001	1.002
100.0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	1.001	1.001	1.001	1.001	1.001

### 6.5.3. Corrección por la atenuación de los fotones primarios en aire

Para la determinación de la tasa de referencia de kerma en aire a partir del kerma en aire medido a la distancia  $d$ , es necesario corregir por la atenuación de los fotones primarios entre la fuente y la cámara de ionización. La Tabla XI da los factores de corrección  $k_{air}$  a diferentes distancias entre la fuente y la cámara de ionización [22, 25, 35].

TABLA XI. FACTORES DE CORRECCIÓN PARA ATENUACIÓN EN AIRE DE LOS FOTONES PRIMARIOS PARA FUENTES DE BRAQUITERAPIA DE  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$

Distancia (cm)	$^{192}\text{Ir}$	$^{137}\text{Cs}$	$^{60}\text{Co}$
10	1.001	1.000	1.000
20	1.002	1.000	1.000
30	1.004	1.001	1.000
40	1.005	1.001	1.000
50	1.006	1.001	1.000
60	1.007	1.001	1.000
70	1.009	1.002	1.000
80	1.010	1.002	1.000
90	1.011	1.002	1.000
100	1.012	1.002	1.000

#### 6.5.4. Corrección por efectos de tránsito, corriente de fuga y pérdidas por recombinación

Mientras la fuente se mueve a la posición de medida, y posteriormente se retira después de la medida, el detector mide una señal, llamada señal de tránsito. Esta señal de tránsito actúa de la misma forma que el efecto del temporizador en una unidad de teleterapia de  $^{60}\text{Co}$ . La magnitud depende grandemente de la distancia fuente-detector, y es significativa a las distancias usadas en calibración. Para eliminar la componente de tránsito de la señal se pueden usar varias técnicas:

- Usando un electrómetro activado externamente para coleccionar la carga durante un intervalo después que la fuente ha dejado de moverse [23].
- Restando dos lecturas tomadas para dos intervalos diferentes para eliminar la carga de tránsito común a ambos.
- Usando una lectura de corriente tomada después que la fuente se ha detenido (si la señal es suficientemente grande).

Debe evaluarse la importancia de las corrientes de fuga del sistema dosimétrico individual ya que los niveles de señal medidos durante la calibración son típicamente 50 a 100 veces menores que los usualmente encontrados en medidas de teleterapia. Esto puede ser significativo para la mayoría de las cámaras de ionización de dedal o tipo Farmer. Cámaras de ionización esféricas de mayor volumen no tienen en gran medida este efecto. En general debe tomarse en consideración si la corriente de fuga es mayor que el 0.1% de la señal.

Se necesita también una corrección por las pérdidas por recombinación y por la presión y temperatura ambiente [36].

### 6.6. Incertidumbre de calibraciones libres en aire

La incertidumbre relativa estimada en una calibración de una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  HDR usando la técnica de siete distancias es típicamente 1.5% ( $k=1$ ) [19]. Esta incluye contribuciones de 0.5% ( $^{137}\text{Cs}$  haz externo) y 1% (rayos X) de las calibraciones de kerma en aire del LPCD para la cámara usada para las medidas libres en aire.

#### 6.6.1. Trazabilidad de la calibración libre en aire

La trazabilidad de la calibración es al LPCD que realiza las calibraciones usadas para las medidas libres en aire. Debido a la falta de estándares primarios, debe enfatizarse que para calibraciones de  $^{192}\text{Ir}$  HDR, la trazabilidad no es tan robusta como por ejemplo para calibraciones de fuentes de braquiterapia de  $^{137}\text{Cs}$  ó  $^{60}\text{Co}$ .

## 7. CALIBRACIONES USANDO CAMARAS DE IONIZACIÓN DE POZO

### 7.1. Guías generales

#### 7.1.1. Cámaras de pozo, electrómetros y fuentes de referencia

La cámara de pozo para calibraciones de fuentes de braquiterapia debe ser del tipo diseñado especialmente para aplicaciones de radioterapia, capaz de medir la tasa de referencia de kerma en aire tanto para fuentes LDR como HDR. Se recomienda que se usen sólo cámaras de pozo que estén abiertas a la atmósfera. Si la cámara es sellada y la presión del gas está a un nivel mayor que la presión atmosférica ambiente, puede generarse un problema de fuga lenta del gas. En este caso, sucedería un cambio del factor de calibración. Las cámaras abiertas a la atmósfera necesitan corrección por temperatura y presión ya que el factor de calibración esta basado en la densidad de aire correspondiente a condiciones ambientales estándar, usualmente 20°C y 101.3 kPa.

Debe notarse que las cámaras de ionización de pozo usadas en Departamentos de Medicina Nuclear no están recomendadas para medidas de braquiterapia debido a las siguientes razones:

- Las cámaras miden sólo en unidades de actividad.
- Las cámaras tienen configuraciones para determinados radionucleídos pero no para fuentes de braquiterapia.
- Sin un control cuidadoso, el uso generalizado de la cámara puede resultar en contaminación proveniente de otros procedimientos de medicina nuclear.
- Como el gas podría escapar del volumen a presión, la respuesta puede cambiar con el tiempo.
- Las paredes gruesas requeridas para la presurización pueden absorber una parte significativa de la radiación a medir. Como esto da como resultado una dependencia de alta energía, pequeñas variaciones en las intensidades pico son enfatizadas indebidamente.

Debe notarse que la cámara de pozo y el electrómetro pueden tener factores de calibración independientes. Si éste es el caso, los factores de calibración deben multiplicarse para formar el factor total de calibración del sistema de cámara de pozo y electrómetro. A menos que el factor de calibración para el sistema completo del LSCD haya sido provisto por el laboratorio de calibración (por ejemplo, el OIEA), el factor de calibración del electrómetro debe determinarse separadamente por el LSCD, por ejemplo, por comparación con otros electrómetros usando una fuente calibrada de corriente constante.

El equipo usado en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA se describe en el Apéndice A.

#### 7.1.2. Punto de calibración en el interior de la cámara de pozo

El punto de calibración de una cámara de pozo está definido como el punto en el cual se coloca el centro de la fuente durante el procedimiento de calibración; este punto puede diferir de una fuente a otra dependiendo de la longitud de la fuente. Algunas cámaras tienen un espaciador fijo, no removible en el pozo y la fuente se coloca convenientemente encima del espaciador. Otros modelos, por otro lado, tienen un mecanismo para mover y fijar el

dispositivo que sostiene la fuente a diferentes alturas y la fuente es entonces colocada en el extremo inferior del sostenedor móvil durante el procedimiento de calibración. La ubicación del punto de calibración debe ser descrita en el certificado de calibración de la cámara. Los espaciadores a usar y las dimensiones de la fuente utilizada para calibrar la cámara deben también describirse en el certificado de calibración. Los espaciadores deben designarse de tal manera que no haya posibilidad de confusión.

Para cámaras que sean idénticas a la cámara de pozo estándar del OIEA, el punto de calibración es con la fuente en la posición de respuesta máxima. Con la fuente colocada en este punto, se minimiza la incertidumbre en el kerma de referencia en aire, debido a la incertidumbre en la posición. Esta posición es dependiente del tipo de fuente y debe ser determinada antes de la calibración. Las medidas son realizadas en diferentes posiciones de la fuente a lo largo del eje de la cámara insertando en el fondo espaciadores de longitud conocida.

### **7.1.3. Técnicas de medida**

Todas las medidas deben hacerse en un ambiente de dispersión mínima, con la cámara por lo menos a 1 m de cualquier pared o del piso. Antes de comenzar una calibración debe dejarse que la cámara se equilibre con los alrededores. El tiempo mínimo necesario para esto es 30 minutos. Debe tenerse cuidado de que la temperatura medida sea en el volumen de la cámara y no la de la habitación. Debe obtenerse siempre un mínimo de 4 cifras significativas para carga acumulada o medidas de corriente. Por tanto la carga debe acumularse por un tiempo establecido dependiendo de la actividad de la fuente. Debe obtenerse un mínimo de 5 medidas para cada inserción de la fuente que no vayan ni monótonamente en aumento ni en disminución, y debe hacerse por lo menos dos inserciones de la fuente. Para fuentes de alta tasa, HDR, estas medidas deben estar dentro de 0.3% de la lectura promedio y el promedio de dos grupos de lecturas debe estar dentro de 0.5%.

Para fuentes de partículas beta, las medidas deben hacerse para varias orientaciones de la fuente alrededor de su eje cilíndrico y los resultados deben promediarse. Debe también hacerse múltiples inserciones de las fuentes para trenes de fuentes sueltas colocadas en un catéter. Como hay un efecto de polaridad para partículas beta, el factor de calibración es sólo válido para la polaridad especificada en el certificado de calibración.

### **7.1.4. Correcciones a las medidas**

La corrección por recombinación,  $k_{\text{recom}}$ , puede determinarse usando la técnica de dos voltajes. Si la relación de voltajes usada en esta técnica es exactamente 2 (por ejemplo si se usa 150V y 300V como es el caso a menudo con cámaras de pozo) entonces la corrección por recombinación puede determinarse de [37]

$$1/k_{\text{recom}} = 4/3 - [Q_1/(3 \cdot Q_2)]$$

donde  $Q_1$  es la carga colectada con el voltaje más alto (o sea 300V) y  $Q_2$  al voltaje más bajo (o sea 150V).

Las cámaras de buena calidad generalmente exhiben efectos por recombinación despreciables para fuentes de braquiterapia.

Las correcciones por la densidad del aire (temperatura y presión) se calculan de acuerdo a

$$k_{Tp} = \frac{(273.15 + T)}{(273.15 + T_0)} \cdot \frac{101.3}{p}$$

donde T es la temperatura en Celsius y p es la presión en kPa y T<sub>0</sub> es la temperatura de referencia para la calibración (usualmente 20°C).

Si el electrómetro ha sido calibrado separadamente, debe aplicarse el factor de calibración del electrómetro, N<sub>elec</sub>.

### 7.1.5. Cálculo del factor de calibración de una cámara de pozo

Si el electrómetro ha sido calibrado separadamente, el factor de calibración de tasa de kerma en aire de la cámara de pozo, N<sub>K<sub>R</sub></sub>, se determina de,

$$N_{K_R} = \frac{K_R}{(M_u k_{Tp} k_{recom} N_{elec})} \quad (16)$$

donde

K<sub>R</sub> es la tasa de referencia de kerma en aire de la fuente y M<sub>u</sub> es la lectura unitaria de la escala, y k<sub>Tp</sub>, k<sub>recom</sub> y N<sub>elec</sub> son correcciones por la temperatura y presión, las pérdidas por recombinación y el factor de calibración del electrómetro, respectivamente.

Si la cámara y el electrómetro están calibrados como un sistema, entonces N<sub>elec</sub> es considerado la unidad.

### 7.1.6. Control de calidad de medidas en cámaras de pozo

Como con cualquier otro tipo de calibración de cámara, antes y después de cualquier calibración de cámara de pozo, deben hacerse las medidas con fuentes de verificación de larga vida, para verificar la estabilidad de la cámara. Además, la respuesta de la cámara debe verificarse a intervalos regulares usando las mismas fuentes. Como se recomienda en la Sección 5.3, se necesita una fuente de <sup>137</sup>Cs para cubrir la región para fotones de alta energía. Para verificar la constancia de las calibraciones de fotones de baja energía se necesita otra fuente de baja energía y larga vida, por ejemplo, de <sup>241</sup>Am. Se reconoce sin embargo, que una fuente de baja energía y larga vida puede no estar disponible. En este caso debe usarse al menos una fuente de verificación de <sup>137</sup>Cs ó <sup>60</sup>Co como verificación de garantía de calidad en la estabilidad de la cámara. Además, para cámaras que usan el procedimiento abreviado de garantía de calidad, y si la cámara es usada para calibraciones de fuentes de <sup>192</sup>Ir, <sup>125</sup>I ó <sup>103</sup>Pd, el intervalo de recalibración debe acortarse de 5 años a 2 años. Para fuentes beta de braquiterapia, las pruebas de constancia pueden realizarse con fuentes de fotones o con una fuente de partículas beta de larga vida. Las fuentes de verificación deben insertarse en la cámara con un espaciador adecuado y/o con un dispositivo sostenedor en una forma reproducible. Las lecturas usando las fuentes de constancia, y corregidas por temperatura, presión y decaimiento de la fuente, deben permanecer constantes dentro de un ±0.5%.

## 7.2. Calibración de fuentes de referencia del LSCD

Si la cámara de pozo es de un tipo diferente al usado por el Laboratorio de Dosimetría del OIEA, la curva de respuesta de la cámara no será necesariamente la misma que la de la

Figura A2 (ver Apéndice A) y el LSCD debería determinar sus características si es necesario. Además, debe determinarse la corrección por recombinación iónica de la cámara.

El LSCD debe calibrar su fuente de referencia de  $^{137}\text{Cs}$  usando la cámara de pozo calibrada. La fuente es calibrada introduciéndola junto con un espaciador apropiado y el dispositivo accesorio de la cámara de tal modo que el centro de la porción activa de la fuente esté localizada en el punto de calibración. La lectura, corregida por temperatura y presión y multiplicada por el factor de calibración del sistema de cámara de pozo dado por el Laboratorio de Dosimetría del OIEA, dará la tasa de referencia de kerma en aire para la fuente de referencia del LSCD.

### **7.3. Calibración de una cámara de pozo de hospital**

Cuando el sistema de cámara de pozo de un hospital es calibrado en un LSCD, esto se hace usando la fuente de referencia del LSCD. Lo primero que debe determinarse es la curva de respuesta de la cámara del hospital. Luego la fuente es introducida en la cámara del hospital usando el espaciador y el accesorio apropiados. La corrección por recombinación iónica para la cámara del hospital debe determinarse y tomarse en cuenta si es necesario. Si la cámara de pozo del hospital está abierta a la atmósfera, la lectura debe también corregirse por temperatura y presión. Se determina entonces un factor de calibración para el sistema de cámara de pozo en términos de tasa de referencia de kerma en aire por unidad de corriente. Para tasas de dosis más bajas, la corriente es medida normalmente acumulando carga en un tiempo determinado.

Si la calibración del sistema de cámara de pozo del hospital hecha por el LSCD es realizada en un hospital, se deben transportar hasta allí el sistema de cámara de pozo del LSCD y/o las fuentes de referencia. Por razones de seguridad, generalmente no se recomienda el transporte de la fuente del LSCD. En su lugar, se debe calibrar la fuente de  $^{137}\text{Cs}$  del hospital con el sistema de cámara de pozo del LSCD y luego ser usada para calibrar el sistema de cámara de pozo del hospital mediante el procedimiento detallado en el párrafo anterior. En el hospital deben observarse todas las precauciones y condiciones de calibración mencionadas arriba.

### **7.4. Calibración de fuentes no estándar de $^{137}\text{Cs}$ de hospital**

La calibración de cualquier fuente no estándar de  $^{137}\text{Cs}$  (fuentes diferentes a las dadas en la Tabla A1 en el Apéndice A) del hospital puede hacerse también usando el sistema calibrado de cámara de pozo. Trabajos realizados en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA han mostrado que la diferencia en los factores de calibración de la cámara de pozo para las dos fuentes de referencia recomendadas es menor que 1.0%. Si en la cámara de pozo calibrada se coloca una fuente no estándar de  $^{137}\text{Cs}$ , se esperaría que hubiera a lo sumo un 2% a 3% de incertidumbre adicional en la calibración de la fuente.

### **7.5. Guía para algunos casos especiales**

#### ***7.5.1. Calibración de alambres de $^{192}\text{Ir}$ LDR***

Las fuentes de  $^{192}\text{Ir}$ , LDR son proporcionadas en diferentes formas, por ejemplo, alambres, horquillas, pines sencillos, etc. El alambre puede ser de hasta 500 mm de longitud y viene en forma de un carrete. No se recomienda calibrar todo el carrete por medio de medidas libres en aire debido a lo complicado de la geometría y a la posible auto-absorción de los fotones en el carrete. Un procedimiento que se sugiere para alambres de  $^{192}\text{Ir}$  LDR es como sigue:

- Un segmento de 10 mm de longitud se calibra libre en aire usando el método descrito en la Sección 6.
- El alambre calibrado se usa para calibrar una cámara de pozo. Esta calibración es hecha con el centro de la fuente en la posición de máxima respuesta de la cámara de pozo.

Con este método, la cámara de pozo es calibrada en términos de tasa de referencia de kerma en aire para la longitud específica de 10 mm de alambre de  $^{192}\text{Ir}$ . Luego puede determinarse un factor de calibración,  $N_{K_R,10\text{mm}}$ .

Alternativamente, puede usarse un sistema de cámara de pozo con calibración de una semilla de  $^{192}\text{Ir}$  LDR para calibrar un segmento corto (por ejemplo 10 mm) de alambre de  $^{192}\text{Ir}$ . Este método se espera que produzca resultados dentro de  $\pm 3\%$  de la técnica de calibración libre en aire.

Idealmente, la relación  $M_u/(L \cdot K_{R,\text{wire}})$ , donde  $K_{R,\text{wire}}$  es la tasa de referencia de kerma en aire por unidad de longitud de la fuente debería ser independiente de la longitud  $L$  del alambre. Como puede verse de la Figura A2, esta relación variará con la longitud de la fuente y para calibrar alambres de diferentes longitudes, es necesario aplicar un factor de corrección,  $k_L$ , el cual dependerá de la longitud  $L$  de la fuente. La tasa de referencia de kerma en aire del alambre con longitud  $L$  es entonces:

$$K_R = N_{K_R,10\text{mm}} \cdot M_u \cdot k_L \quad (17)$$

donde  $N_{K_R,10\text{mm}}$  es el factor de calibración de tasa de referencia de kerma en aire para un alambre de  $^{192}\text{Ir}$  de 10 mm longitud,  $M_u$  la carga corregida y  $k_L$  es el factor de corrección que toma en cuenta las diferencias entre la longitud de la fuente que es calibrada y el alambre de 10 mm que fue usado para calibrar la cámara de pozo.

El factor  $k_L$  puede determinarse con un pedazo de alambre de 10 mm que es usado para medir la respuesta de la cámara para diferentes posiciones del alambre a lo largo del eje central de la cámara [25]. Estas correcciones pueden obtenerse por la integración de la curva de respuesta para la longitud real  $L$  de la fuente.

En la Tabla XII se dan factores de corrección para las cámaras de pozo HDR 1000 (Standard Imaging) y Nucletron SDS (PTW).

TABLA XII. FACTORES DE CORRECCIÓN,  $k_L$ , PARA ALAMBRES DE  $^{192}\text{Ir}$  LDR DE DIFERENTES LONGITUDES

Longitud del alambre (mm)	HDR 1000	SDS
10	1.000	1.000
30	1.005	1.012
50	1.012	1.017
70	1.029	1.038
90	1.050	1.070

Los valores en la Tabla XII son consistentes con los valores encontrados por Drugge [25]. Para usar estos valores, el centro del alambre debe estar colocado en el punto de calibración de la cámara de pozo. Al colocar fuentes de horquilla y pin sencillo en procedimientos de

calibración se debe reproducir el procedimiento usado en el LSCD, ya que algunas cámaras de pozo tienen una cavidad de diámetro pequeño y son sensibles a cambios de posición radial.

## **7.6. Calibración de trenes de fuentes**

Para calibrar fuentes de tal longitud debe determinarse la curva de respuesta (variación de la respuesta de la cámara con la posición dentro de la cámara). Debe tenerse en cuenta que la curva de respuesta medida con una fuente de fotones será diferente a una medida con una fuente de partículas beta. Idealmente, la curva de respuesta de la cámara de pozo debería ser plana en la región donde se colocan las fuentes en la cámara durante la medida. Esto puede lograrse parcialmente en algunos casos usando cámaras más grandes (o sea más largas). Como ejemplo, las fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  LDR usadas en braquiterapia intravascular pueden ser tan largas como 92 mm, y las fuentes de alambres de  $^{192}\text{Ir}$  pueden ser aún más largas. Como se muestra arriba en la Tabla XII, puede ser necesario aplicar correcciones a las lecturas de fuentes largas en cámaras más cortas. Las calibraciones de trenes de fuentes deben realizarse con accesorios que permitan que el centro del tren de fuentes sea colocado en el punto de calibración de la cámara de pozo, y que permita diferentes longitudes de fuentes.

## **7.7. Trazabilidad de calibraciones de $^{137}\text{Cs}$**

La trazabilidad de calibraciones de fuentes de braquiterapia de  $^{137}\text{Cs}$ , cuando se obtienen usando las cámaras de pozo y fuentes de referencia como se recomienda arriba, es de la fuente del usuario a un LPCD a través del LSCD y el Laboratorio de Dosimetría del OIEA.

# **8. CALIBRACIÓN DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA USANDO OTROS DETECTORES**

## **8.1. General**

Los métodos recomendados en las Secciones 6 y 7, calibraciones libres en aire y calibraciones usando cámaras de ionización de pozo, no se aplican a las calibraciones de fuentes planas y cóncavas de rayos beta usadas en braquiterapia oftalmológica. Además, para la calibración de fuentes de semillas y alambres de rayos beta el uso de otro detector calibrado puede convertirse en el método preferido (en vez de la cámara de extrapolación.)

En principio puede usarse cualquier detector cuya respuesta pueda relacionarse con tasa de dosis absorbida o tasa de dosis para determinar tasa de referencia de dosis absorbida de fuentes de braquiterapia de rayos beta. Sin embargo, debido a la baja penetración de las partículas beta, el detector necesita aproximarse tanto como sea posible a un detector puntual ideal. La característica más importante de un detector de partículas beta es su espesor. A fin de reducir la dependencia de la energía a un mínimo, debe ser tan delgado como sea posible. Para buena resolución espacial lateral, el área debe ser tan pequeña como sea posible. Sin embargo, ambos requerimientos vienen a costa de la sensibilidad, y por lo tanto deben hacerse compromisos para los detectores del mundo real. Algunos sistemas de detectores que se aproximan a las propiedades requeridas son la película radiocrómica, los centelladores plásticos delgados, los dosímetros termoluminiscentes (TLD) delgados, los detectores de diodo, los detectores de diamante, los detectores delgados de alanina, los sistemas de luminiscencia foto-estimulada (PSL) y los dosímetros de gel radiocrómica. Hay un número de características prácticas y técnicas de los sistemas de detectores que son independientes de las

fuentes a calibrar. Estas características se resumen en el Apéndice B para unos cuantos sistemas de detectores. Un número de otras características, donde lo apropiado del detector es dependiente de las fuentes a ser medidas, se resume en los Apéndices C y E. Las características de un número de detectores se discute en detalle también por el ICRU [4].

La medida de tasa de referencia de dosis absorbida con el detector calibrado debe hacerse en un maniquí de agua siempre que sea posible. Cuando esto no sea posible o conveniente (columna 7 de la Tabla en el Apéndice B), como es en el caso de algunas películas radiocrómicas, TLD, alanina y otros detectores sensitivos al agua, debe hacerse uso de plásticos equivalentes a agua. Compuestos epóxicos equivalentes a agua (por ejemplo Solid water™, WT1), plásticos equivalentes a tejido A-150 o metacrilato polimetílico (PMMA) pueden usarse como plásticos equivalentes a agua. El poliestireno se recomienda como el mejor sustituto de agua para estas energías de electrones.

Como la mayoría de los detectores disponibles no son detectores puntuales ideales, como procedimiento de garantía de calidad las medidas de calibración deben confirmarse siempre que sea posible con otro detector o con cálculos de Monte-Carlo.

Otra manera de medir la intensidad de una fuente para fuentes de semilla y alambre es con medidas en aire con una cámara de extrapolación, tal como las usadas para medidas en campos de referencia de radiación beta de nivel de protección. Para esta determinación, la cantidad tasa de dosis en tejido a una profundidad de 0.07 mm,  $D(0.07 \text{ mm})$ , es medida en aire a una distancia de la fuente, colocada en un soporte de baja dispersión. La medida es realizada a una distancia grande, por ejemplo 30 cm en aire con una cámara de extrapolación con un electrodo colector grande, por ejemplo, 30 mm de diámetro, con las mismas técnicas y correcciones que se aplican a la medida de campos de radiación de rayos beta de nivel de protección. La cantidad medida, tasa de dosis absorbida a tejido a 7 mg/cm<sup>2</sup> medida a 30 cm en aire,  $D(0.07 \text{ mm}, 300 \text{ mm})$ , está relacionada con la tasa de referencia de dosis absorbida de la misma fuente a 2 mm en agua,  $D_w(2 \text{ mm})$ , vía el factor de conversión  $\Lambda_\beta$  el cual está definido como:

$$\Lambda_\beta = D_w(2 \text{ mm})/D(0.07 \text{ mm}, 300 \text{ mm})$$

Los valores de  $\Lambda_\beta$  deben determinarse para cada tipo de fuente a calibrar usando este método, usualmente por medio de una combinación de medidas y cálculos de modelos de Monte-Carlo.

### ***8.1.1. Calibración de fuentes de placa de rayos beta***

Para la determinación de la tasa de dosis a la distancia de referencia de 1 mm, deben hacerse medidas a lo largo del eje de la fuente (perpendicular al plano de la fuente para fuentes planas). Comenzando desde la “distancia cero” donde el detector está en contacto con la superficie de la fuente, o tan cerca de la superficie como sea posible, las medidas deben incluir un punto donde el punto efectivo de medida (ver Sección 8.1.3) del detector está a la distancia de 1 mm o cerca de ella. Las distancias exactas para medidas en agua pueden asegurarse usando un medidor con espesor conocido con exactitud (incertidumbre en el espesor menor que 0.05 mm) entre la fuente y el detector. Para todas las otras distancias, el detector debe moverse manejado por un sistema micrométrico que permita movimientos relativos con una precisión de por lo menos 0.05 mm. Para las mismas medidas en maniqués sólidos, las

cubiertas esféricas (para tocar con exactitud la superficie de fuentes cóncavas) y las placas de diferente espesor deben prepararse con una tolerancia menor o igual a 0.05 mm.

La tasa de dosis absorbida a la distancia de referencia de 1 mm debe determinarse como resultado de medidas, ya sea directamente, haciendo un ajuste de la curva, o por medio de interpolación exacta de valores cerca del punto de referencia de 1 mm. Para medidas no hechas en agua, la densidad del material del maniquí debe considerarse en la especificación de la profundidad de la medida.

La curva de dosis a profundidad a lo largo del eje central relativa a la tasa de dosis absorbida a la distancia de referencia de 1 mm debe ser comparada con la curva de referencia dada en la Tabla XIII (reproducida de [4]). En primera aproximación, los valores de dosis relativa a profundidad obtenidos, hasta una distancia de 5 mm de profundidad, se espera que coincidan dentro de un 10 % con los valores de la curva de referencia.

Los datos de referencia en la Tabla XIII son los datos promedio de medidas con varios detectores y confirmados por estrecha coincidencia con datos calculados con Monte-Carlo. Para propósitos de interpolación de estos promedios, puede usarse la siguiente ecuación:

$$\frac{D(z, r_0)}{D(z_0, r_0)} = \exp(a_s + b_s z + c_s z^2 + d_s z^3 + e_s z^4 + f_s z^5) \quad (18)$$

donde  $z$  es la profundidad, expresada en mm de equivalencia a agua. Los valores de los coeficientes de esta función están dados en la Tabla XIV para tres geometrías de placas.

TABLA XIII. DISTRIBUCIÓN DE DOSIS A PROFUNDIDAD AXIAL RELATIVA EN AGUA PARA UNA FUENTE PLANA DE  $^{90}\text{Sr}$  Y PARA FUENTES PLANAS Y CONCAVAS DE  $^{106}\text{Ru}$  [4]

Profundidad (mm)	Plana $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	Plana $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$	Cóncava $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$
0.0	1.752	1.351	1.115
0.5	1.342	1.165	1.069
1.0	1.000	1.000	1.000
1.5	0.734	0.855	0.915
2.0	0.533	0.727	0.824
3.0	0.272	0.515	0.644
4.0	0.127	0.353	0.484
5.0	0.052	0.233	0.353
6.0	0.018	0.148	0.249
7.0	—	0.090	0.170
10.0	—	0.019	0.043

TABLA XIV. COEFICIENTES DE LAS FUNCIONES DE DOSIS RELATIVAS A PROFUNDIDAD AJUSTADAS PARA FUENTES DE RAYOS BETA [4]

Coefficiente	Plana $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	Plana $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$	Cóncava $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$
$a_s$	0.5608	0.3008	0.1089
$b_s$	-0.4913	-0.2928	-0.05458
$c_s$	-0.09887	-0.007527	-0.06305
$d_s$	0.03619	-0.0001728	0.008861
$e_s$	-0.007232	-0.0002206	-0.0007853
$f_s$	0.0004487	0.00001792	0.00002589

Debido al tamaño finito de todos los detectores disponibles, y a la presencia de material de cobertura u otros elementos de la construcción de algunos detectores, las siguientes correcciones deben ser consideradas para medidas exactas en un punto:

- Corrección por corrimiento de la profundidad debido al material de cobertura y al espesor finito del detector.
- Corrección por el punto efectivo de medida del volumen sensible del detector.
- Corrección por la geometría de las medidas en contacto con superficies cóncavas.
- Cuando las medidas son realizadas en plásticos equivalentes a agua en lugar de agua, la profundidad de la medida debe modificarse a la escala de la profundidad de agua correspondiente.

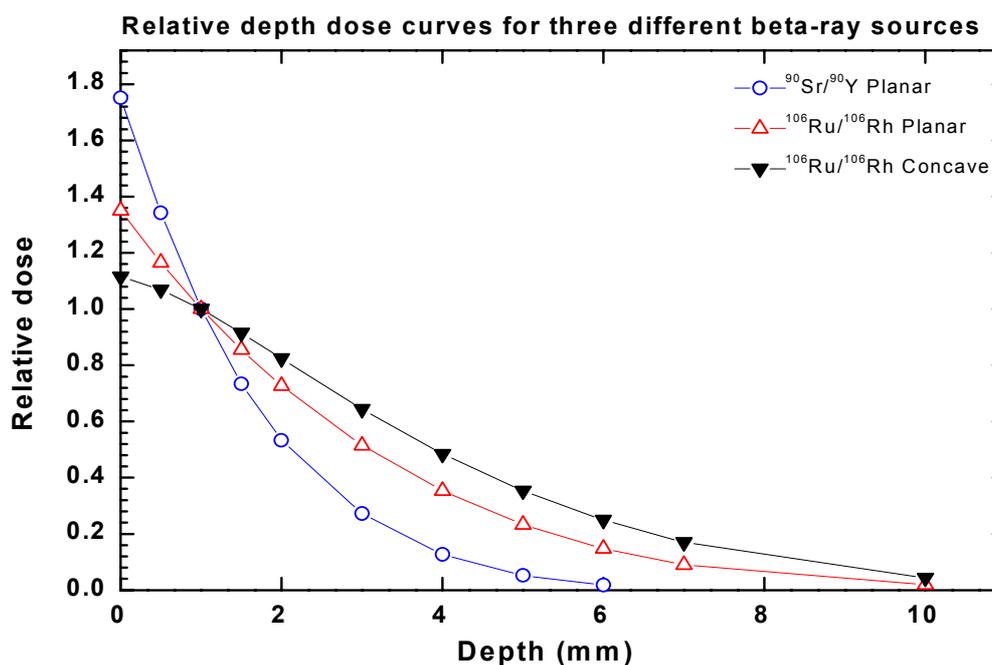


FIG. 5. Curvas de dosis relativa a profundidad en el centro para tres fuentes de rayos beta normalizadas a 1 mm [4].

### 8.1.2. Corrección por profundidad de compensación (offset depth)

La profundidad de compensación (offset depth) es la separación estimada entre la superficie del detector y el centro del detector. Esta es igual al espesor del material de la cubierta mas la mitad del espesor del volumen sensible del detector. La profundidad de compensación de algunos detectores comercialmente disponibles se da en el Apéndice F. Los valores en esta tabla deben ser considerados sólo nominalmente; puede haber diferencias individuales en estos valores para un tipo dado de detector, y el valor puede también diferir del valor nominal derivado de las especificaciones dadas por el fabricante del detector. Se recomienda que el espesor de la cubierta sea verificado con una radiografía para cada detector individual.

### 8.1.3. Corrección por punto efectivo de medida

El uso del centro del detector como el punto efectivo de medida es válido sólo para detectores en campos con un gradiente de dosis lineal a través del dosímetro. El punto efectivo real de medida

de un detector de espesor finito es la profundidad de un detector infinitamente delgado que da la misma tasa de dosis que la promediada en el detector de espesor finito. Si la función de dosis relativa a profundidad en el eje central,  $D(z, r=0)$ , está disponible, la dosis relativa promedio  $D_{\text{avg}}(t, z)$  a través de un dosímetro de espesor  $t$  con su superficie a la profundidad  $z$  está dada por [4]

$$D_{\text{avg}}(t, z) = \frac{\int_z^{z+t} D(z, r=0) dz}{t} \quad (19)$$

El punto efectivo de medida, para la fuente, detector y profundidad dados, puede entonces obtenerse de esto determinando la raíz (el valor de  $z$ ) para la función de dosis a profundidad que da  $D_{\text{avg}}$ . Para los detectores dados en el Apéndice D, el máximo corrimiento del punto efectivo desde el centro es alrededor de 0.2 mm, correspondiendo a un error en la dosis de cerca del 9 %; para la mayoría de los casos, el error sería mucho más pequeño.

#### 8.1.4. Corrección por la geometría del detector

Cuando una fuente cóncava está en contacto con un detector cilíndrico rígido, la superficie del detector no toca la superficie de la fuente excepto en las orillas del detector. Esto crea un “corrimiento (offset)” geométrico para la distancia de medida “cero”, la cual depende del radio de curvatura de la fuente,  $R$ , y del diámetro físico del detector,  $d$ . Este corrimiento,  $k_G$ , puede ser calculado por

$$k_G = R - (R^2 - d^2/4)^{1/2} \quad (20)$$

Por ejemplo, para el detector de diamante de PTW, con  $R=12$  mm y  $d=7.1$  mm,  $k_G = 0.54$  mm.

#### 8.1.5. Cambio de escala de plástico equivalente a agua para agua

Las distribuciones de dosis beta pueden ser escaladas aproximadamente de un medio a otro, como se describe en el Reporte de ICRU [4]. Para fuentes puntuales en un medio infinito, la tasa de dosis,  $D_m(r_m \rho_m)$ , a una distancia  $r_m$  correspondiente a una densidad de área de  $r_m \rho_m$  (en  $\text{g/cm}^2$ ) en el medio, se relaciona con la tasa de dosis en agua, a la misma densidad de área,  $r_w \rho_w$ , pero escalada, por

$$D_m(r_m \rho_m) = (\eta_{m,w})^3 (\rho_m / \rho_w)^2 D_w(\eta_{m,w} r_w \rho_w) \quad (21)$$

donde  $\eta_{m,w}$  es el factor de escala del medio relativo al agua y  $\rho_w$  y  $\rho_m$  son las densidades del agua y el medio respectivamente. Debe de notarse que el factor de escala tiene la naturaleza de una relación y por lo tanto  $\eta_{m,w} = 1/\eta_{w,m}$ . Los factores de escala  $\eta_{m,w}$  para plásticos equivalentes a agua recomendados en esta guía se dan en la Tabla XV.

TABLA XV. FACTORES DE ESCALA  $\eta_{m,w}$  PARA PLASTICOS EQUIVALENTES A AGUA RECOMENDADOS EN ESTA GUIA [4]

Plástico	Densidad ( $\text{g/cm}^3$ )	Factores de escala, $\eta_{m,w}$ , relativos a agua
A-150 equivalente a tejido	1.127	0.968
Poliestireno	1.05	0.938
PMMA	1.19	0.949
WT1 (“solid water <sup>TM</sup> ”)	1.02	0.957

Un enfoque alternativo para escalar a geometrías no puntuales es usando simulaciones de Monte-Carlo de la misma fuente en los dos medios diferentes. El escalado se calcula entonces de una comparación de las dosis a profundidad en los dos medios

#### **8.1.6. Calibración del detector**

El método preferido de calibración del detector es la calibración contra medidas de tasa de referencia de dosis absorbida en cámara de extrapolación en el campo de una fuente apropiada de referencia plana de rayos beta en un LPCD. La uniformidad de la tasa de dosis en el área de la fuente plana de referencia tal como está dada por el parámetro de uniformidad debe ser mejor que 10% pero en ningún caso excederá 20% [4]. Esta fuente calibrada puede entonces convertirse en el estándar secundario del LSCD para calibrar otros detectores.

Cuando no haya disponible una fuente adecuada calibrada, plana de referencia, la calibración del detector puede realizarse en un haz de fotones de alta energía (usualmente  $^{60}\text{Co}$ ) o un haz de electrones, donde la tasa de dosis es determinada por medidas con una cámara de ionización calibrada para kerma en aire o dosis absorbida a agua. Existen muchos peligros asociados con esta técnica. Deben considerarse los posibles efectos de la tasa de dosis o a la dependencia de la energía y el tipo de radiación sobre la respuesta del detector (ver Apéndice B). El punto efectivo del detector debe colocarse en la profundidad del maniquí donde se especifica la dosis absorbida en agua.

### **8.2. Calibración de fuentes beta intravasculares**

Debido a las pequeñas dimensiones de la fuente, las cortas distancias, los campos de radiación muy divergentes y los gradientes muy altos de la tasa de dosis absorbida de estas fuentes, las medidas con detectores calibrados presentan retos serios. En general, todos estos problemas se reducen al aumentar la distancia desde la fuente; sin embargo esto se logra a costa de una señal muy reducida debido a la pendiente muy pronunciada de las curvas de dosis de estas fuentes. Para medidas de geometría cercana (<5 mm), debe tenerse cuidado en tomar en cuenta los perfiles de deposición de dosis tanto en la dimensión vertical como en la lateral del elemento de detección. Para conocer las correcciones apropiadas que hay que hacer en estos campos requiere un conocimiento *a priori* del perfil de dosis absorbida tridimensional esperado, el cual frecuentemente no se especifica en los diseños de las nuevas fuentes. Por esta razón, no se recomienda a los usuarios medir tasa de referencia de dosis absorbida para fuentes de braquiterapia intravascular con detectores calibrados y aún en los LSCD con experiencia debe abordarse con precaución extrema. El método preferido tanto por los LSCD como por los usuarios es el uso de una cámara de ionización de pozo de buena calidad con una calibración para la geometría de esa fuente en particular trazable a un LPCD.

### **8.3. Incertidumbres**

Como la incertidumbre de las medidas con sistemas detector/fuente calibrados está dominada por la incertidumbre de la calibración primaria de la fuente plana, las calibraciones con cualquiera de los sistemas mostrados en los Apéndices C y D, exhiben todas aproximadamente el mismo grado de incertidumbre. Un ejemplo de análisis de incertidumbres está dado en la Tabla XVI. La incertidumbre combinada estimada para medidas con detectores calibrados es 8 a 10% para fuentes oftalmológicas de partículas beta, y aún más alta para fuentes de braquiterapia intravascular.

TABLA XVI. ANALISIS TIPICO DE INCERTIDUMBRES PARA UN SISTEMA DE DETECTOR CALIBRADO

Componente	Tipo A (%)	Tipo B (%)
Calibración de la fuente plana de referencia de partículas beta	0.4	6
Respuesta de películas de calibración expuestas a fuente estándar		3
Respuesta de películas expuestas a la fuente bajo prueba		3
Incertidumbre combinada (suma cuadrática)		7.4

#### 8.4. Trazabilidad

Cuando una fuente de referencia plana es calibrada con una cámara de extrapolación habrá una trazabilidad directa a un estándar primario. Esta fuente plana puede entonces servir como fuente estándar secundario en el LSCD para usarse en la calibración de otros detectores. Este es el método recomendado para establecer trazabilidad. Cuando el detector está calibrado contra medidas de dosis absorbida en agua con cámaras de ionización en haces de alta energía de fotones o electrones, la trazabilidad está en la calibración de la cámara de ionización.

## 9. CONTROL DE CALIDAD

### 9.1. Aspectos de seguridad en el uso de fuentes de braquiterapia

La dosis dada a un paciente que está siendo tratado con braquiterapia es directamente proporcional a la intensidad de la fuente. Al recibir fuentes de braquiterapia, éstas vienen acompañadas de un certificado que declara su intensidad tal como ha sido determinada por el fabricante. Basada en los protocolos de control de calidad, la práctica moderna recomienda enfáticamente no usar este valor como el dato de entrada en el cálculo de dosis sin una verificación independiente por un físico médico calificado.

Se han reportado un número de accidentes en tratamientos de braquiterapia de baja y de alta tasa de dosis [38], resultando en una dosis incorrecta para el paciente. El tipo de accidente y su frecuencia se resumen en la Tabla XVII.

Los errores en la especificación de la actividad de las fuentes, el cálculo de dosis o en las cantidades y unidades han resultado en dosis que fueron hasta 170% de la dosis prescrita. Algunos de los accidentes fueron causados por errores humanos, por ejemplo, una fuente incorrecta fue usada para tratamientos porque el código de color de la fuente se había despintado. Esto está incluido en la tabla bajo el título "Otros", donde se incluye también accidentes causados por malos implantes de fuentes, remoción de fuentes por el propio paciente o fuentes que se han movido de su posición correcta. El accidente más severo reportado fue debido a la falla del equipo, donde se dio al paciente una dosis letal.

Del total de 32 casos reportados, 7 podrían atribuirse al uso de fuentes con actividad incorrectamente determinada o declarada [38]. En 6 de éstos, no se hizo ninguna verificación

independiente de la intensidad de la fuente. En otros 2 casos el accidente fue causado por un error debido al uso incorrecto de las cantidades y las unidades.

TABLA XVII. TIPO Y FRECUENCIA DE LOS ACCIDENTES REPORTADOS EN TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA

Accidente causado por	Número de casos
Error en cálculo de dosis	6
Error en cantidades y unidades	2
Intensidad incorrecta de la fuente	7
Falla del equipo	4
Otros	13
Total	32

La cantidad recomendada por el ICRU para la especificación de fuentes de fotones de braquiterapia es la tasa de referencia de kerma en aire [2, 3, 4]. Sin embargo, aún se usan ampliamente otras cantidades, a menudo dictadas por su uso en sistemas de planificación de tratamientos. En tales casos es necesario el uso de factores de conversión. Como los factores de conversión pueden variar sustancialmente, debido a datos básicos o al tipo de atenuación incluida, se sugiere con mucho énfasis que sólo se use una cantidad para dosimetría, es decir, la tasa de referencia de kerma en aire. Con el uso de una cantidad única puede reducirse la confusión.

Si debe hacerse una conversión de una unidad a otra, debe usarse un conjunto de factores de conversión consistente. El tema de la consistencia es complicado y debe tenerse gran cuidado cuando se usen factores de conversión. Esto puede ilustrarse con lo siguiente; la calibración hecha por el fabricante es trazable a un laboratorio de estándares, pero la intensidad de la fuente en el certificado está dada usando otra cantidad. Si hay necesidad de convertir la cantidad del certificado, debe primero convertirse de regreso a la cantidad trazable usando el mismo factor de conversión que fue usado por el fabricante. Después de esto, puede hacerse la conversión a la cantidad deseada. Si este procedimiento no se sigue, sino que el fabricante convierte la intensidad de la fuente dada en el certificado usando otro factor diferente al usado, la trazabilidad de la fuente se pierde.

La situación se complica aún más si el sistema de planificación de dosis requiere que la intensidad de la fuente sea especificada en alguna cantidad, pero para propósitos de cálculo de dosis hace una conversión a otra cantidad. En este caso, la documentación del sistema de planificación debe ser consultada para determinar el valor del factor de conversión. Considerando estos ejemplos, es fácil entender porqué han ocurrido accidentes severos en este campo.

Cuando la intensidad de la fuente se introduce al sistema de planificación de tratamientos, la dosis calculada con el sistema debe tener un control de calidad. Esto puede hacerse calculando la dosis a un punto bien especificado usando coordenadas exactas. La dosis debe entonces compararse con cálculos manuales, usando un método bien establecido. En el cálculo manual de la dosis, la intensidad de la fuente debe ser especificada en términos de la cantidad trazable, independiente de cuál es la cantidad a introducir en el sistema de planificación de dosis. Los cálculos deben hacerse para una distancia corta, entre 1 cm y 2 cm, porque a estas distancias

los diferentes métodos de cálculo están, al menos para  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  y  $^{60}\text{Co}$ , en buena concordancia entre sí, generalmente dentro de 1%–2%. A distancias mayores los métodos podrían diferir, a menudo debido a diferentes modelos para correcciones por dispersión y absorción, el efecto de las cuales es pequeño a cortas distancias.

Las instalaciones en las cuales se calibran fuentes de braquiterapia, es decir, centros de calibración y departamentos de radioterapia, deben satisfacer los requerimientos de seguridad establecidos por las Normas Internacionales Básicas de Seguridad para Protección Contra la Radiación Ionizante y para la Seguridad de Fuentes de Radiación (NBS) [39].

Las NBS incluyen requerimientos para la autorización de la práctica por la Autoridad Reguladora del país, la cual se aplica a las prácticas que se discuten en esta publicación. Las NBS incluyen requerimientos generales y requerimientos detallados sobre la exposición ocupacional, médica y del público, como así también la exposición potencial y la preparación y respuesta a emergencias.

Los requerimientos del BSS sobre exposición médica establecen que:

*“Los titulares registrados y los titulares licenciados deben asegurarse que: (a) la calibración de fuentes usadas para exposición médica sea trazable a un Laboratorio de Estándares Dosimétricos; ... (c) las fuentes selladas usadas para braquiterapia sean calibradas en términos de actividad<sup>8</sup>, kerma de referencia de aire en aire o tasa de dosis absorbida en una distancia especificada, para una fecha de referencia especificada; ...”*

Los estándares están complementados por las Guías de Seguridad, las cuales contienen recomendaciones sobre cómo pueden satisfacerse los requerimientos. Las guías importantes son: Protección Ocupacional Contra Radiación [40], Evaluación de Exposición Ocupacional Debido a Fuentes Externas de Radiación [41] y Protección Radiológica por la Exposición Médica a Radiación Ionizante [42].

No es el propósito de este reporte enfocar en los problemas asociados con el uso clínico de fuentes de braquiterapia. Estos han sido discutidos en detalle en un reporte del OIEA [43]. Por lo tanto, la GC en el presente reporte se limita a la calibración de fuentes de braquiterapia, a la GC del equipo usado en la calibración y a los aspectos de seguridad relacionados con los procedimientos de calibración.

## **9.2. Características de las cámaras de pozo**

Las cámaras de pozo proveen un método confiable para calibrar fuentes de braquiterapia antes de usarlas clínicamente. Hay por lo menos dos tipos de cámaras de pozo que se usan en muchos hospitales. Cámaras llenas de gas a alta presión (usualmente argón), las cuales fueron diseñadas originalmente para hacer pruebas con radionucleídos de baja actividad, y cámaras de pozo que están abiertas a la atmósfera. La pérdida de presión debido a la fuga de gas afecta la sensibilidad del primer tipo de cámara. A diferencia de las cámaras que están abiertas a la atmósfera, tales cámaras no requieren correcciones por cambios en la temperatura o presión ambiente.

---

<sup>8</sup> Como se describe en el presente reporte y se recomienda por ICRU, la calibración de fuentes de braquiterapia debe hacerse en términos de tasa de referencia de kerma en aire (fuentes de fotones) o en términos de dosis absorbida en agua a una distancia específica. Realmente, la calibración de fuentes emisoras de fotones en términos de dosis absorbida en agua podría también considerarse, pero esto no es, desafortunadamente, técnicamente posible en este momento.

La inserción de una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  HDR de muy alta actividad puede causar un aumento de la temperatura dentro de la cámara [44]. Algunas cámaras están diseñadas con un accesorio de styrofoam para insertar la fuente y reducir este efecto. La respuesta de la cámara debe verificarse a intervalos regulares usando una fuente de larga vida media.. Una fuente de  $^{137}\text{Cs}$  es apropiada para este propósito aunque podrían estar disponibles otras fuentes. La fuente debe insertarse en la cámara con un espaciador apropiado y/o un accesorio sostenedor de la fuente de una manera que sea reproducible. Las lecturas que resultan al usar una fuente de constancia y corrigiendo por temperatura, presión y decaimiento deben permanecer dentro de  $\pm 0.5\%$ . La sensibilidad de la cámara debe de ser medida como una función de la profundidad de inserción de la fuente desde el fondo de la cámara. La forma característica de la dependencia de la posición depende del diseño de la cámara. Un gráfico típico de sensibilidad se muestra en la Fig. 6.

Las cámaras de pozo responden a la radiación dispersa y deben ser usadas lejos de paredes que pudieran dispersar la radiación de vuelta a la cámara. Es posible que se requiera la determinación experimental de este efecto.

### 9.2.1. Almacenamiento de fuentes y manipulación de fuentes LDR

Los contenedores de fuentes adecuados están disponibles comercialmente pero pueden también fabricarse localmente. Con cualquier contenedor que se use, la tasa de dosis equivalente a distancias accesibles de la superficie del contenedor no debe exceder  $20 \mu\text{Sv/h}$ .

Para la manipulación segura de las fuentes puede usarse un banco de trabajo con protección de plomo e instrumentos de manipulación. En el caso de fuentes de referencia de  $^{137}\text{Cs}$  LDR, las fuentes deben cargarse en tubos de Perspex para la fácil manipulación y para minimizar la exposición a la radiación. En la Figura 7 se ilustra un contenedor de plomo cilíndrico usado en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA para almacenar las fuentes de referencia de  $^{137}\text{Cs}$ . El contenedor tiene dos tubos metálicos cerca del centro para colocar los sostenedores de fuente.

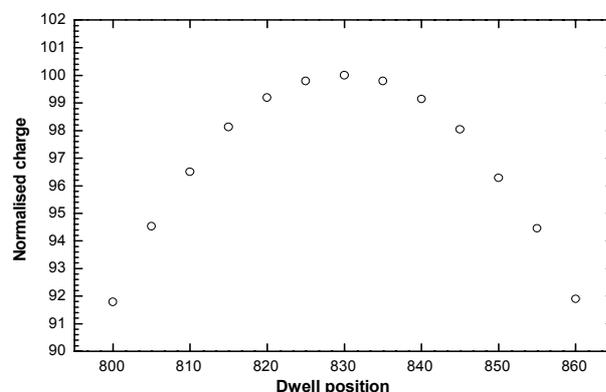


FIG. 6. Carga normalizada versus posición pausada de la fuente en una cámara de ionización de pozo.

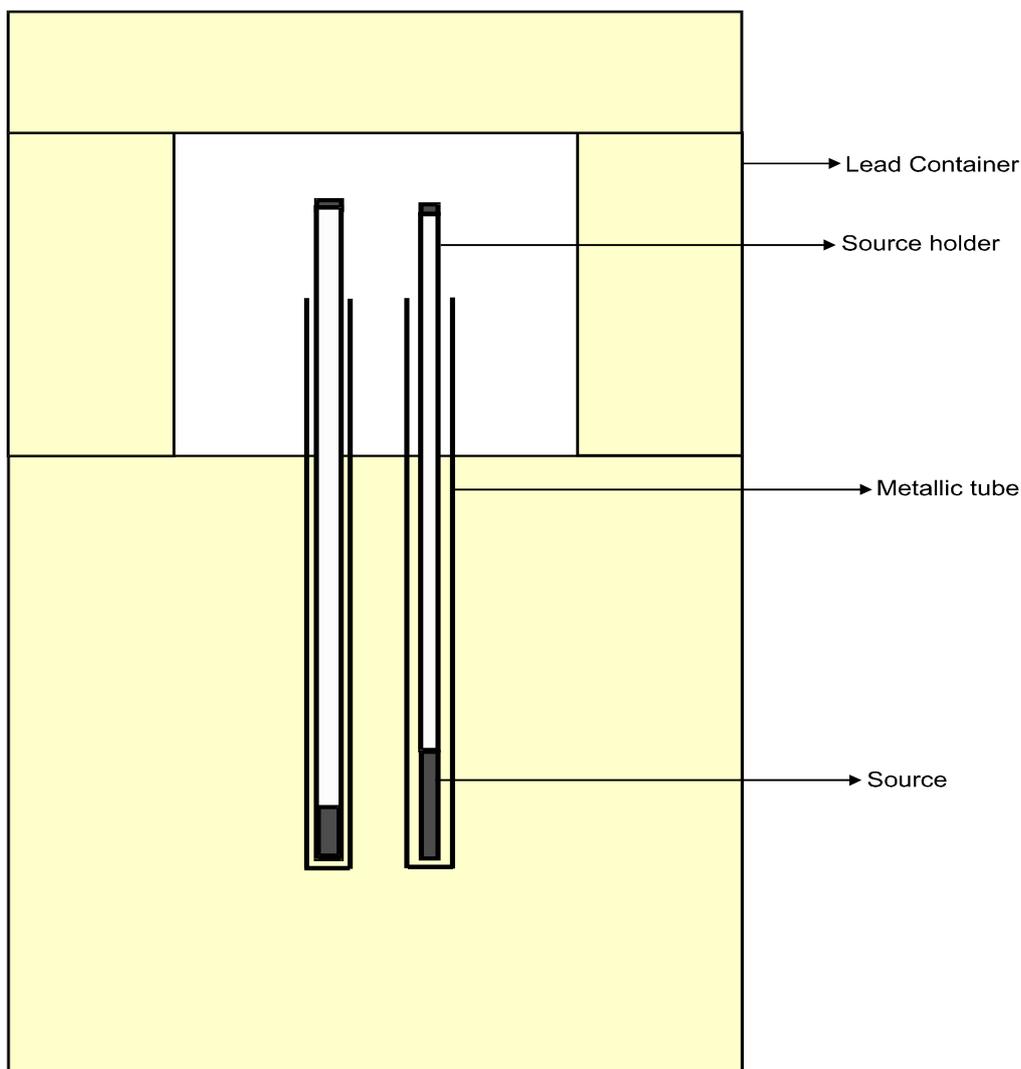


FIG. 7. Contenedor de plomo para almacenar fuentes usado en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA. El contenedor tiene dos tubos metálicos en el centro, donde se insertan los accesorios sostenedores de la fuente.

### 9.3. Verificaciones de estabilidad de la cámara de pozo

#### 9.3.1. Verificación de la fuente de referencia de $^{137}\text{Cs}$

Por lo menos una de las fuentes de referencia de  $^{137}\text{Cs}$  debe usarse para verificar la constancia de la calibración de la cámara de pozo. Tales verificaciones de constancia deben hacerse por lo menos 4 veces por año. La fuente debe insertarse en la cámara con el espaciador adecuado bajo condiciones reproducibles como se menciona en secciones anteriores. La lectura de la fuente de referencia corregida por temperatura, presión y decaimiento debe permanecer dentro de  $\pm 0.5\%$  del promedio de las 4 lecturas previas.

#### 9.3.2. Otras verificaciones de constancia

Pueden realizarse otras verificaciones de constancia si hay equipo disponible. Por ejemplo, puede insertarse en la cámara de pozo una fuente de baja actividad de  $^{241}\text{Am}$  del tipo usado para pruebas de constancia de cámaras de ionización de gran volumen y con ello establecer la constancia. Debe mencionarse que la corriente obtenida es menor en varios órdenes de

magnitud a la que se obtiene usando una fuente de  $^{137}\text{Cs}$  LDR. El electrómetro debe por lo tanto poder medir corrientes del orden de pico-Amperes. La ventaja de usar  $^{241}\text{Am}$  para verificaciones es que la energía promedio de fotones es más bien baja (aproximadamente 60 keV), estando en el mismo rango que la energía de fotones del  $^{125}\text{I}$ .

## **9.4. Seguridad contra la radiación**

### **9.4.1. Pruebas de fuga de las fuentes de referencia de $^{137}\text{Cs}$**

La fuga de las fuentes de referencia debe verificarse con pruebas de frotis cada vez que se recibe una nueva fuente de referencia y en cada reemplazo de los tubos de perspex. Con la ayuda de forceps para manipular las fuentes, minimizando la exposición del operador a la radiación, la fuente se frota con un hisopo o con una toallita mojada con metanol o agua, y se mide la actividad removida. El frotis puede medirse con un monitor de contaminación o equipo de espectrometría gamma, suficientemente sensible como para detectar el límite aceptable de 0.18 kBq. La prueba de fuga debe ser hecha por un físico de seguridad radiológica experimentado.

## **9.5. Otras precauciones**

Como la exposición continua de los tubos de Perspex a la radiación los hace frágiles y fácil de quebrar, se recomienda que sean reemplazados cada seis meses y en ningún caso con menos frecuencia de una vez por año.

Las fuentes deben estar marcadas para que puedan ser identificables fácilmente. Debe tenerse un inventario actualizado de las fuentes y su lugar de almacenamiento señalado apropiadamente con signos de peligro por radiación. Debe haber disponible un medidor de radiación de tipo general para monitorear los niveles de radiación cerca de las fuentes y sus contenedores.

## **9.6. Manteniendo la trazabilidad**

Como monitoreo general de la trazabilidad de las calibraciones de braquiterapia en los LSCD, se recomienda una recalibración de la cámara de pozo del LSCD a intervalos regulares, como se describe en la Sección 7.1.6 o si los resultados de las pruebas de constancia sugieren un cambio en la sensibilidad de la cámara de pozo.

## REFERENCIAS

- [1] KUTCHER, G.J., COIA, L., GILLIN, M., HANSON, W.F., LEIBEL, S., MORTON, R.J., PALTA, J.A. PURDY, L., REINSTEIN, E., SVENSSON, G.K., WELLER, M., WINGFIELD, L., Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* **21** 4 (1988) 581–618.
- [2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynaecology, ICRU Report 38, ICRU Publications, Bethesda, MD (1985).
- [3] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy, ICRU Report 58, Washington, DC (1997).
- [4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dosimetry of beta ray sources and low energy photon brachytherapy sources. ICRU Report 65, Bethesda, MD (2001).
- [5] COLLÉ, R., Chemical digestion and radionuclide assay of TiNi-encapsulated P-32 intravascular brachytherapy sources, *Radiation and Isotopes* **50** (5) (1999) 811–833.
- [6] NATH, R., HOWARD, A., COFFEY, C., DUGGAN, D., JANI, S., ZUOFENG, L., SCHELL, M., SOARES, C., WHITING, J., COLE, P.E., CROCKER, I., SCHWARTZ, R., Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 60, *Med. Phys.* **26** (2) (1999).
- [7] WILLIAMSON, J.F., COURSEY, B.M., DEWERD, L.A., HANSON, W.F., NATH, R., RIVARD, M., IBBOTT, G., On the Apparent Activity ( $A_{app}$ ) for Treatment Planning of I-125 and Pd-103 Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine, Radiation Therapy Committee, Subcommittee on Low-Energy Seed Dosimetry, *Med. Phys.* 1999.
- [8] NATH, R., ANDERSON, L.L., LUXTON, G., WEAVER, K.A., WILLIAMSON, J.F., MEIGOONI, A.S., Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, *Med. Phys.* **22** (1995) 209–234.
- [9] WILLIAMSON, J.F., COURSEY, B.M., DEWERD, L.A., HANSON, W.F., NATH, R., Dosimetric prerequisites for routine clinical use of new low energy photon interstitial brachytherapy sources, *Med. Phys.* **25** (1998) 2269–2270.
- [10] SOARES, C.G., Comparison of NIST and manufacturer calibrations of 90Sr+90Y ophthalmic applicators, *Med. Phys.* **22** (1995) 1487–1494.
- [11] LOFTUS, T.P., WEAVER, J.T., Standardization of  $^{60}\text{Co}$  and  $^{137}\text{Cs}$  gamma-ray beams in terms of exposure, *J. Res. Nat. Bur. Stand.* **78A** (1974) 465–476.
- [12] WEAVER, J.T., LOFTUS, T.P., LOEVINGER, R., NBS Measurement Services: Calibration of Gamma-Ray Emitting Brachytherapy Sources. NBS Special Publication SP-250-19, US Department of Commerce, December 1988.
- [13] LOFTUS, T.P., Standardization of iridium-192 gamma-ray sources in terms of exposure. *J. Res. Nat. Bur. Stand.* **85** (1980) 19–25.
- [14] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy, ISO 4037-1 (1996).
- [15] BUERMANN, L., KRAMER, H.-M., SCHRADER, H., SELBACH, H.-J., Activity determination of  $^{192}\text{Ir}$  solid sources by ionization chamber measurements using calculated corrections of self-absorption, *Nuclear Instruments & Methods in Physics and Research, A* **339** (1994) 369–376.

- [16] LOEVINGER, R., Wide angle free-air chamber for calibration of low-energy brachytherapy sources, *Med. Phys.*, **20** 907 (abstract) 1993.
- [17] SELBACH, H.-J., private communication, 2001.
- [18] SOARES, C.G., HALPERN, D.G., WANG, C.-K., Calibration and characterization of beta particle sources for intravascular brachytherapy, *Med. Phys.* **25** (1998) 339–346.
- [19] L. DEWERD, private communication, 2001.
- [20] H. JÄRVINEN, private communication, 2001.
- [21] SOARES, C.G., VYNCKIER, S., JÄRVINEN, H., CROSS, W.G., SCHAEKEN, B., MOURTADA, F.A., BASS, G.A., WILLIAMS, T.T., Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: Comparison of different methods, *Med. Phys.* (in press) 2001.
- [22] VERHAEGEN, F., VAN DIJK, E., TIERENS, H., AALBERS, A., SEUNTJENS, J., Calibration of low activity  $^{192}\text{Ir}$  sources in terms of reference air kerma rate with large volume spherical ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 2071–2082.
- [23] GOETSCH, S.J., ATTIX, F.H., PEARSON, D.W., THOMADSEN, B.R., Calibration of  $^{192}\text{Ir}$  high-dose-rate afterloading systems, *Med. Phys.* **18** (1991) 462–467.
- [24] PODGORSKAK, M.B., Radiation Parameters of High Dose Rate Iridium 192 sources. Ph.D. thesis University of Wisconsin, Dept. of Medical Physics, Madison, WI (1993).
- [25] DRUGGE, N., Determination of the Reference Air Kerma Rate for Clinical  $^{192}\text{Ir}$  Sources, Thesis, Internal Report, University of Göteborg (1995).
- [26] MARECHAL, M.H., DE ALMEIDA, C.E., SIBATA, C.H., “Calibration of  $^{192}\text{Ir}$  high dose rate brachytherapy sources”, *Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery*, IAEA-TECDOC-896, Vienna (1996).
- [27] FERREIRA I.H., DE ALMEIDA, C.E., MARRE, D., MARECHAL, M.H., BRIDIER, A., CHAUAUDRA, J., Monte Carlo calculation of the ionization chamber wall correction factors for  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{60}\text{Co}$  gamma rays and 250 kV x-rays for use in calibration of  $^{192}\text{Ir}$  HDR brachytherapy sources, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 1897–1904.
- [28] DEWERD L.A., EZZELL, G.A., WILLIAMSON, J.F., Calibration Principles and Techniques, In: *High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook*, Ed. S. Nag, Futura Publishing Company Inc., New York (1994).
- [29] PIERMATTEI, A., AZARIO, L., Applications of the Italian protocol for the calibration of brachytherapy sources, *Phys. Med. Biol.* **42** (1997) 1661–1669.
- [30] PETERSEN, J.J., VAN DICK, E., GRIMBERGEN, T.W.M., AALBERS, A.H.L., Absolute determination of the reference air kerma rate for MicroSelectron-HDR  $^{192}\text{Ir}$  source, serial number 098. Report S-E1-94.02, Utrecht (1994).
- [31] BIELAJEW, A.F., Correction factors for thick-walled ionization chambers in point-source photon beams, *Phys. Med. Biol.* **35** (1990) 501–516.
- [32] KONDO, S., RANDOLPH, M.L., Effect of finite size of ionization chambers on measurement of small photon sources, *Rad. Res.* **13** (1960) 37–60.
- [33] TÖLLI, H., BIELAJEW, A.F., MATTSSON, O., SERNBO, G., JOHANSSON, K.-A., Fluence non-uniformity effects in air kerma determination around brachytherapy sources, *Phys. Med. Biol.* **42** (1997) 1301–1318.
- [34] TÖLLI, H., Ionization Chamber Dosimetry for Brachytherapy, Evaluation of correction factors for absorbed dose determination, Doctoral Dissertation, University of Göteborg, Sweden (1997).
- [35] ROSSITER, M.J., WILLIAMS, T.T., BASS, G.A., Air kerma calibration of small sources of  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{226}\text{Ra}$  and  $^{192}\text{Ir}$ , *Phys. Med. Biol.* **36** (1991) 279–284.
- [36] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277 (2nd Edition), IAEA, Vienna (1987).

- [37] ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley and Sons, USA, ISBN 0-471-01146-0 (1986) p. 335.
- [38] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy, Safety Reports Series No. 17, IAEA, Vienna (2000).
- [39] FOOD AND AGRICULTURE ORGANIZATION OF THE UNITED NATIONS, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, INTERNATIONAL LABOUR ORGANISATION, OECD NUCLEAR ENERGY AGENCY, PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).
- [40] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Occupational Radiation Protection, Safety Standards Series No. RS-G-1.1, IAEA, Vienna (1999).
- [41] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Assessment of Occupational Exposure due to External Sources of Radiation, Safety Standards Series No. RS-G-1.3, IAEA, Vienna (1999).
- [42] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation. Safety Standards Series No. RS-G-5, IAEA, Vienna (in press).
- [43] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects, IAEA-TECDOC-1040, Vienna (1998).
- [44] PODGORSK, M.B., DEWERD, L.A., THOMADSEN, B.R., PALIWAL, B.R., Thermal and scatter effects on the radiation sensitivity of well chambers used for high dose rate Ir-192 calibrations, Med. Phys. **19** (1992) 1311–1314.

**APÉNDICE A**  
**ESTANDARES DE BRAQUITERAPIA**  
**EN EL LABORATORIO DE DOSIMETRÍA DEL OIEA**

La cámara de pozo adquirida por IAEA para el servicio de calibración a los LSCD es del tipo HDR-1000 Plus, diseñada en la Universidad de Wisconsin y fabricada por *Standard Imaging Inc.* El diámetro de la cámara es 102 mm, su altura 156 mm y tiene un volumen activo de 245 cm<sup>3</sup>. Se han procurado accesorios especiales para sostener las fuentes, los cuales son cilindros de diámetro 35 mm y altura 121 mm, con diferentes diámetros para adaptarse a fuentes de diámetros diferentes. La pared exterior de aluminio de la cámara es de 20 mm de espesor. La cámara tiene un agujero de comunicación para mantener el aire en el interior en las condiciones atmosféricas ambiente. El electrómetro usado con la cámara de pozo es un modelo CDX-2000B, un instrumento portátil digital de *Standard Imaging Inc.*

Para lograr trazabilidad de las calibraciones con el mínimo de incertidumbre, es esencial que las fuentes de referencia y los sostenedores de fuente usados para las calibraciones de las cámaras de pozo, sean lo más similares posible en los diferentes pasos de la cadena de trazabilidad. Las fuentes de <sup>137</sup>Cs usadas por el OIEA se muestran en la Tabla A1. Para facilitar el manejo, las fuentes se cargan en tubos sostenedores de Perspex. Las fuentes se fijan en los sostenedores usando barras de Perspex como se ilustra en la Figura A1.

TABLA A1. FUENTES DE REFERENCIA DE BRAQUITERAPIA EN EL LABORATORIO DE DOSIMETRÍA DEL OIEA

Radio- Nucleído	Tipo	Código	Actividad	Encapsulación (mm de SS)	Dimensiones externas	
			Nominal (MBq)		Longitud	Diámetro
<sup>137</sup> Cs	Tubo	CDCSJ5	2313	0.5	20.0	2.65
<sup>137</sup> Cs	Cilindro	CDC1100	3700	0.5	8.0	3.20

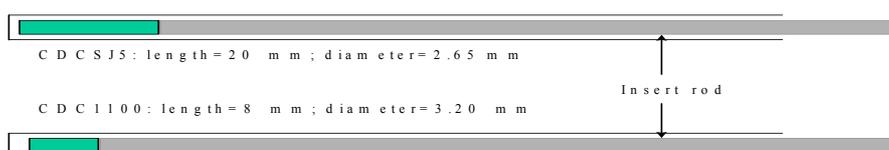


FIG. A1. Las fuentes se introducen en tubos de Perspex de longitud 150 mm y son mantenidos en posición usando barras.

Las fuentes de <sup>137</sup>Cs del OIEA han sido calibradas en términos de tasa de referencia de kerma en aire en NIST, USA. La tasa de referencia de kerma en aire de las fuentes el 1º de Mayo de 1996, era 339 µGy·h<sup>-1</sup> para la fuente tipo CDC1100 y 190.5 µGy·h<sup>-1</sup> para la fuente tipo CDCSJ5, con una incertidumbre estimada de menos de 2% al nivel de confianza de 95%.

Para la mayoría de las calibraciones de cámaras de pozo de hospital, las fuentes clínicas disponibles en la clínica pueden usarse por el LSCD para las calibraciones.

Como ejemplo de la determinación del punto de calibración, la Figura A2 muestra la variación relativa de la respuesta de la cámara del OIEA, normalizada al valor máximo. En todas estas medidas, la corriente de fuga contribuyó menos de 0.05% a la carga colectada. Puede verse que la respuesta máxima de la cámara del OIEA se obtiene para la fuente tipo CDCSJ5 (longitud total: 20 mm) cuando se inserta un espaciador de 39 mm en el fondo del pozo, mientras que para una fuente de tipo CDC1100 se necesita un espaciador de 45 mm (longitud total 8 mm). Esto significa que la máxima respuesta se obtiene cuando el centro de la fuente está alrededor de 50 mm del fondo de la cavidad del pozo. La respuesta disminuye alrededor de 0.5% para un corrimiento de alrededor de 9 mm en cualquier lado de la posición de máxima respuesta.

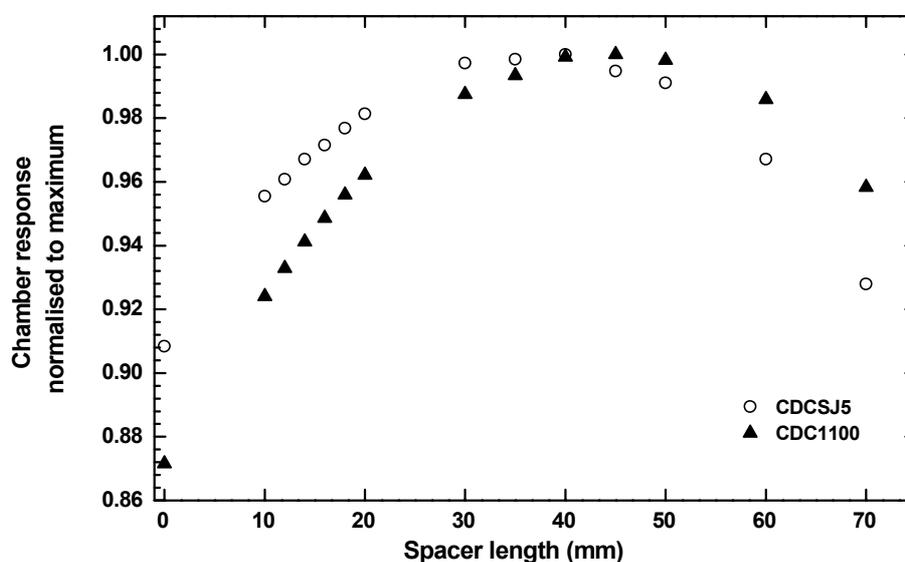


FIG.A2. Variación de la respuesta de la cámara de ionización de pozo con la longitud del espaciador.

### Trazabilidad del OIEA al LSCD

Esta sección describe los procedimientos en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA y los LSCD para establecer la trazabilidad de las calibraciones de fuentes de braquiterapia de  $^{137}\text{Cs}$  LDR usando cámaras de ionización de pozo. Como se ha discutido antes, la trazabilidad para fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  es la base para mantener la trazabilidad también de otras fuentes de braquiterapia que puedan calibrarse con la misma cámara de pozo.

El método recomendado está basado en la adquisición por los LSCD de fuentes y una cámara de pozo similar a las del Laboratorio de Dosimetría del OIEA. El método sugerido es que los LSCD calibren su cámara de pozo en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA usando las fuentes de referencia del OIEA. Los pasos involucrados en el establecimiento de una cadena de calibración para las fuentes de braquiterapia de  $^{137}\text{Cs}$  LDR del LPCD a los hospitales usuarios a través del Laboratorio de Dosimetría del OIEA son como sigue:

- EL OIEA tiene dos fuentes de braquiterapia de  $^{137}\text{Cs}$ , calibradas en un LPCD en términos de tasa de referencia de kerma en aire. Las fuentes, junto con una cámara de pozo y un electrómetro constituyen el estándar de dosimetría de braquiterapia del OIEA.
- El LSCD adquiere una fuente de braquiterapia no calibrada de  $^{137}\text{Cs}$  y una cámara de pozo similar a las del OIEA. El sistema cámara de pozo/electrómetro y la fuente constituirán el sistema estándar de dosimetría en braquiterapia del LSCD.
- El sistema cámara de pozo/electrómetro del LSCD es calibrado en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA usando el estándar de dosimetría en braquiterapia del OIEA.
- El LSCD mide la tasa de referencia de kerma en aire de su fuente usando el sistema calibrado bajo las mismas condiciones usadas para la calibración en EL OIEA.

El LSCD calibra las fuentes del usuario y la cámara de pozo usando su estándar.

### **Incertidumbres**

La incertidumbre relativa total en la calibración de las fuentes de referencia de  $^{137}\text{Cs}$  del OIEA en NIST ha sido estimada en 2% al nivel de confianza de 95%, o sea, aproximadamente 1% para una desviación estándar. La suma de las incertidumbres de las medidas en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA produce una desviación estándar relativa combinada de cerca de 1.2% ( $k=1$ ). Los detalles de la estimación de la incertidumbre se dan en la Tabla XIII.

TABLE A2. INCERTIDUMBRES ESTIMADAS (%) PARA LA CALIBRACIÓN DE LA CAMARA DE IONIZACIÓN DE POZO DEL LSCD PARA  $^{137}\text{Cs}$  EN EL LABORATORIO DE DOSIMETRÍA DEL OIEA

Componente de incertidumbre	Tipo A	Tipo B
1. Medidas en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA:		
– posicionamiento de la fuente en la cámara de pozo	0.04	
2. Medida de carga:		
– estabilidad del sistema (electrómetro + cámara)	0.30	
3. Corrección por cantidades de influencia	0.2	
Corrección por recombinación		0.1
Vida media de $^{137}\text{Cs}$		0.12
Impureza de la fuente		0.57
Suma cuadrática de las componentes 1 a 3	0.13	0.35
Incertidumbre combinada, tipo A+B (1 desviación estándar)	0.69	
4. Calibración de fuentes de referencia del OIEA en el NIST (tipo A+B)	1.00	
<b><i>Incertidumbre total combinada, tipo A+B (1 desviación estándar)</i></b>	<b><i>1.21</i></b>	

Nota: — Las incertidumbres por la posición y la estabilidad de la fuente son determinadas de una serie de medidas hechas en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA.

- La incertidumbre de la corrección por cantidades de influencia ha sido tomada de Ref. [36].

- La incertidumbre en la vida media está dada por la Sección de Datos Nucleares del OIEA.
- La incertidumbre debida a la impureza se toma como la presencia máxima probable de  $^{134}\text{Cs}$  citada por el fabricante.

El LSCD debe preparar una tabla de incertidumbres para sus calibraciones de cámara de pozo similar a la Tabla XIII. Si la fuente usada por el LSCD no es del mismo tipo que la usada por el laboratorio del OIEA, estará presente una incertidumbre adicional de hasta 1% en la tabla de incertidumbre.

## APÉNDICE B. CARACTERÍSTICAS INDEPENDIENTES DE LA FUENTE PARA DIFERENTES DETECTORES

SUMARIO DE IDONEIDAD DE DETECTORES PARA CARACTERÍSTICAS DE DOSIMETRÍA DE BRAQUITERAPIA: CARACTERÍSTICAS QUE SON INDEPENDIENTES DE LA FUENTE

Detector	Disponibilidad	Estabilidad a largo plazo	Linealidad en dosis	Dependencia de tasa de dosis	Dependencia de condiciones ambientales	Uso en agua	Medida en tiempo real	Costo
Película radiocrómica	Buena	Regular	Regular	Buena	Pobre	Regular	Pobre	Regular
TLD(LiF)	Buena	Pobre	Pobre	Buena	Regular	Pobre	Pobre	Regular
Centelleador plástico	Pobre	Regular/ Pobre	Buena	Regular	Regular	Regular	Regular	Pobre
Diodo	Regular	Pobre	Regular	N/A	Regular	Regular	Regular	Regular
Alanina	Regular	Regular	Regular	Regular	Pobre (?)	Pobre	Pobre	Pobre
PSL	Regular	Pobre	Buena	N/A	Pobre	Pobre	Pobre	Pobre
Diamante	Pobre	Regular	Pobre	Pobre	Regular	Regular	Regular	Pobre
Cámara de ionización de placas paralelas	Regular	Regular	Pobre	N/A	Pobre	Regular	Regular	Regular/ Pobre
Polímeros gel	Regular/Pobre	Regular	N/A	N/A	Pobre	Regular	Pobre	N/A

## APÉNDICE C. SISTEMAS DETECTORES PARA CALIBRACIÓN DE FUENTES DE ENERGÍA DE FOTONES DE BAJA ENERGÍA

SUMARIO DE IDONEIDAD DE DIFERENTES SISTEMAS DETECTORES PARA LA CALIBRACION DE FUENTES DE BAJA ENERGÍA

Detector	Tamaño/resol. espacial		Equivalencia a agua	Sensibilidad	Reproducibilidad	Dependencia de tasa de dosis	Dependencia de energía	Dependencia direccional
	Lateral	Profundidad						
Película radiocrómica	Buena	Buena	Buena	Pobre	Pobre	N/A	Pobre	Regular
TLD (LiF)	Pobre	Regular	Regular	Regular	Regular	N/A	Pobre	Pobre
Centelleador plástico	Pobre	Regular	Buena	Regular	Regular	N/A	Pobre	Regular
Diodo	Regular/ Pobre	Regular	Pobre	Regular	Regular	N/A	Pobre	Pobre
Alanina	Pobre	Pobre	Buena	Pobre	Regular	N/A	Regular	Regular
PSL	Buena	Buena	Buena	Buena	Regular	N/A	Pobre	N/A
Diamante	Pobre	Regular	Regular	N/A	N/A	N/A	Pobre	N/A
Cámara de ionización de placas paralelas	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Buena	N/A
Polímero gel	Regular	Regular	Buena	N/A	N/A	N/A	Buena	Regular

## APÉNDICE D. SISTEMAS DETECTORES PARA CALIBRACIÓN DE APLICADORES OFTALMOLÓGICOS DE RAYOS BETA

SUMARIO DE LA IDONEIDAD DE DIFERENTES SISTEMAS DETECTORES PARA LA CALIBRACIÓN DE APLICADORES OFTALMOLÓGICOS DE RAYOS BETA

Detector	Tamaño/resol. espacial		Equivalencia a agua	Sensibilidad	Reproducibilidad	Dependencia de la tasa de dosis	Dependencia de la energía	Dependencia direccional
	Lateral	Profundidad						
Película radiocrómica	Buena	Buena	Buena	Pobre	Pobre	N/A	Buena	Regular
TLD (LiF)	Pobre	Regular	Regular	Regular	Regular	N/A	Buena	Pobre
Centelleador plástico	Buena	Regular	Buena	Regular	Regular	N/A	Buena	Regular
Diodo	Reg/ Pobre	Buena	Pobre	Buena	Regular	N/A	Regular	Pobre
Alanina	Pobre	Regular	Buena	Pobre	Regular	N/A	Regular	Regular
PSL	Buena	Buena	Pobre	Buena	Regular	N/A	Regular	N/A
Diamante	Pobre	Regular	Buena	Buena	Regular	Pobre	Regular	Regular
Cámara de placas paralelas	Pobre	Reg/ Pobre	Regular	Pobre	Buena	N/A	Regular	Pobre
Polímero gel	Regular	Regular	Buena	N/A	N/A	N/A	Regular	N/A



## APÉNDICE F. DATOS GENERALES SOBRE DIFERENTES SISTEMAS DETECTORES

### CARACTERÍSTICAS DE ALGUNOS DETECTORES DISPONIBLES COMERCIALMENTE

Detector	Espesor efectivo (mm)	Espesor cubierta (mm)	Desplazamiento profundidad mm (mg/cm <sup>2</sup> )	Diámetro de medida (mm)	Diámetro físico (mm)
Película radiocrómica  Capa de emulsión 16-18 µm en base de 0.1 mm PTP*	0.0017	0	0 (0.12)	Diámetro del haz láser para medidas de absorbencia	Seleccionable
Balines cilíndricos de LiF:Mg,Ti tipo MTS-N	1.0	0	0.5 (132)	5	5
Cristales de alanina:L-α- mezclados con adhesivo de parafina, por A. Weiser Messtechnik	1.2	0	0.6 (66.4)	4.9	4.9
Centellador plástico de Essen tipo (PTW)	0.4	0.2 (poliestileno)	0.4 (39.2)	1	6
Detector de diamante PTW	0.3	0.65 (poliestireno)	0.8 (103)	4	7.1

\*PTP: tereftalato de polietileno.

## APÉNDICE G. CADENA DE TRAZABILIDAD Y REQUERIMIENTOS DE CALIBRACIÓN PARA FUENTES DE BRAQUITERAPIA

### TRAZABILIDAD DE LAS CALIBRACIONES Y VERIFICACIONES DE CALIBRACIÓN PARA FUENTES DE BRAQUITERAPIA

Paso	Fuentes de fotones, nucleídos de larga vida <i>Todas las fuentes clínicas a ser calibradas</i>	Fuentes de fotones, nucleídos de corta vida <i>Todas o muestra al azar, mín. 10 % de las fuentes clínicas a ser calibradas</i>		Fuentes de rayos beta <i>Todas las fuentes clínicas a ser calibradas</i>		
	$^{137}\text{Cs}$ , ( $^{60}\text{Co}$ )	$^{192}\text{Ir}$	$^{125}\text{I}$ , $^{103}\text{Pd}$	$^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$ , $^{106}\text{Ru}$ - $^{106}\text{Rh}$ , $^{32}\text{P}$		
				Fuentes planas	Fuentes cóncavas	Fuentes de semillas
Estándar de referencia en LPCD	Cámara con cavidad esférica de grafito (LDR).  Medidas libres en aire	Cámara con cavidad esférica de grafito, medida libre en aire (LDR).  Calibración interpolativa con medidas libres en aire (HDR).	WAFAC (rayos-x de titanio excluidos)	Cámara Extrapol.	Detector Calibrado + Fuente de referencia plana	Detector Calibrado + Fuente de referencia plana
Estándar de trabajo en LPCD	Cámara de ionización de volumen grande, medidas libres en aire +fuente de referencia	Cámara de ionización de pozo	Cámara de ionización de pozo	Cámara de extrapolación o detector calibrado +fuente plana calibrada	Detector Calibrado	Cámara de ionización de pozo +fuente de ref.
Estándares en el Laboratorio del OIEA *, LSCD o ADCL y el Laboratorio del fabricante	Cámara de ionización de pozo +fuente de referencia (LDR & HDR)	Cámara de ionización con factor de calibración interpolativo (HDR). Cámara de ionización de pozo (HDR & LDR).	Cámara de ionización de pozo	Fuente plana calibrada +Detector calibrado	Fuente plana calibrada +Detector calibrado	Cámara de pozo. +fuente de referencia
Usuario en hospital	Cámara de ionización de pozo +Fuente de referencia	Cámara de ionización de pozo	Cámara de ionización de pozo	Detector calibrado	Detector calibrado	Cámara de pozo. +fuente de referencia

\* Actualmente EL OIEA provee calibraciones de cámaras de pozo sólo para  $^{137}\text{Cs}$  LDR.

## COLABORADORES EN LA PREPARACIÓN Y EXAMEN

Aguirre, J.F.	Radiological Physics Center, M.D. Anderson Hospital, United States of America
Andreo, P.	International Atomic Energy Agency
De Almeida, C.E.	Laboratorio de Ciencias Radiologicas, Brazil
DeWerd, L.	Radiation Calibration Laboratory, University of Wisconsin, United States of America
Durosinmi-Etti, F.	International Atomic Energy Agency
Ezzell, G.A.	Radiation Oncology Physics, Harper Hospital and Wayne State University, United States of America
Izewska, J.	International Atomic Energy Agency
Jones, C.H.	Royal Marsden NHS Trust, United Kingdom
Järvinen, H.	Finnish Center for Radiation and Nuclear Safety (STUK), Finland
Llamas, A.	International Atomic Energy Agency
Marinello, G.	Unité de Radiophysique, Hôpital Henri Mondor, France
Matscheko, G.	International Atomic Energy Agency
Meghzifene, A.	International Atomic Energy Agency
Mehta, K.	International Atomic Energy Agency
Ortiz-López, P.	International Atomic Energy Agency
Shanta, A.	International Atomic Energy Agency
Shortt, K.	International Atomic Energy Agency
Soares, C. G.	National Institute of Standards and Technology (NIST), United States of America
Selbach, H.-J.	Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Germany
Stovall, M.	Department of Radiation Physics, M.D. Anderson Cancer Center, United States of America
Tölli, H.	International Atomic Energy Agency
Webb, G.	International Atomic Energy Agency
Wilkinson, J.	North Western Medical Physics Department, United Kingdom
Williamson, J.F.	Division of Rad. Oncology, Mallinckrodt Inst. of Radiology, United States of America
Visser, A.	Department of Clinical Physics, Dr. Daniel Den Hoed Cancer Center, Netherlands
Zsdansky, K.	International Atomic Energy Agency

### Reuniones de Consultores

Vienna, Austria: 22–24 Mayo 1995, 11–15 Diciembre 1995,  
21–25 Abril 1997, 19–22 Octubre 1998, 1–5 Noviembre 1999, 7–11 Mayo 2001

## **PUBLICACIONES DEL OIEA RELACIONADAS AL TEMA**

Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Reports Series No. 398 (2000).

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, STI/PUB/1027 (1998).

IAEA/ESTRO Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams, ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet No. 3, Garant Publ., Leuven (1997).

Quality Assurance in Radiotherapy, IAEA-TECDOC-989 (1997).

Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277, 2nd edition (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 No. 381 (1997).

FAO/IAEA/ILO/OECD(NEA)/PAHO/WHO, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115 (1996).

Review of Data and Methods Recommended in the International Code of Practice IAEA Technical Reports Series No. 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 No. 374 (1994).

Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Seminar Leuven, 1991), IAEA-TECDOC-734 (1994).

Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993) (1994).