

NOTA IMPORTANTE:

La entidad sólo puede hacer uso de esta norma para si misma, por lo que este documento NO puede ser reproducido, ni almacenado, ni transmitido, en forma electrónica, fotocopia, grabación o cualquier otra tecnología, fuera de su propio marco.

ININ/ Oficina Nacional de Normalización

NORMA CUBANA

NC

352: 2005

**DOSÍMETROS CLÍNICOS DE REFERENCIA CON CÁMARAS
DE IONIZACIÓN UTILIZADOS EN RADIOTERAPIA—
MÉTODOS DE VERIFICACIÓN**

**Clinical reference dosimeters with ionization chambers
as used in radiotherapy— Verification method**

ICS: 11.040.55

1. Edición Diciembre 2005
REPRODUCCIÓN PROHIBIDA

Oficina Nacional de Normalización Calle E No. 261 Vedado, Ciudad de La Habana.
Cuba. Teléfono: 830-0835 Fax: (537) 836-8048 Correo electrónico: nc@ncnorma.cu



Cuban National Bureau of Standards

NC 352: 2005

Prefacio

La Oficina Nacional de Normalización (NC) es el Organismo Nacional de Normalización de la República de Cuba y representa al país ante las organizaciones internacionales y regionales de normalización.

La elaboración de las Normas Cubanas se realiza generalmente a través de los Comités Técnicos de Normalización. La aprobación de las Normas Cubanas es competencia de la Oficina Nacional de Normalización y se basa en las evidencias del consenso.

Esta norma:

- Ha sido elaborada por el Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones de conjunto con el NC/CTN – 2 de Metrología, en el que están representadas las siguientes instituciones:

Ministerio de la Industria Alimenticia.
Ministerio del Azúcar
Ministerio de las Fuerzas Armadas Revolucionarias
Ministerio de la Industria Sidero Mecánica
Ministerio de Comercio Exterior
Instituto Superior Politécnico “José A. Echeverría”
Oficina Territorial de Normalización de Villa Clara
Instituto Nacional de Investigaciones en Metrología
Oficina Nacional de Normalización.

- Contiene los Anexos A al E.

© NC, 2005

Todos los derechos reservados. A menos que se especifique, ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida o utilizada en alguna forma o por medios electrónicos o mecánicos, incluyendo las fotocopias, fotografías y microfilmes, sin el permiso escrito previo de:

Oficina Nacional de Normalización (NC)

Calle E No. 261, Vedado, Ciudad de La Habana, Habana 4, Cuba.

Impreso en Cuba

Índice

1. Objeto4

2. Definiciones4

3. Requisitos generales del proceso de verificación5

4. Método de verificación8

5. Procesamiento de los resultados de la verificación11

6. Estimación de la incertidumbre12

7. Interpretación de los resultados de la medición14

8. Certificación de aptitud15

Bibliografía27

DOSÍMETROS CLÍNICOS DE REFERENCIA CON CÁMARAS DE IONIZACIÓN USADOS EN RADIOTERAPIA — MÉTODO DE VERIFICACIÓN

1 Objeto

1.1 La presente norma se aplica a dosímetros clínicos de referencia compuestos por una cámara de ionización y un electrómetro destinados a medir la Kerma y tasa de Kerma en aire o la dosis y tasa de dosis absorbida en agua, en los haces externos de radiación gamma de ^{60}Co , rayos X de bajas energías (< 100 kV de potencial generado), rayos X de energía media (> 80 kV de potencial generado), fotones de altas energías generados por electrones con energías en el intervalo de 1 - 50 MeV y electrones con energías superiores a 10 MeV.

1.2 En la norma se hace uso de la expresión “dosis (tasa)” cuando las disposiciones se aplican tanto a la medida de dosis absorbida en agua o Kerma en aire como a la tasa de dosis absorbida en agua o tasa de Kerma en aire respectivamente.

1.3 La norma es aplicable a los dosímetros clínicos de referencia cuyos campos de aplicación están dirigidos a las actividades de auditorías, trabajos de dosimetría de referencia en los haces de radioterapia, calibraciones cruzadas internas de dosímetros locales en haces de aceleradores de electrones y fotones de altas energías y a chequeos periódicos de los coeficientes de calibración (determinados por un laboratorio nacional de calibración acreditado) de los dosímetros de campo locales durante el uso rutinario de los mismos dentro de la institución hospitalaria.

1.4 Esta norma se aplica a los dosímetros clínicos de referencia nuevos, reparados y en uso.

1.5 No se aplicará la norma a dosímetros clínicos de campo usados para trabajos rutinarios en hospitales, ni para otros con detectores termoluminiscentes, diamante y semiconductores utilizados para mediciones “in vivo” en haces de radiación de uso médico, ni a dosímetros usados para mediciones de protección radiológica de los trabajadores, ni a aquellos instrumentos dosimétricos patrones usados en la certificación de mediciones y ensayos.

2 Definiciones

Las definiciones usadas en la presente norma están fundamentalmente relacionadas en la Bibliografía, referencias [1] y [3]. Las definiciones adicionales relacionadas con el capítulo 4 se presentan en el Anexo A.

2.1 Valor convencionalmente verdadero de una magnitud (M_V)

Es la mejor estimación de la dosis (tasa), utilizada para la verificación del equipo. Este valor y su incertidumbre serán determinados a partir de un patrón primario o secundario, o con un instrumento de referencia, calibrado con un patrón primario o secundario.

2.2 Valor indicado(M)

Valor de una magnitud derivada de la lectura en la escala de un instrumento y teniendo en cuenta todos los factores de escala indicados en el panel de control.

2.3 Coeficiente de variación (V)

Es el cociente entre la desviación típica de los valores indicados por el instrumento y el valor de la media aritmética de un conjunto de n valores indicados (M_i). Viene dado por la siguiente fórmula,

$$V = \frac{s}{\bar{M}} = \frac{1}{\bar{M}} \cdot \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (M_i - \bar{M})^2} \quad (1)$$

$$\bar{M} = \sum M_i / n \quad (2)$$

donde:

s es la desviación típica de los valores indicados por el dosímetro,

\bar{M} es el valor de la media aritmética de n valores indicados

2.4 Respuesta (R)

Es el cociente entre el valor indicado por el dosímetro entre el valor convencionalmente verdadero de la magnitud en la posición del punto de referencia de la cámara de ionización.

2.5 Coeficiente de calibración

Es el coeficiente que convierte el valor indicado, corregido en función de las condiciones de referencia especificadas, al valor convencionalmente verdadero de la magnitud medida en la posición del punto de referencia de la cámara de ionización.

2.6 Punto de Referencia de una cámara

Punto en una cámara de ionización que durante una calibración coincide con el punto donde se determina el valor convencionalmente verdadero.

3 Requisitos generales del proceso de verificación

3.1 Patrones y medios de verificación.

La instrumentación usada en las verificaciones de los dosímetros clínicos de referencia deberá tener las siguientes características:

El dosímetro patrón de verificación debe ser calibrado periódicamente (cada 5 años o menos) contra el patrón nacional del país. En el caso de no existir debe ser calibrado en un Laboratorio Primario de Calibración o en el Laboratorio de Dosimetría del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Debe haberse sometido a más de dos intercomparaciones internacionales con resultados satisfactorios en los últimos 5 años de uso. Además el mismo debe conservarse bajo condiciones óptimas y en un laboratorio acreditado que mantenga un programa específico de control de calidad sobre el sistema de medición. Su equipamiento e instrumentación debe estar en

correspondencia con los requerimientos internacionales [3, 4, 5]. En las tablas 1, 2, 3 y 4 se muestran las especificaciones del equipamiento más importantes.

Tabla 1 — Características del sistema dosimétrico patrón¹⁾

Característica técnica	Límite de variación
Resolución	$\pm 0.25 \%^{a)}$
Repetibilidad ^{b)}	$\pm 0.25 \%$
Deriva del cero	$\pm 0.5 \%^{c)}$
Desplazamiento del cero	$\pm 0.5 \%^{a)}$
No linealidad	$\pm 0.5 \%$
Estabilidad a largo plazo	$\pm 0.5 \%^{d)}$
Corriente de fuga	$\leq \pm 10^{-14} \text{ A}$
^a En por ciento de la lectura mínima útil sobre la escala. ^b Se asume como la desviación típica relativa de una medida individual cercana al valor mínimo útil indicado en la escala. ^c En por ciento del valor indicado producido por la corriente mínima de entrada para la cual se cumple los requisitos para las características técnicas de no linealidad y desplazamiento del cero del instrumento ^d de la respuesta por año en el margen útil del sistema dosimétrico	

NOTA1: La descripción de las características técnicas se encuentran en el Anexo A de la norma.

La instrumentación auxiliar es de gran importancia para las correcciones de las medidas en las condiciones ambientales durante la verificación. El laboratorio debe conservar un termómetro de mercurio y un barómetro que sean de alta precisión. Estos deben estar debidamente calibrados. Además debe conservar un higrómetro para las medidas de humedad. Las características de dicha instrumentación se muestran en la tabla 2.

Tabla 2 — Características de los instrumentos auxiliares.

Instrumento	Resolución	Rango de medición
Termómetro	$\pm 0.2 \text{ }^\circ\text{C}$	$- 0.5 \text{ }^\circ\text{C} \div 30 \text{ }^\circ\text{C}$
Barómetro	$\pm 0.1 \text{ kPa}$	$95 \text{ kPa} \div 105 \text{ kPa}$
Higrómetro	$\pm 1.0 \%$	$20\% \div 80\%$

Tabla 3— Características de las fuentes de radiación ¹⁾.

Fuente	Característica técnica	Límite de variación
Irradiador de ⁶⁰ Co	Rango de Tasa de dosis a distancia de verificación	> 0.1 Gy/min
Unidad de rayos X con blanco emisor de Wolframio	Porcentaje de rizado del generador ^{a)}	< 10 %
	Variación de la tensión media fijada	± 1 %
	Capa hemirreductora ^{a)}	± 2 % ^{b)}
Dispositivo de control de la estabilidad con fuente de ⁹⁰ Sr.	Diferencia de la salida en un año después de la corrección por decaimiento.	± 0.5 %
	Repetibilidad de la salida	± 0.3 %
^a Las características técnicas señalizadas se describen en el Anexo A de la norma. ^b En por ciento de las especificadas en el reporte técnico OIEA TRS 374.		

NOTA 2: La naturaleza, construcción y condiciones de empleo de las fuentes radiactivas deben de estar de acuerdo con reporte técnico OIEA TRS 374 [5].

Tabla 4— Características de la instalación de verificación.

Características	Límite de variación
Aporte de la radiación dispersa	< 1% ^{a)}
Exactitud de la distancia fuente-cámara.	± 0.5 mm ^{b)}
Exactitud del temporizador.	± 0.1% ^{c)}
Fondo a 1 m de la fuente	< 10 µGy/h
Fondo a 5 cm de la superficie del cabezal	< 200 µGy/h
^a En por ciento de la tasa de dosis medida. ^b Con relación a la distancia fuente-detector elegida. ^c En por ciento del tiempo fijado	

3.2 Condiciones normalizadas de verificación

En ausencia de recomendaciones del fabricante la verificación de los instrumentos dosimétricos deberá hacerse en las condiciones dadas en la Tabla 5.

Tabla 5— Condiciones normalizadas de verificación.

Magnitud de influencia	Condiciones normalizadas de verificación		
	Haz de ^{60}Co	Rayos X de energía media ^{a)}	Rayos X de baja energía ^{a)}
Tamaño del campo ^{b)}	10 cm x 10 cm	10 cm x 10 cm	3 cm x 3cm ó 3 cm de diámetro
Distancia de posicionamiento ^{c)}	80 cm ó 100 cm	80 cm ó 100 cm	100 cm
Dimensiones del maniquí ^{d)}	30cm x 30cm x 30cm	30cm x 30cm x 30cm	12cm x 12cm x 6cm
Profundidad del punto de referencia de la cámara en el maniquí ^{e)}	5 g/cm ²	2 g/cm ²	superficie
Temperatura ambiente ^{f)}	De 15 °C a 25 °C		
Humedad relativa	de 30 % a 75%		
Presión atmosférica	Presión en el momento de la verificación		
Orientación de la cámara de ionización	Especificada por el fabricante		
<p>a) Calidades de radiación elegidas según el uso del dosímetro en el haz terapéutico de rayos X [ver Anexo B]</p> <p>b) Tamaño del campo de radiación en la superficie del maniquí cuando se verifica en términos de dosis absorbida en agua o tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara cuando se realizan las mediciones en aire.</p> <p>c) Distancia fuente-superficie del maniquí cuando se verifica en términos de dosis absorbida en agua o distancia fuente-cámara cuando se verifica el dosímetro en aire libre.</p> <p>d) Maniquíes de características especificadas en el reporte técnico del OIEA TRS 398 [6] para las mediciones en términos de dosis absorbida en agua.</p> <p>e) Solo aplicable a mediciones en términos de dosis absorbida en agua.</p> <p>f) Para verificaciones en maniquí de agua debe considerarse que la temperatura del aire de la cavidad de la cámara es la misma que en el maniquí, la cual deberá medirse.</p>			

4 Método de verificación

4.1 Generalidades

La verificación de los dosímetros clínicos consistirá en la realización de tres exámenes a su entrada al laboratorio de verificación. Los exámenes que se realizan son:

- Examen exterior
- Comprobación del funcionamiento
- Comprobación de los parámetros metrológicos.

La comprobación de los parámetros metrológicos es el más importante debido a su complejidad y diferenciación en dependencia de si es una verificación inicial o posterior. Dicho examen consta de varias pruebas como la comprobación de la estabilidad a largo plazo, dependencia energética, repetibilidad y no linealidad. Será además un requisito indispensable la calibración del dosímetro en la calidad de radiación para la que va a ser usado. En el caso de no existir las calidades específicas del haz clínico en el laboratorio de verificación será responsabilidad del usuario de hacer las interpolaciones y cálculos pertinentes para hacer la determinación de la dosis absorbida según las recomendaciones internacionales [6, 7, 8] para estos casos.

Como paso inicial se anotarán los datos del dosímetro (usuario, modelo, número de serie, etc.) en el "Registro de medición de la verificación de dosímetros clínicos"(ver Anexo C).

4.2 Examen exterior

En el examen exterior se comprueba que:

- El dosímetro conste de todas las partes, cámara de ionización, electrómetro, cables de conexión y la documentación técnica necesaria para efectuar la verificación;
- Estén debidamente marcados: todas las conexiones eléctricas, mandos de funcionamiento y dispositivos de visualización;
- Exista la marca y los símbolos de la escala en el electrómetro;
- No haya óxido en las partes componentes, ni suciedad, ni daños infringidos a los cristales de la escala, el dispositivo de visualización, ni en otras partes exteriores del dosímetro.

5 Comprobación del funcionamiento

En esta etapa se conecta el sistema dosimétrico como mínimo 15 minutos. Posteriormente se comprueba:

- El correcto funcionamiento de los dispositivos de dirección, regulación y corrección, excepto los dispositivos de ajuste.
- El correcto funcionamiento de los dispositivos de iluminación y la calidad del alumbrado de la escala,
- Que la resolución de la escala no sea mayor de $\pm 0.25\%$ del valor mínimo útil de la lectura de escala,
- La capacidad de trabajo de las fuentes de alimentación,
- La fuga para dosímetros que acumulan cargas en un condensador durante la medida. En este caso la corriente de fuga debe mantenerse en el orden de $\pm 10^{-14}$ A. Para ello se debe encender el dosímetro por al menos 15 minutos antes de iniciar la prueba. Más adelante se elige la escala más sensible y se irradia el dosímetro hasta que alcance el 90 % de la escala. Se toma la lectura de la carga (Q_1) al principio en el tiempo (t_1) y después de 5 min. (t_2) se toma una segunda lectura (Q_2). Posteriormente se calcula la fuga como $I_{fuga} = (Q_2 - Q_1) / (t_2 - t_1)$ (3).

4.4 Comprobación de los parámetros metrológicos

4.4.1 La comprobación de los parámetros metrológicos de los dosímetros clínicos consiste en la realización de pruebas de estabilidad a largo plazo y repetibilidad de las mediciones del mismo durante una verificación posterior. Dicha verificación incluye además una calibración del dosímetro en haces de ^{60}Co , para aquellos usados en mediciones de haces terapéuticos de ^{60}Co y fotones y electrones de altas energías. Para los dosímetros usados en haces de rayos X de energía media y baja, la calibración se realizará en al menos dos calidades en el rango de uso. En el caso de una verificación inicial se realizarán las pruebas anteriores y se adicionará un ensayo de dependencia energética, un estudio de la no-linealidad en la escala calibrada. Las calidades de radiación típicamente usadas en los laboratorios de calibración para rayos X de baja y media energía se muestran en las tablas B.1 y B.2 del Anexo B.

4.4.2 La calibración de los dosímetros clínicos se determina por los métodos siguientes:

a) Método de sustitución

Por este método se hace una comparación directa, en un punto de calibración en el haz, de los valores medidos por el dosímetro sujeto a verificación con los valores medidos por el dosímetro patrón en un campo de radiación X o gamma. Ambos dosímetros se colocan en el mismo punto de calibración en momentos diferentes.

b) Método de calibración simultánea

Por este método se hace una comparación, al mismo tiempo, de los valores medidos por el dosímetro sujeto a verificación con los valores medidos por el dosímetro patrón. Ambos dosímetros son irradiados al mismo tiempo.

4.4.2.1 Para la calibración del dosímetro sometido a verificación se colocará la cámara de ionización en la instalación de verificación bajo condiciones normalizadas que se eligen según el uso que se le va dar al dosímetro (ver tabla 5)

4.4.2.2 El termómetro auxiliar se colocará lo más cercano posible a la cámara de ionización pero fuera del haz de irradiación. En el caso de verificaciones en maniquí de agua el termómetro se colocará dentro del mismo.

4.4.2.3 Se realiza una irradiación de la cámara de ionización y se anotarán 10 indicaciones en un punto del margen útil de medición del dosímetro. Se tomarán además las indicaciones de temperatura, presión atmosférica y humedad durante la medición.

4.4.2.4 Se realizarán las mismas operaciones de los puntos 4.4.2.1, 4.4.2.2 y 4.4.2.3 de forma simultánea o por sustitución para el sistema dosimétrico patrón.

4.4.3 La comprobación de la estabilidad a largo plazo del dosímetro se realizará a través del chequeo de la respuesta del dosímetro a lo largo de los años para condiciones normalizadas en la instalación de verificación (ver tablas 4, 5) con el uso de un irradiador de ^{60}Co (ver tabla 3). Las operaciones de los puntos 4.4.2.1, 4.4.2.2 y 4.4.2.3 servirán para el desarrollo de esta prueba. En el caso de una verificación inicial si el dosímetro viene con un coeficiente de calibración de otro laboratorio éste servirá de base para la realización de la prueba. En el caso contrario se deberá repetir esta prueba 3 veces durante 3 meses consecutivos para determinar la estabilidad. Alternativamente, se podrá realizar dicha prueba con un dispositivo de control de la estabilidad de ^{90}Sr del laboratorio de verificación, para ésta debe existir una medida previa en dicho dispositivo y no se necesitará del coeficiente de calibración del dosímetro.

4.4.4 La prueba de repetibilidad del dosímetro sujeto a verificación se realizará utilizando el dispositivo de control de la estabilidad de ^{90}Sr o el irradiador de ^{60}Co de la instalación de verificación. El parámetro metrológico que se comprueba es el coeficiente de variación de una medida individual cercana al valor mínimo útil indicado en la escala donde se realiza la verificación.

4.4.4.1 En el caso de ser utilizado del dispositivo de control de la estabilidad de ^{90}Sr se deberá colocar la cámara de ionización y el termómetro en los orificios del dispositivo diseñados para ello. En el caso del irradiador de ^{60}Co se ubicará la cámara a una distancia de verificación con tasas de dosis tales que se pueda medir correctamente valores cercanos al mínimo útil de la escala.

4.4.4.2 Se irradiará la cámara de ionización y se tomarán 10 indicaciones en el electrómetro que estén cerca del valor mínimo útil de medición. Además se anotarán los valores de temperatura, humedad y presión atmosférica.

4.4.5 Las mediciones se anotarán en el “Registro de medición de la verificación de dosímetros clínicos”(ver Anexo C).

4.4.6 Para los dosímetros sometidos a verificación inicial se determinarán los márgenes de trabajo y se realizarán 2 pruebas adicionales la de no-linealidad y dependencia energética. Dichas pruebas se muestran en el Anexo D.

5 Procesamiento de los resultados de la verificación

5.1 Una vez culminadas las etapas de examen exterior, comprobación del funcionamiento y comprobación de los parámetros metrológicos, la aptitud para el uso de un dosímetro clínico sometido a verificación posterior se determina teniendo en cuenta la respuesta del mismo en el tiempo, la corriente de fuga medida y el coeficiente de variación de una medida cercana al valor mínimo útil indicado en la escala donde se verifica.

5.2 Para los valores indicados de los puntos 4.4.2.3, 4.4.2.4 y 4.4.4.2 se calculará la media aritmética de las indicaciones del patrón (\bar{M}_P) y del dosímetro sujeto a verificación (\bar{M}_{inst}). Además se calcularán las desviaciones típicas relativas s_P y s_{inst} y los coeficientes de variación V_P y V_{inst} respectivamente.

5.3 La media aritmética de los valores indicados se corregirá a las condiciones ambientales de referencia con el factor:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 + T_0)} \cdot \frac{P_0}{P} \quad (4)$$

donde:

T temperatura media durante la medición (°C),

P presión atmosférica media durante la medición (kPa),

To temperatura de referencia, 20 °C,

Po presión atmosférica de referencia, 101.325 kPa

5.4 La respuesta R del dosímetro en el tiempo se calculará de la siguiente manera:

$$R = N_{D,K,anterior} \cdot \bar{M}_{TP,inst} / M_{V,initial} \cdot k_{dec} \quad (5)$$

$$k_{dec} = \exp(-0.693 \cdot t / T_{1/2}) \quad (6)$$

donde:

$N_{D,K,anterior}$	coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua o Kerma en aire determinado en la anterior calibración del dosímetro sujeto a verificación, si la prueba se realiza con el dispositivo de control de la estabilidad $N_{D,K,anterior}=1$ y es adimensional,
$\bar{M}_{T,P,inst}$	media aritmética de los valores indicados del dosímetro corregida por k_{TP}
$M_{V,initial}$	valor convencionalmente verdadero inicialmente establecido en el Laboratorio de Verificación,
k_{dec}	factor que considera el decaimiento la fuente radiactiva usada para la prueba,
$T_{1/2}$	es el período de semi-desintegración de la fuente radiactiva. $T_{1/2}=28.7$ años para el ^{90}Sr y $T_{1/2}= 5.27$ años para el ^{60}Co .

5.5 El nuevo coeficiente de calibración se calculará como:

$$N_{D,K} = N_{D,K,P} \cdot \bar{M}_{TP,P} / \bar{M}_{TP,inst} \quad (7)$$

donde:

$N_{D,K,P}$	coeficiente de calibración del dosímetro patrón en términos de Kerma en aire o dosis absorbida en agua,
$\bar{M}_{TP,P}$	media aritmética de los valores indicados del dosímetro patrón corregida por k_{TP}

5.6 Para la prueba de repetibilidad descrita en el punto 4.4.4 se realizarán los cálculos del coeficiente de variación y se comparará con los límites establecidos.

5.7 Los resultados de los cálculos se plasmarán en el "Registro de verificación de dosímetros clínicos" que se muestra en el Anexo E.

5.8 En el caso de una verificación inicial el procesamiento de los resultados deberá efectuarse como se determina en el punto D.3 del Anexo D.

6 Estimación de la incertidumbre

6.1 La incertidumbre del nuevo coeficiente de calibración se estima siguiendo las recomendaciones internacionales [9]. En dicho cálculo se tendrán en cuenta, como mínimo, las incertidumbres tipo A y tipo B que influyen durante la medición con el patrón y el dosímetro sujeto a verificación. Los aportes principales se desglosan a continuación considerando que otras magnitudes de influencia como la rotación e inclinación de la cámara, la fuga, resolución y otras son insignificantes durante la calibración.

6.1.1 Aportes principales de incertidumbres durante la medición del patrón:

- El coeficiente de calibración del dosímetro patrón determinado en el OIEA o un laboratorio primario,
- La repetibilidad de la medición, tipo A,
- Estabilidad a largo plazo del dosímetro patrón, tipo B,

- Medición y determinación de la densidad del aire, tipo B,

6.1.2 Aportes principales durante la medición con el dosímetro sujeto a verificación

- La repetibilidad de la medición, tipo A,
- Estabilidad a largo plazo del dosímetro, tipo B,
- Medición y determinación de la densidad del aire, tipo B,

6.1.3 Aportes principales que influyen durante la medición de ambos dosímetros:

- La exactitud en la determinación de la distancia fuente-detector, tipo B
- La estabilidad de la alta tensión del generador y de la corriente del tubo de rayos X en el caso de ser una unidad de rayos X, tipo A,
- El factor de corrección a la no homogeneidad del haz de radiación en el volumen del detector del patrón, tipo B

6.2 Cuando falta información o no se tiene la manera de medir la influencia de una magnitud es razonable suponer que las incertidumbres individuales tienen una distribución rectangular de probabilidad. Este es el caso de las incertidumbres tipo B, donde $u_{B,i} = a_i/\sqrt{3}$ (8), a_i – límite de variación de una magnitud de influencia i . Las incertidumbres tipo A son el resultado de n mediciones y se representan por las desviaciones típicas de la media calculada como, s_k/\sqrt{n} (9),

6.3 La incertidumbre típica combinada, U , del coeficiente de calibración se calculará por la combinación cuadrática de las incertidumbres individuales tipo B y tipo A como:

$$U = \sqrt{\frac{1}{3} \cdot \sum_i a_i^2 + \sum_k \frac{s_k^2}{n}} \quad (10)$$

6.4 El resultado del cálculo se anotará en el “Registro de verificación de dosímetros clínicos” (ver Anexo E).

7 Interpretación de los resultados de la medición

7.1 De acuerdo a las características metrológicas resultantes del proceso de verificación, los dosímetros se consideran aptos para el uso en actividades de dosimetría clínica de referencia en haces terapéuticos. Los requisitos metrológicos para cada uso se muestran en la Tabla 6.

7.2 Un dosímetro clínico se considera no apto para el uso si se le detectan problemas como resultado del examen exterior y la comprobación del funcionamiento que imposibiliten una correcta verificación ó si incumple como mínimo con uno de los requisitos metrológicos, que se muestran en la Tabla 6.

7.3 El límite de variación de la estabilidad a largo plazo está calculado para dos años entre una verificación y la otra. De realizarse una verificación en menos de este tiempo, entonces el límite debe ser de $\pm 0.7 \%$.

7.4 Los límites de variación establecidos aseguran el cumplimiento de requerimientos técnicos mínimos fijados en la norma internacional IEC 60731 [3]. Sin embargo, varios de dichos límites no

coinciden con los establecidos en la IEC 60731 por considerar otros factores que se adaptan a las condiciones de prueba que se establecen en esta norma. Principalmente esto viene causado por la realización de pruebas del conjunto cámara de ionización – electrómetro unidas mientras que en la IEC se realizan por separado.

Tabla 6— Requisitos metroológicos de los dosímetros sujetos a verificación.

Uso del dosímetro	Estabilidad a largo plazo	Repetibilidad	No-linealidad ^{a)}	Dependencia energética ^{a)}
⁶⁰ Co , fotones y electrones de alta energía	≤ 1.4% ^{b)}	≤ 0.6% ^{c)}	≤ 0.5 %	1.33 MeV
Rayos X de energías medias				≤ ± 2 % en aire (70kV – 250kV) ≤ ± 4 % en aire ^{d)} (200kV–1.3 MeV) ≤± 4 % en agua ^{d)} (135kV–1.3 MeV)
Rayos X de bajas energías				≤ ± 2 % (11.5 kV – 70 kV)
<p>a) Prueba realizada durante una verificación inicial.</p> <p>b) Límite de variación establecido para el dosímetro compuesto por la cámara y el electrómetro calculado para 2 años de uso. Dicho límite es resultado de la combinación cuadrática de los límites establecidos en la IEC 60731 para la cámara y el electrómetro por separado.</p> <p>c) Límite de variación establecido como resultado de la combinación cuadrática de los límites establecidos en la IEC 60731 para la repetibilidad del dispositivo de control con ⁹⁰Sr y del electrómetro.</p> <p>d) Límites de variación de la dependencia energética para dosímetros que se pretenden usar para energías medias de rayos x y radiación gamma hasta 1.33 MeV (⁶⁰Co).</p>				

8 Certificación de aptitud

8.1 Los dosímetros clínicos que cumplen con lo establecido en esta norma se declaran aptos para el uso mediante la aplicación del sello de verificación “Apto para el uso” en un lugar visible de la cámara de ionización y el electrómetro. Además se emitirá un certificado de verificación inicial ó posterior según el formato establecido por la Oficina Nacional de Normalización.

8.2 Los dosímetros que no cumplan con lo establecido en esta norma se declaran no aptos para su uso mediante la aplicación del sello de verificación “No Apto para el uso” en un lugar visible de la cámara de ionización y el electrómetro.

8.3 Los dosímetros declarados no aptos para el uso no podrán utilizarse hasta tanto sean reparados y verificados nuevamente.

Anexo A

Definiciones y términos adicionales

El presente anexo muestra las definiciones adicionales principalmente usadas en el punto 4.1 de la norma.

- A.1 **Resolución del dispositivo de visualización:** La menor variación de lectura de escala que puede ser cifrada numéricamente sin interpolación. Con un dispositivo de lectura analógico, es la menor fracción en un intervalo de escala que puede ser determinada por un observador en condiciones determinadas. Con un dispositivo de lectura digital, la resolución es ± 1 de la última cifra visualizada.
- A.2 **Repetibilidad:** Diferencia entre los valores indicados en mediciones sucesivas bajo condiciones constantes como resultado de las fluctuaciones o la deriva del instrumento a corto y largo plazo.
- A.3 **Margen útil de los valores indicados:** margen de los valores indicados dentro del cual el instrumento cumple con las características técnicas de no linealidad, repetibilidad y resolución. El valor indicado útil máximo (mínimo) es el valor más elevado (más bajo) indicado en dicho margen. El concepto de margen útil puede aplicarse igualmente a la corriente de entrada y a las lecturas de escala.
- A.4 **Margen Nominal:** Margen de los valores de una magnitud de influencia o parámetro de un instrumento dentro del cual funcionará el instrumento en los límites de variación.
- A.5 **Deriva del cero:** Cambio continuo de la lectura de escala en un electrómetro con:
- la selección en la posición "ajuste del cero", o
 - la selección en la posición "medida" y la entrada desconectada de una cámara de ionización, o
 - la selección en la posición "medida" cuando la entrada está conectada a una cámara de ionización cuya corriente de fuga es insignificante y no está expuesta a radiación ionizante.
- A.6 **Desplazamiento del cero:** Cambio brusco en la lectura de escala de un electrómetro cuando la selección pasa de la posición "ajuste del cero" a la posición "medida" y cuando la entrada está, ya sea desconectada de una cámara de ionización y blindada, o ya sea conectada a una cámara de ionización cuya corriente de fuga es insignificante y no está expuesta a una radiación ionizante.
- A.7 **No linealidad:** Si se toma una lectura **L** en la escala (debería ser la lectura de referencia) y se mide la señal de entrada **Q**, necesaria para conducir a dicha lectura; entonces para otra lectura **I** en la escala, producida por una señal de entrada **q**, la desviación de linealidad en porcentaje se expresa como:

$$[(I/Q/Lq) - 1] \cdot 100$$

- A.8 **Lectura de referencia:** Lectura de escala que corresponde al valor indicado de referencia.

- A.9 **Valor indicado de referencia:** Valor indicado en el cual se determina el factor de calibración de un instrumento.
- A.10 **Corriente de fuga:** Toda la corriente procedente de la cámara de ionización y sus partes conectadas permanentemente, que no se deba a la ionización en el volumen de la misma.
- A.11 **Porcentaje de rizado:** Cociente, expresado en porcentos, definido como:
donde U_{max} es el valor máximo y U_{min} el valor mínimo dentro del cual oscila el voltaje.

$$\frac{U_{max} - U_{min}}{U_{max}} \cdot 100$$

- A.12 **Capa hemirreductora:** hoja o placa de propiedades conocidas de atenuación de la radiación X, que cuando se aplica en el espesor adecuado, atenúa la tasa de Kerma en aire a la mitad del valor medido sin la placa.

Anexo B

Calidades de radiación para haces de rayos X de bajas y medias energías.

B.1 Objeto:

En el presente anexo se muestran las especificaciones técnicas de las calidades de radiación para haces de rayos X de bajas y medias energías.

B.2 Calidades de radiación de rayos X de bajas energías

Voltaje del tubo	Filtración adicional			Capa hemirreductora	
	Filtración inherente de 1 mm Be				
(kV)	mm Sn	mm Cu	mm Al	mm Al	mm Cu
11.5	0	0	0.05	0.05	0
14	0	0	0.11	0.07	0
16	0	0	0.20	0.10	0
20	0	0	0.30	0.15	0
24	0	0	0.45	0.25	0
34	0	0	0.47	0.35	0
41	0	0	0.56	0.50	0
44	0	0	0.74	0.70	0
50	0	0	1.01	1.00	0

B.3 Calidades de radiación de rayos X de energías medias

Voltaje del tubo	Filtración adicional			Capa hemirreductora	
	Filtración inherente de 2.5 mm Be + 4.8 mm de PMMA ^a				
(kV)	mm Sn	mm Cu	mm Al	mm Al	mm Cu
50	0	0.00	0.70	1.00	0.03
75	0	0.00	1.50	2.00	0.06
100	0	0.00	3.40	4.00	0.15
105	0	0.10	1.00	5.00	0.20
135	0	0.27	1.00	8.80	0.50
Filtración inherente de 4.0 mm Al + 4.8 mm de PMMA ^a					
180	0.0	0.42	1.0	12.3	1.0
220	0.0	1.20	1.0	16.1	2.0
280	1.4	0.25	1.0	20.0	4.0

^aPMMA: Plexiglás

Anexo C

Registro de mediciones de la verificación de dosímetros clínicos

No. Fecha: 1. **Cámara de ionización:** _____ **Electrómetro:** _____

Magnitud dosimétrica: _____ Unidad: _____

2. **Examen exterior:** Satisfactorio Insatisfactorio3. **Comprobación del funcionamiento:**

a) Funcionamiento de los dispositivos de dirección, iluminación y las fuentes de alimentación:

 satisfactorio insatisfactorio

b) Resolución de la escala: _____

c) Mediciones de la fuga del dosímetro:

Escala	Valor inicial ()	Tiempo inicial (s)	Valor final ()	Tiempo final (s)

4. **Mediciones de comprobación de los parámetros metrológicos**a) Margen útil de valores indicados: _____ Margen nominal de corriente
: _____

b) Mediciones de verificación:

Dosímetro <input type="checkbox"/> Patrón <input type="checkbox"/> Cliente	Prueba	Calidad de radiación	Distancia fuente - detector (cm)	Condiciones Ambientales	Indicación monitor () t=_____	Valor indicado ()	Tiempo de medición (s)
Cámara: Electrómetro:	<input type="checkbox"/> Calib.			Temperatura:			
	<input type="checkbox"/> Estab.						
	<input type="checkbox"/> Repetib.			Presión:			

Voltage de polarización: Dispositivo de control:	<input type="checkbox"/> D.Energ.			Humedad:			
	<input type="checkbox"/> No-Lineal						

Dosímetro <input type="checkbox"/> Patrón <input type="checkbox"/> Cliente	Prueba	Calidad de radiación	Distancia fuente - detector (cm)	Condiciones Ambientales	Indicación monitor () t=_____	Valor indicado ()	Tiempo de medición (s)
Cámara: Electrómetro: Voltage de polarización: Dispositivo de control:	<input type="checkbox"/> Calib.			Temperatura:			
	<input type="checkbox"/> Estab.						
	<input type="checkbox"/> Repetib.			Presión:			
	<input type="checkbox"/> D.Energ.						
	<input type="checkbox"/> No-Lineal			Humedad:			

Dosímetro <input type="checkbox"/> Patrón <input type="checkbox"/> Cliente	Prueba	Calidad de radiación	Distancia fuente - detector (cm)	Condiciones Ambientales	Indicación monitor () ¹⁾ t=_____	Valor indicado () ¹⁾	Tiempo de medición (s)
Cámara:	<input type="checkbox"/> Calib.			Temperatura:			
Electrómetro:	<input type="checkbox"/> Estab.						
	<input type="checkbox"/> Repetib.			Presión:			
Voltage de polarización:	<input type="checkbox"/> D.Energ.						
Dispositivo de control:	<input type="checkbox"/> No-Lineal			Humedad:			

Firma del verificador : _____

Anexo D

Metodología para la verificación inicial de los dosímetros clínicos de referencia usados en radioterapia.

D.1. Objeto.

El anexo nos brinda los ensayos metrológicos a los que se someterá un dosímetro clínico durante una verificación inicial de aptitud. Este ensayo comprende la determinación del margen útil de los valores indicados en la escala de calibración del dosímetro, el ensayo a la no-linealidad del mismo y de dependencia energética.

D.2. Determinación de los márgenes de trabajo

D.2.1 La determinación del margen útil estará dado por los valores en la escala para los cuales se cumplen los límites de variación establecidos para las pruebas de corriente de fuga y resolución de la escala.

D.2.2 El valor mínimo útil de la escala se determinará de forma tal que la resolución de la escala constituya el 0.25% de este valor. Para ello la resolución de la escala del electrómetro se multiplicará por 100 y se dividirá por 0.25. En el caso de dosímetros que sean verificados en escalas que midan corriente deberá cumplirse además que este valor mínimo se encuentre dentro del margen nominal de corriente de entrada.

D.2.3 El valor máximo de la escala se determinará según lo especifica el fabricante.

D.2.4 Adicionalmente se calculará el margen nominal de la corriente de entrada determinado a partir de la corriente de fuga con que se presenta el dosímetro a verificación inicial.

D.2.5 La corriente de fuga, I_{fuga} , se calcula según se describe en el punto 5.3 de la norma. Para calcular, en una primera aproximación la corriente mínima de entrada (I_{min}), se multiplicará I_{fuga} por 100 y se dividirá por 0.5, esto asegura que la corriente de fuga represente el 0.5 % de la corriente mínima aproximada.

D.2.6 La corriente mínima aproximada (I_{aprox}) debe estar en correspondencia con la corriente nominal mínima, $I_{min, fab}$, especificada por el fabricante. Si $I_{aprox} > I_{min, fab}$ o $I_{min, fab}$ no está especificada la del fabricante entonces $I_{min} = I_{aprox}$ de lo contrario $I_{min} = I_{min, fab}$.

D.2.7 La corriente máxima nominal de entrada se toma de las especificaciones del fabricante.

D.2.8 Los márgenes de trabajo se anotarán en el "Registro de medición de la verificación de dosímetros clínicos"(ver Anexo C).

D.3. Prueba de no-linealidad del dosímetro.

D.3.1 Para la realización de la prueba se colocará la cámara de ionización en la instalación de verificación bajo condiciones normalizadas que se eligen según el uso que se le va dar al dosímetro (ver tabla 5 de la norma). Alternativamente, se podrá realizar dicha prueba con un dispositivo de control de la estabilidad de ^{90}Sr del laboratorio de verificación.

- D.3.2 El termómetro auxiliar se colocará lo más cercano posible a la cámara de ionización pero fuera del haz de irradiación. En el caso de verificaciones en maniquí de agua el termómetro se colocará dentro del mismo. En el caso de ser usado un dispositivo de ^{90}Sr el orificio diseñado para esta función.
- D.3.3 Se realiza una irradiación de la cámara de ionización y se anotarán 10 indicaciones en el punto de referencia donde se determinó el coeficiente de calibración del dosímetro. Se tomarán además las indicaciones de temperatura, presión atmosférica y humedad al principio y al final de la medición. Más adelante se realiza las mismas medidas para otros 4 puntos a lo largo de toda la escala de calibración dentro de los cuales deben incluirse el valor mínimo útil y el valor máximo útil.
- D.3.4 Se calculará la media de las indicaciones en el punto de referencia Q aplicándole la corrección a presión y temperatura (ver fórmula 3 de la norma), y con la multiplicación por el coeficiente de calibración se determinará el valor medido de referencia M. Las mismas operaciones se realizarán para los restantes puntos determinándose q_i y m_i como los valores indicados y medidos en cada punto ($i=1,2,3,4$).
- D.3.5 La no linealidad d_i se calculará como:

$$d_i = 100 \cdot \left\{ \frac{m_i \cdot Q}{M \cdot q_i} - 1 \right\} \quad (\text{D.3.5.1})$$

- D.3.6 Las mediciones de este punto se anotarán en el "Registro de medición de la verificación de dosímetros clínicos" (ver Anexo C).
- D.3.7 Los resultados de la verificación se anotarán en el "Registro de verificación de dosímetros clínicos" (ver Anexo E).

D.4 Prueba de dependencia energética

- D.4.1 La prueba de dependencia energética del dosímetro se realiza para las energías en las cuales se especifica que va a ser usado. Se definen tres rangos de uso, uno de energías bajas de rayos X, otro de energías medias de rayos X y altas energías de radiación fotónica.
- D.4.2 Para esta prueba se determina la respuesta del dosímetro en al menos 3 calidades de radiación en el rango de uso. Las calidades de radiación de referencia se muestran en el Anexo B.
- D.4.3 Se realiza una irradiación de la cámara de ionización y se anotarán 10 indicaciones bajo condiciones normalizadas de verificación. Se tomarán además las indicaciones de temperatura, presión atmosférica y humedad al principio y al final de la medición.
- D.4.4 Se elegirá la calidad de referencia para cada rango, en el caso de aquellas cámaras que se usarán tanto para energías medias como para un haz de ^{60}Co la calidad de referencia es el ^{60}Co .
- D.4.5 Se calculará la respuesta del dosímetro respecto a la calidad de referencia

D.4.6 Las mediciones de este punto se anotarán en el "Registro de medición de la verificación de dosímetros clínicos"(ver Anexo C).

D.4.7 Los resultados de la verificación se anotarán en el "Registro de verificación de dosímetros clínicos" (ver Anexo E).

Anexo E

Registro de verificación de dosímetros clínicos.

No.

Fecha:

I. Usuario.

Institución: _____

Organismo: _____

II. Dosímetro clínico.

Cámara: _____ No. de serie: _____

Fabricante: _____

Electrómetro: _____ No. de serie: _____

Fabricante: _____

Magnitud dosimétrica de medición: _____ Unidad de medición: _____

Margen útil de valores indicados: _____ Margen nominal de corriente: _____

III. Condiciones ambientales de verificación.

Temperatura: _____ °C Presión: _____ kPa Humedad relativa: _____ %

IV. Fuente de radiación: _____

V. Tipo de verificación: Verificación inicial Verificación posterior

VI. Aptitud metrológica del instrumento dosimétrico:

Apto para el uso

No Apto para el uso

Incertidumbre del coeficiente de calibración: _____ %

Uso:

Rayos X de bajas energías Rayos X de energías medias Fotones y electrones de altas energías

Bibliografía

- [1] IEC 60731: 1997 “Medical electrical equipment. Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy”.
- [2] OIML D21: 1990 “Secondary Standard Dosimetry Laboratories for Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy”, Paris, 1990.
- [3] IAEA Technical Reports Series No. 374: 1994 “Calibration of dosimeters used in Radiotherapy” Vienna, 1994
- [4] IAEA Technical Reports Series No. 398: 2000 “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy” Vienna, 2000
- [5] IAEA Technical Reports Series No. 381: 1997 “The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams” Vienna, 1997
- [6] IAEA Technical Reports Series No. 277: 1997 “Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams” Vienna, 1997
- [9] ISO “Guide to the expression of uncertainty in measurement”, Geneva (1993).