

VARIACION DE LA SENSITIVIDAD Y COEFICIENTE DE CALIBRACION DE UNA MICROCAMARA DE IONIZACION EXRADIN A1SL DEBIDO A CAMBIOS ESTRUCTURALES EN SU VOLUMEN

José T Álvarez Romero, Daniel de la Cruz Hernández, y M. Raymundo Cabrera Vertti
 LSCD, Departamento de Metrología de Radiaciones Ionizantes, ININ
 Carretera Federal Mexico Toluca S/N, La Marquesa, Ocoyoacac, Edo. De México, CP 52750
 53297200 Ext 13844, trinidad.alvarez@inin.gob.mx

Resumen: Se analizan los coeficientes de calibración N_{Dw} , obtenidos a las temperaturas de referencia de 20 °C y 22°C en dos fechas y laboratorios diferentes, para una misma microcámara de ionización Exradin A1SL con un volumen nominal de 0.053 cm³, la variación porcentual de los N_{Dw} es del 1.6 % y no puede explicarse por la corrección de los gases ideales para el cambio de la temperatura de referencia, ni los cambios en el volumen debido a la dilatación térmica, ni tampoco por las incertidumbres en el proceso de calibración. Por lo tanto, se asumen cambios estructurales en el volumen de la cámara; cambios que deben explicarse y entenderse para tener control sobre la estabilidad, exactitud y precisión de las mediciones de la dosis absorbida en agua en campos pequeños.

1. INTRODUCCIÓN

Un problema reciente en la metrología de radiaciones ionizantes en la radioterapia de haces de fotones externos para el tratamiento de neoplasias malignas, es la calibración dosimétrica de campos pequeños.

Las condiciones de referencia para la calibración de haces de fotones se refieren tamaños de campos de 10 cm x 10 cm a un metro de distancia [1,2]. Sin embargo, se han desarrollado nuevos equipos de tratamiento como la tomoterapia, el Cyberknife, el Gammaknife, y aceleradores lineales dedicados a radiocirugía con sistemas de conos, donde no es posible realizar la calibración dosimétrica en términos de las condiciones de referencia, ya que los campos de radiación son campos pequeños.

En efecto, los campos pequeños, o campos no convencionales, se caracterizan porque: a) no existe equilibrio electrónico lateral. b) no hay visibilidad completa de la fuente de radiación desde la posición del detector. c) y, por la falta de resolución espacial del detector que produce el efecto de promediar la dosis absorbida en el volumen de interés, debido a los altos gradientes de dosis presentes.

Por otro lado, una condición indispensable para tener éxito en el control tumoral es que la dosis absorbida impartida al tumor cumpla que su incertidumbre expandida $U(k=2) \leq 5\%$; pudiendo ser esta condición en neurocirugía menor al 3%.

2. PROTOCOLOS DE CALIBRACION DOSIMETRICA PARA CAMARAS DE IONIZACION

En radioterapia de haces externos hay dos tipos de dosimetría: la absoluta y la relativa.

La dosimetría absoluta consiste en la calibración del haz en términos de la dosis absorbida en agua (D_w) en condiciones de referencia con los protocolos de practica internacionales como el TRS 398 del OIEA [1] o protocolos de sociedades de físicos médicos como la Americana, con el AAPM TG 51 [2]. En efecto, el protocolo TRS 398 [1] establece como temperatura de referencia $T_0=20^\circ\text{C}$ y el protocolo AAPM TG 51 tiene como referencia $T_0=22^\circ\text{C}$; además de diferir en el parámetro que caracteriza la calidad del haz de los fotones, en el primero se usa el $\text{TPR}_{20,10}$ y en el segundo se emplea el parámetro $\%dd(10)_x$, [2].

Concretamente, para la dosimetría absoluta de campos pequeños, se ha propuesto una extensión del protocolo TRS 398, [3], donde se emplean microcámaras de ionización como la discutida en este trabajo. La dosimetría relativa no la tocamos por no ser de interés en este trabajo.

2.1. Relación entre el coeficiente de calibración, la sensibilidad, y el volumen de la cámara

La sensibilidad se define como: la razón de cambio en la indicación del sistema de medida y el correspondiente cambio en un valor de la magnitud medida, [4]. Es bien conocido que la sensibilidad y

el coeficiente de calibración de la cámara de ionización son funciones inversas, por lo tanto:

$$N_{Dw} = \frac{1}{S} = \frac{\Delta D_w}{\Delta Q} \quad (1)$$

Cabe aclarar que el valor de la capacitancia de la cámara de ionización depende de su volumen, si este cambia, cambia su sensibilidad y por lo tanto su N_{Dw} . La literatura ha reportado cambios estructurales en el volumen de las microcamaras para la respuesta de la cámara corregida por condiciones atmosféricas de referencia, cambios mayores a los esperados por la dilatación térmica de las paredes que definen el volumen efectivo de la cámara, al calibrar a diferentes temperaturas de referencia,[5].

3. RESULTADOS

De acuerdo con los protocolos TRS 398 y AAPM TG 51, N_{Dw} debe determinarse a condiciones de referencia de presión $P_0=1013.25$ hPa y temperatura T_0 , mediante la aplicación del factor de corrección k_{PT} , [1,2]. Usando este factor y, asumiendo un volumen constante para la cámara, que las lecturas son previamente normalizadas a P_0 y que son realizadas a la misma T , obtenemos:

$$\frac{[N_{Dw}]_{22}}{[N_{Dw}]_{20}} = \frac{T_{22}}{T_{20}} \quad (2)$$

En la segunda columna de la Tabla 1 se muestran los valores de N_{Dw} correspondientes a la Universidad de Wisconsin (UW), donde el N_{Dw} se determinó experimentalmente para $T_0=22^\circ\text{C}$ y se normalizó para $T_0=20^\circ\text{C}$ que se obtuvo de corregir el primero con la Ec.(2); la variación de estos coeficientes no es mayor que 68 partes por 10 000 (0.68%).

Tabla1. Resumen de valores de N_{Dw} y V_{eff} para la microcámara A1SL.

T_0 /°C	$N_{Dw,UW}$ / Gy C ⁻¹	$N_{Dw,ININ}$ / Gy C ⁻¹	$N_{Dw,ININ}/N_{Dw,UW}$	V_{eff} cm ³	V_{20}/V_{22}
20	5.867E+08	5.774E+08	0.9841	0.05295	0.9992
22	5.907E+08			0.05299	

En el caso de la tercera columna se muestra el N_{Dw} determinado experimentalmente por el LSCD-ININ para $T_0=20^\circ\text{C}$. En la quinta columna se muestra el volumen efectivo (V_{eff}) de la cámara a $T_0=22^\circ\text{C}$ y

para $T_0=20^\circ\text{C}$ determinado a partir del coeficiente de dilatación térmico volumétrico para el plástico C 552 ($4.1 \times 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$, [5]); de los valores de la sexta columna se concluye que el volumen cambia en 8 partes en 10 000.

4. DISCUSIÓN

En la Tabla 1 se puede observar que el cociente de los N_{Dw} determinados por la UW para diferentes temperaturas de referencia, previamente normalizados a la misma P_0 es de 0.9932, lo que implica un cambio del 0.68% tomando como referencia el $N_{Dw,UW}$ de 22°C . Ahora, si calculamos el cociente de $N_{Dw,ININ}/N_{Dw,UW}=0.9841$ para 20°C tenemos una variación porcentual de 1.59 %, ver cuarta columna de la Tabla 1; que no puede explicarse por los cambios en el volumen debido a la dilatación térmica (0.08%), ni por la corrección al número de moles contenido en el volumen de la cámara.

Por lo tanto, se asume que la cámara sufre cambios estructurales, en el intervalo de tiempo entre la calibración en la UW y en el ININ (aproximadamente 2 años), que afectan su volumen efectivo. En efecto, los manuales de operación de las microcámaras sugieren evitar someterlas a esfuerzos mecánicos, térmicos, o humedad que puedan causar daños permanentes en su pequeño volumen que es del orden de 0.053 cm^3

5. CONCLUSIONES

Se propone que la NOM NUCL 33 [6] requiera la calibración dosimétrica para las micro cámaras en un periodo de 1 año y no de 2 años, como se solicita actualmente, hasta no tener una explicación satisfactoria de sus cambios estructurales.

REFERENCIAS

- [1] International Atomic Energy Agency, IAEA, Technical Reports Series No. 398, 2000.
- [2] AAPM TG 51. Medical Phys. 26, 1847, 199.
- [3] Alfonso, R., et al. Med. Phys., 35(11), 5179-5186. (2008).
- [4] International Vocabulary of Metrology – Basic and General Concepts and Associated Terms 3rd edition, JCGM 200, (2012).
- [5] Chul-Y. Yi et al, Metrologia 50 (2013) 146–152
- [6] Norma oficial mexicana NOM-033-NUCL-1999, Diario Oficial de la Federación, lunes 5 de julio, (1999).