

Calibración de polvo TLD-100 para energías de ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir y RX de 250, 50 kVp en dosis absorbida en agua con fines de control de calidad dosimétrico para braquiterapia de alta tasa de dosis

S.P. Loaiza Calderón

Programa de Maestría en Física Médica, Universidad Autónoma del Estado de México, Paseo Tollocan S/N, esquina con Jesús Carranza, Colonia Moderna de la Cruz, 50180 Toluca, Edo. de México, México.

J.T. Álvarez Romero

Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica LSCD, Departamento de Metrología, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares ININ, Carretera Federal México Toluca S/N, La Marquesa, 52750 Ocoyoacac, Edo. de México, México.

Recibido el 24 de abril de 2006; aceptado el 26 de septiembre de 2006

Para ayudar a la solución de los problemas de trazabilidad y control de calidad dosimétrico a usuarios de fuentes de ^{192}Ir en la República Mexicana, el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) del ININ calibra un lote de polvo TLD-100 (LiF:Mg,Ti) en términos de dosis absorbida en agua D_w para las siguientes fuentes de radiación: ^{60}Co , ^{137}Cs y RX de 250 y 50 kVp. Posteriormente, se hace una interpolación para la calibración del ^{192}Ir . La calibración de los campos de radiación se hace con los siguientes protocolos: ^{60}Co , protocolo OIEA-TRS 398 empleando una cámara patrón secundario PTW N30013 calibrada en D_w por el NRC (Canadá); ^{137}Cs , protocolo AAPM TG43, en términos de la intensidad de *kerma* S_k ; determinado mediante el *kerma* en aire K_a , el cual es medido con una cámara de ionización tipo dedal patrón secundario NE2611 trazable al NIST (USA); RX de 250 y 50 kVp, protocolo AAPM TG 61 usando una cámara Farmer patrón terciario PTW 30001 con trazabilidad al LCIE (Francia) en términos de K_a . Las curvas de calibración se construyen para la respuesta del TLD R_{TLD} vs D_w , ajustándolas por mínimos cuadrados pesados mediante un polinomio de segundo grado que considera la supralinealidad de la respuesta. Las curvas se validan por falta de ajuste y por la prueba de normalidad Anderson Darling. Posteriormente, se interpolan los factores de sensibilidad (F_s) para las fuentes de ^{192}Ir : MicroSelectron y VariSource. Se envía un par de cápsulas a dos hospitales para verificar una D_w nominal de 2 Gy. En un caso se obtuvo una subestimación en la D_w y en otro una sobreestimación. Finalmente, se evalúa la incertidumbre expandida asociada a la D_w y a los F_s .

Descriptor: Dosimetría TLD; TLD-100; braquiterapia HDR; dosis absorbida en agua; ^{192}Ir .

To help solve the traceability and quality control dosimetric problems for the users of ^{192}Ir sources in the Mexican Republic, the Secondary Standard Dosimetric Laboratory at ININ calibrated a batch of powder TLD-100 (LiF:Mg,Ti) in terms of absorbed dose to water D_w for the following radiation sources: ^{60}Co , ^{137}Cs and RX 250 and 50 kVp. Later on, the calibration is interpolated to obtain the ^{192}Ir . The calibration radiation field is carried out with the following protocols: For the ^{60}Co , OIEA TRS 398 protocol employing a secondary standard Farmer chamber PTW N30013, calibrated on D_w at the NRC (Canada). For ^{137}Cs the AAPM TG 43 protocol is used, in terms of air kerma strength S_k determined by the air kerma K_a measured with a secondary standard chamber type thimble NE2611 traceable to the NIST (USA). For Rays X 250 and 50 kVp, the protocol AAPM TG 61 using a tertiary standard Farmer chamber PTW 30001, with traceability to the LCIE (France) on air kerma K_a . The calibration curves are built for the TLD response R_{TLD} vs D_w , they are fitted by means of a least squares fit technique with a second degree polynomial that corrects the supralinearity response. The curves are validated by the lack of fit test, and the Anderson Darling normality test. Later on, the sensibility factors are interpolated for the sources of ^{192}Ir : MicroSelectron and VariSource. Two capsules are sent to two hospitals to verify a nominal $D_w = 2$ Gy, in the first one an underestimate of the D_w is obtained, and in other one an overestimation is presented. Finally, the expanded uncertainty associated to D_w and the F_s are calculated.

Keywords: TL Dosimetry; TLD-100; Brachytherapy; HDR; absorbed dose to water; ^{192}Ir .

PACS: 87.50.Gi, 87.53.Dq, 87.53.Jw

1. Problema del control de calidad dosimétrico en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR)

A nivel mundial se ha visto un incremento en el número de personas que padecen cáncer, esto se traduce en un problema de salud pública muy importante, sobre todo en países en desarrollo. En particular, en México el cáncer cervicouterino es una de las principales causas de muerte en la población femenina [1]. Una de las técnicas para tratar este tipo de cáncer es la braquiterapia intracavitaria de HDR, empleando fuentes

de ^{192}Ir . Sin embargo, para que un tratamiento de radioterapia tenga buen control del volumen tumoral es necesario garantizar que la dosis absorbida en éste se imparta con una incertidumbre expandida $U(k=2) \leq 5\%$ [2].

Es conocido que el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) tiene un programa de control dosimétrico postal, que utiliza polvo TLD-100 contenido en cápsulas de polietileno para haces de ^{60}Co , fotones de alta energía y electrones, [3]. Por otro lado, la Comisión Europea ha establecido un programa de control de calidad dosimétrico en radioterapia denominado ESQUIRE (Education Science and Quality

assurance In Radiotherapy in Europe) donde una de las ramas de dicho programa llamada BRAPHYQS (BRACHytherapy PHYSics Quality assurance System), se encarga de la braquiterapia de alta y baja tasa de dosis, [4]. Este último programa contempla al menos dos aspectos: la verificación de la dosis absorbida impartida al tumor y las técnicas de reconstrucción de las fuentes. Finalmente, cabe observar que el programa ESQUIRE emplea el mismo tipo de cápsulas que el OIEA para la verificación dosimétrica.

En Brasil el Dr. Almeida ha desarrollado un programa análogo de control de calidad dosimétrico para braquiterapia de HDR, mediante la caracterización dosimétrica de las cápsulas con polvo TLD-100 tipo OIEA, [5].

Sin embargo, hasta donde se conoce, en México no existe un programa de control de calidad dosimétrico para braquiterapia de HDR con fuentes de ¹⁹²Ir. Por lo tanto, surge la necesidad de establecer dicho programa, que permita cuantificar y cualificar la dosimetría de los tratamientos de braquiterapia intracavitaria de HDR con fuentes de ¹⁹²Ir.

Específicamente, este trabajo se enfoca a la caracterización dosimétrica de un lote de polvo TLD-100 en el LSCD y a la utilización del mismo en la verificación de la D_w impartida por fuentes de ¹⁹²Ir, del tipo MicroSelectron y VariSource correspondientes a los hospitales A y B, respectivamente. Cabe señalar que no es necesario hacer referencia al tipo de tratamiento o aplicador utilizado o a la planeación específica de cada paciente, ya que estas consideraciones no son importantes para la calibración del polvo TLD-100; pero sí son fundamentales para el departamento de radioterapia que deberá caracterizarlos de acuerdo a su sistema dosimétrico.

2. Protocolos de calibración para D_w

El método de calibración elegido para los dosímetros TLD-100 es el de sustitución, éste consiste en:

- i. Calibrar un punto del campo de radiación en términos de la rapidez de D_w , usando para cada energía el protocolo correspondiente, cámaras de ionización patrón secundario o fuentes radiactivas de referencia.
- ii. Colocar en el mismo punto de calibración el dosímetro TLD-100 e irradiarlo para varias D_w , de manera independiente de acuerdo al rango de la curva de calibración, controlando el tiempo de irradiación.
- iii. Construir la curva de calibración: Respuesta vs D_w .

Los protocolos para determinar la D_w correspondiente a cada una de las fuentes radiactivas utilizadas son:

2.1. OIEA TRS 398 para ⁶⁰Co

La calibración del haz de ⁶⁰Co se realiza en términos de D_w , que de acuerdo con el TRS 398 se calcula como [2]

$$D_w = M \cdot N_{D_w}, \tag{1}$$

donde: M es la lectura del electrómetro corregida por presión y temperatura, efecto de polaridad y recombinación de iones, [nC]; $N_{D,w}$ es el factor de calibración en términos de D_w para la cámara de ionización PTW N30013, [Gy C⁻¹].

La Fig. 1 muestra la posición de la cámara de ionización o de la cápsula con polvo TLD-100 durante la calibración o irradiación, para una mejor comprensión de las condiciones experimentales [2].

2.2. AAPM TG43 para ¹³⁷Cs

El TG43 establece que la distribución bidimensional de la D_w se expresa en coordenadas polares a partir de la S_k y otras funciones como [6]

$$D_w(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta), \tag{2}$$

donde: r es la distancia desde el centro activo de la fuente al punto de interés, en la línea que bisecta a la fuente; θ es un ángulo polar que especifica el punto de interés, relativo al eje longitudinal de la fuente; (r_0, θ_0) es el punto de referencia dado por $r_0 = 1$ cm, $\theta_0 = \pi/2$; S_k es la intensidad de *kerma* en aire, [Gy m² h⁻¹]; Λ es la constante de tasa de D_w [Gy h⁻¹ U⁻¹], $G(r, \theta)$ es la función geométrica que considera la distribución del material radiactivo, $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía que toma en cuenta la dependencia angular, la dispersión y absorción de los fotones en el medio; y $g(r)$ es la función de dosis radial que considera la dependencia radial de la absorción de fotones y la dispersión en el medio a lo largo del eje transversal ($\theta = \pi/2$).

Para el caso de la fuente de ¹³⁷Cs empleada, los valores de las funciones del TG43 se toman de la Ref. 7; para esta fuente se utiliza una cámara tipo dedal patrón secundario NE 2611A.

La Fig. 2 muestra el maniquí utilizado en la calibración de la cámara de ionización y/o en la irradiación de las cápsulas tipo OIEA.

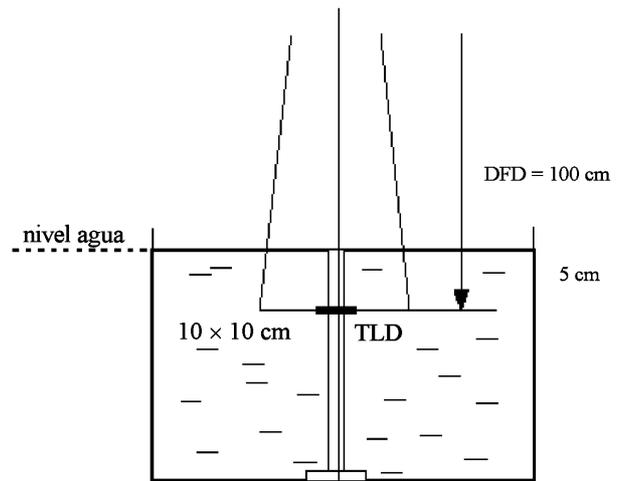


FIGURA 1. Esquema de las condiciones de calibración de la cámara de ionización, o irradiación de las cápsulas tipo OIEA con TLD-100.

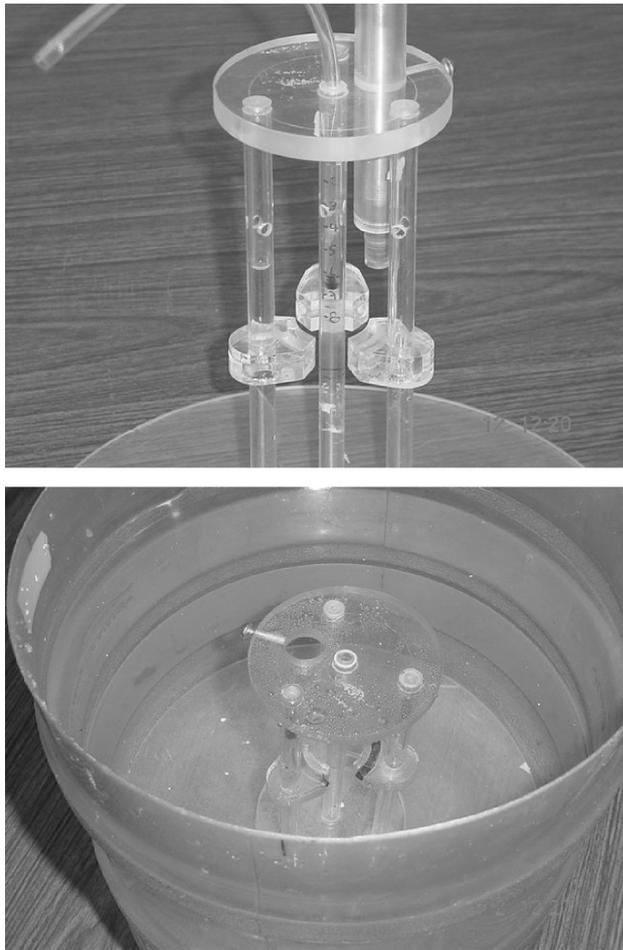


FIGURA 2. Maniquí acrílico utilizado para la calibración de la cámara de ionización (arriba) e irradiación de las cápsulas tipo OIEA con polvo TLD-100 (abajo); la DFD = $z = 2$ cm en ambos casos.

2.3. AAPM TG61 para rayos-X de 250 y 50 kVp

Este protocolo permite estimar la D_w a partir del K_a y es válido sólo en condiciones de equilibrio de partículas cargadas (CPE). Dicho protocolo maneja dos métodos distintos: el método en aire y el método en maniquí. En nuestro caso utilizamos el “método en aire” para haces de RX entre 40-300 kVp. La D_w se determina en la superficie ($z=0$), con la siguiente ecuación [8]:

$$D_{w,z=0} = M \cdot N_k \cdot P_{stem,air} \cdot B_w \cdot \left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right], \quad (3)$$

donde: M es la lectura del electrómetro corregida por temperatura, presión, recombinación de iones, efecto de polarización y calibración del electrómetro; en nuestro caso particular, la lectura se obtiene con una cámara de ionización tipo Farmer PTW 30001 [nC]; N_k es el factor de calibración *kerma*-aire para una calidad específica de RX [Gy C^{-1}]; P_{stem} es el factor de corrección por absorción y dispersión de los fotones en el vástago de la cámara; B_w es el factor de retrodispersión, que depende del tamaño de campo de referencia, la

distancia fuente detector y la calidad del haz; $\left[\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]$ es el cociente del coeficiente másico de absorción de energía del agua entre el coeficiente másico de absorción de energía del aire, donde los coeficientes son promediados sobre el espectro de fotones incidentes, el subíndice “air” en el paréntesis cuadrado significa que se utiliza el método en aire.

En la Fig. 3 se presenta la configuración experimental empleada durante la calibración o irradiación del TLD-100, con respecto de la posición del tubo de rayos X.

2.4. Protocolos de dosimetría para la irradiación de las cápsulas tipo OIEA en el hospital

Cada hospital cuenta con sus propios protocolos, sistemas de dosimetría y trazabilidad a laboratorios acreditados de dosimetría en términos de intensidad de *kerma* en aire S_k para fuentes de ^{192}Ir .

Cabe aclarar que, dada la confidencialidad de los resultados, no es posible dar más detalles técnicos de la dosimetría de cada hospital, detalles que son irrelevantes para la calibración del polvo TLD-100 —que es el objetivo de este artículo. Sin embargo, los resultados de la intercomparación fueron discutidos con los encargados y se propusieron soluciones a las posibles desviaciones encontradas en la dosimetría.

El hospital A posee un simulador, en el que se simuló el maniquí acrílico con las cápsulas (ver Fig. 2). El procedimiento de planificación es el convencional para braquiterapia intracavitaria: se toman un par de placas ortogonales y se digitalizan para determinar la localización de la fuente. La localización de la fuente se usa en el sistema de planificación para calcular el tiempo y la posición en la que se debería colocar la fuente de ^{192}Ir de acuerdo con las curvas de isodosis, y así asegurar que la cápsula reciba una $D_w = 2$ Gy.

Como el hospital B no usa un simulador, la identificación de los puntos se realizó de forma manual con un vernier, pos-

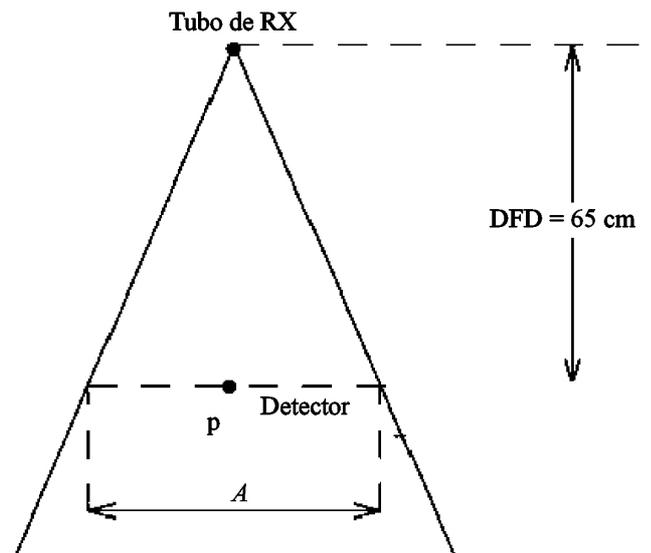


FIGURA 3. Esquema de calibración de cámara de ionización o irradiación de cápsulas con polvo TLD-100 en aire para el haz de RX.

teriormente se digitalizaron los puntos en el sistema de planificación. El planificador calculó el tiempo y la posición de la fuente de ^{192}Ir en el maniquí, para asegurar que la cápsula reciba una $D_w = 2 \text{ Gy}$.

Finalmente, se colocaron de forma simultánea un par de cápsulas con polvo TLD-100 en el maniquí, el cual se introdujo en un recipiente con agua. Como puede observarse en la Fig. 2, la fuente entra en la parte central del maniquí y las cápsulas se colocan de manera equidistante a la fuente a una distancia fuente detector DFD, $r = 2 \text{ cm}$, para posteriormente irradiarlas con la fuente de ^{192}Ir tomando en cuenta la corrección por el tránsito de la fuente desde su contenedor.

3. Equipos e instrumentos

Los equipos e instrumentos utilizados son:

- i. Irradiador Picker C9 con fuente radiactiva de ^{60}Co , DFD = 100 cm y tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, profundidad de irradiación $z=5 \text{ cm}$; $\dot{D}_w = 54.44 \text{ mGy min}^{-1} \pm 0.01 \%$ (06/28/2005) (Fig. 1).
- ii. Fuente radiactiva de referencia de ^{137}Cs : Amersham modelo CDCSM4, serie No. EB811, DFD = 2 cm, profundidad de irradiación $z=2 \text{ cm}$, $S_k = 1.243 \times 10^{-4} \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \pm 0.05 \%$ (07/08/2005) (Fig. 2).
- iii. Irradiador de RX para:
 - 50 kVp: 15 mA, DFD = 65 cm, diámetro del haz A = 5.7 cm, Capa Hemirreductora (CHR) 1.02 mm Al, filtro 0.945 mm Al, profundidad de irradiación $z = 0 \text{ cm}$, con rapidez de *kerma* en aire $\dot{K}_{air} = 0.163 \text{ Gy min}^{-1} \pm 1.55 \%$,
 - 250 kVp: 10 mA, DFD = 65 cm, diámetro del haz A = 5.7 cm, CHR 3.2 mm Cu, filtros de 3.13 mm Cu + 1 mm Al, profundidad de irradiación $z=0 \text{ cm}$, $\dot{K}_{air} = 0.124 \text{ Gy min}^{-1} \pm 1.43 \%$.
- iv. Cámara de ionización (CI) patrón secundario PTW N30013 serie 578, con electrómetro PTW Unidos T10005. Calibrada en D_w en el National Research Council (Canada).
- v. CI estándar tipo dedal NE2611A serie No. 176, con trazabilidad en K_a al NIST (National Institute of Science and Technology).
- vi. CI patrón secundario de K_a , tipo Farmer PTW 30001 serie 1152, con electrómetro PTW Unidos. Calibrada en el Central Laboratory of Electric Industries (Francia).
- vii. Maniquí de paredes de acrílico, $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$; el cual se llena de agua y se usa para la calibración del

campo de ^{60}Co e irradiación de las cápsulas en términos de D_w . La DFD de irradiación es de 100 cm con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una profundidad de 5 cm a partir de la pared del maniquí, Fig. 1 [2].

- viii. Maniquí acrílico para braquiterapia, el cual se sumerge en agua para irradiar el polvo TLD-100 contenido en cápsulas tipo OIEA, Fig. 2.
- ix. Equipo lector TLD Harshaw 3500QS. Condiciones de operación: nitrógeno N_2 , atmósfera inerte. Pre calentamiento: 100°C s^{-1} , temperatura 120°C , tiempo 3 s. Adquisición: tasa de calentamiento 10°C s^{-1} , temperatura 260°C , tiempo 26 s. Borrado: temperatura 300°C , durante 5 s.
- x. Cápsulas TLD tipo OIEA cilíndricas de polietileno opaco con 3 mm de diámetro interno, 15 mm de largo interno y 1 mm de espesor.
- xi. Polvo TLD-100 (LiF:Ti,Mg), lote T61540 de 200 mallas contenido en las cápsulas TLD tipo OIEA, en las cuales se introducen 144 mg de éste lote de polvo TLD-100. El tratamiento térmico dado al polvo es de 400°C durante una hora, seguido por un enfriamiento abrupto a la temperatura del cuarto, [9]. Para el proceso de lectura, solamente se consideran los picos 4 y 5, [10].
- xii. Irradiador MicroSelectron con fuente de ^{192}Ir del hospital A.
- xiii. Irradiador VariSource con fuente de ^{192}Ir del hospital B.

4. Desarrollo y resultados

La obtención del F_s para la fuente de ^{192}Ir , considera los siguientes pasos:

- i. Irradiación del polvo TLD-100 para los tiempos que corresponden a las D_w en un rango de 0.5 a 5 Gy; de acuerdo al valor de \dot{D}_w determinado con los protocolos mencionados en la sección 2, por las fuentes radiactivas de: ^{60}Co , ^{137}Cs y RX de 250 y 50 kVp.
- ii. Lectura del polvo TLD-100 en el equipo Harshaw 3500QS con los parámetros indicados en el inciso ix de la Sec. 3; de cada cápsula se obtienen aproximadamente 10 lecturas.
- iii. Construcción de las curvas de calibración (CC): R_{TLD} vs D_w para cada una de las energías y en los rangos de D_w ya mencionados en el inciso i sección 4. Se utiliza un modelo de regresión cuadrático para tomar en cuenta la supralinealidad de la respuesta, con la ecuación siguiente:

$$R_{TLD} = a_0 + a_1 \cdot D_w + a_2 \cdot D_w^2 \quad (4)$$

iv. Validación de las CC, se realiza mediante las pruebas de normalidad Anderson-Darling (AD) y por falta de ajuste (LOF), con el software MINITAB [11]. Estas pruebas consisten en:

- a) Prueba AD, $\alpha=0.05$ (5 %).
 H_0 : Los residuos siguen una distribución normal $N(0,1)$.
 H_1 : Los residuos no son normales.
- b) Prueba LOF, $\alpha=0.05$ (5 %).

$$H_0 : F = \frac{S_{ajuste}^2}{S_{exp}^2} \approx 1 \quad (5)$$

$$H_1 : F \gg 1$$

v. Interpolación lineal de los parámetros: $a_0, a_1 = F_s$ y a_2 para la energía efectiva $h\nu_{efec}$ del ¹⁹²Ir; esta última se calcula con la fluencia espectral reportada para cada fuente de ¹⁹²Ir utilizada, [12]. Debido a que la $h\nu_{efec}$ se encuentra entre las energías del ¹³⁷Cs y de los RX de 250 kVp, la interpolación se realiza tomando como puntos de interpolación las energías de éstos.

5. Análisis de los resultados

Los valores de los parámetros de regresión a_0, a_1 y a_2 , y las pruebas de validación asociados a las CC se presentan en

las Tablas I, II y III. Resultados que se discuten a continuación:

5.1. Parámetros de regresión a_0, a_1 y a_2

El término a_0 corresponde a una carga residual, la cual está influenciada por la radiación de fondo; el valor de a_0 decrece conforme decrece la energía del haz incidente, llegando a tener valores negativos como es el caso de los RX de 250 y 50 kVp, ver columna 2 en la Tabla II.

TABLA I. Pruebas de hipótesis, a un nivel de significancia $\alpha = 0.05$: $H_0 : a_i = 0, H_1 : a_i \neq 0; i = 0, 1$ y 2 para los parámetros de regresión empleando el estadístico t-Student.

| Fuente radiactiva | Parámetros de regresión | | | | | |
|-------------------|-------------------------|-------|-------------|-------|------------|-------|
| | a_0 | | $a_1 = F_s$ | | a_2 | |
| | t- Student | P | t- Student | P | t- Student | P |
| ⁶⁰ Co | 3.0 | 0.004 | 30.4 | 0.000 | 5.6 | 0.000 |
| ¹³⁷ Cs | 0.7 | 0.483 | 24.4 | 0.000 | 4.0 | 0.000 |
| RX 250 kVp | -0.1 | 0.919 | 26.8 | 0.000 | 2.8 | 0.009 |
| RX 50 kVp | -0.7 | 0.490 | 29.2 | 0.000 | 1.9 | 0.059 |

TABLA II. Parámetros de regresión y su validación estadística por pruebas de normalidad Anderson Darling AD y por falta de ajuste LOF.

| CC | $a_0 \pm SD$ nC | $a_1 = F_s \pm SD$ nC Gy ⁻¹ | $a_2 \pm SD$ nC Gy ⁻² | Normalidad | | LOF | |
|------------------------------------|--------------------|---|-------------------------------------|------------|-------|------|-------|
| | | | | AD | P | F | P |
| ⁶⁰ Co | 316.1±105.5 | 5,008.9±164.7 | 260.6±46.9 | 1.19 | 0.001 | 0.95 | 0.455 |
| ¹³⁷ Cs | 90.1±127.9 | 4,603.4±189.0 | 178.3±44.5 | 4.59 | 0.001 | 3.26 | 0.042 |
| ¹⁹² Ir (MicroSelectron) | 27.4±202.6 | 4,883.3±189.5 | 136.3±59.1 | | | | |
| ¹⁹² Ir (VariSource) | 26.6±202.6 | 4,887.1±189.9 | 135.8±59.1 | | | | |
| RX 250 kVp | -16.1±156.7 | 5,077.8±189.9 | 107.2±38.8 | 1.41 | 0.001 | 0.02 | 0.880 |
| RX 50 kVp | -110.3±158.5 | 6,834.5±234.3 | 103.3±53.2 | 1.31 | 0.001 | 0.07 | 0.931 |

TABLA III. Factores de sensibilidad relativos al F_R normalizados con respecto al F_s del ¹³⁷Cs determinados en el LSCD-ININ y su comparación con los F_R de la Ref. 15.

| Fuente | $h\nu_{efec}$ keV | $(\mu_{en})_{ININ}$ cm ⁻¹ | LSCD-ININ | | | Pradhan, [15] | | | $\Delta \%$ Ec.(9) |
|--------------------------------|----------------------|---|------------------------------------|------------|-------------------|---------------|--------------------|------|-----------------------|
| | | | $a_1 = F_s$ nC Gy ⁻¹ | U % k=1 | F_R Ec. (8) | U % k=1 | F_R k=1 | | |
| ⁶⁰ Co | 1,250 | 0.0336 | 5,009 | 3.3 | 1.09 | 5.3 | 0.992 | 1.90 | 9.7 |
| ¹³⁷ Cs | 662 | 0.0369 | 4,603 | 4.1 | 1.00 | 5.8 | 1.000 | 1.40 | 0.0 |
| ¹⁹² Ir ¹ | 357 | 0.0367 | 4,883 | 3.9 | 1.06 ² | 5.8 | 1.02 ² | 1.43 | 4.0 |
| ¹⁹² Ir ³ | 353 | 0.0367 | 4,887 | 3.9 | 1.06 ² | 5.8 | 1.02 ² | 1.43 | 4.1 |
| RX250 | 146 | 0.0315 | 5,078 | 3.7 | 1.10 | 5.6 | 1.033 ⁴ | 1.50 | 6.8 |
| RX 50 | 24 | 0.6060 | 6,834 | 3.4 | 1.48 | 5.4 | 1.390 ⁴ | 2.20 | 6.8 |

¹ Fuente MicroSelectron.

² Valores interpolados.

³ Fuente VariSource.

⁴ Valores correspondientes a las calidades de haces de la Tabla II reportadas en la Ref. 15 mas cercanas a las calidades de haces del ININ, tomando como referencia la $h\nu_{efec}$.

Estrictamente, aunque la carga puede ser negativa o positiva, la carga residual debe ser positiva o cero. Los valores negativos para a_0 se explican por el modelo de regresión empleado. Al emplear modelos de regresión cuadráticos los valores de a_0 son más representativos de las condiciones experimentales, reportando menor influencia de la radiación de fondo conforme se incrementa la sensibilidad del polvo, *i.e.* incremento del F_s , ver columnas 2 y 3 de la Tabla II.

Aun más, en la Tabla I se aceptan las hipótesis nulas H_0 para $a_0=0$ correspondiente a los modelos del ^{137}Cs , RX 250 y 50 kVp, con valores de $P > 0.05$. En efecto, la Tabla I presenta los resultados de las pruebas de hipótesis usando el estadístico t-Student (con un nivel de significancia $\alpha = 0.05$), para los parámetros de regresión de la Ec. (4), [13]:

$$\begin{aligned} H_0 : & \quad a_i = 0, \\ H_1 : & \quad a_i \neq 0, \\ a_i \neq 0; & \quad i = 0, 1, 2 \end{aligned} \quad (6)$$

Como puede corroborarse en la Tabla I, se acepta la hipótesis nula para el valor de a_0 , excepto para el caso de ^{60}Co .

El valor negativo para a_0 no tiene significado físico y debe interpretarse que $a_0=0$ como lo indica la H_0 . En otras palabras, la dependencia de a_0 con la energía de los fotones, se explica debido a que al incrementarse la sensibilidad de la respuesta del TLD-100 con la disminución de la energía del fotón, la relación señal ruido SNR se incrementa con el decremento de la energía lo que significa que para un nivel de ruido constante éste sea más pequeño en relación a la señal para bajas energías y más alto para energías mayores.

El término a_1 es el factor de sensibilidad para la respuesta del TLD-100 definido como:

$$a_1 = F_s \equiv \frac{R_{TLD}}{D_w} \quad (7)$$

cuyas unidades son nC Gy^{-1} .

En la Tabla I la hipótesis nula es rechazada para a_1 en todos los casos, lo que implica que hay una dependencia entre la R_{TLD} y la D_w para cada tipo de energía.

Con respecto al comportamiento de a_1 con la $h\nu_{efec}$, en la columna 3 de la Tabla II se muestra que $a_1=F_s$ crece conforme la energía de los fotones decrece, excepto para el ^{60}Co . Una explicación de este comportamiento es la siguiente:

- i. El coeficiente lineal de absorción de energía μ_{en} , está relacionado con la fracción de energía que absorbe el material por unidad de longitud atravesada por el fotón.
- ii. El coeficiente μ_{en} se incrementa conforme disminuye la energía del fotón, ver Tabla III, tercera columna, donde se muestran los valores de $(\mu_{en})_{ININ}$ [14].

Por lo tanto, $a_1=F_s$ sigue el mismo comportamiento que μ_{en} .

Por otro lado, para poder comparar nuestros valores de a_1 respecto a otras investigaciones, en la columna 6 de la Tabla III se presenta el coeficiente de sensibilidad $a_1=F_s$ normalizado con respecto al ^{137}Cs , el cual es un coeficiente de sensibilidad relativo F_R definido como:

$$F_R = \frac{F_s}{F_{s137Cs}}. \quad (8)$$

En la Tabla III, columna 8 se tabulan los F_R obtenidos por Pradhan [15]. Además en la Tabla III se presentan los valores de la incertidumbre $U\%(k=1)$ para cada factor F_R , columna 9; por último en la columna 10 se reporta el valor de la diferencia porcentual que existe entre las F_R obtenidas en el ININ con respecto de las obtenidas por el Dr. Pradhan:

$$\Delta\% = \frac{F_{R,ININ} - F_{R,Pradhan}}{F_{R,Pradhan}} \cdot 100. \quad (9)$$

De esta comparación se concluye que ambos grupos de factores son iguales dentro del orden de nuestra incertidumbre experimental para un 68.27 % de nivel de confianza ($k=1$), excepto para el ^{60}Co , los RX de 250 y 50 kVp donde existen diferencias significativas.

Para explicar esta diferencia en el caso del ^{60}Co , donde la $F_{R-ININ} > F_{R-Pradhan}$, tenemos que dicho comportamiento se debe a que el valor de a_1 para el ^{137}Cs que normaliza a los valores de las otras fuentes no es totalmente satisfactorio, puesto que la prueba LOF está muy comprometida (ver columnas 7 y 8 de la Tabla II). Además nuestras condiciones de irradiación difieren de las de Pradhan (ver Tabla IV), específicamente la diferencia principal radica en que para la irradiación, Pradhan utiliza profundidades de 0.4 cm, las cuales difieren de las recomendadas por los protocolos de dosimetría para D_w , [2,6,8].

Las diferencias entre los factores F_R , para el caso de los RX de 250 y 50 kVp, se deben a que se están utilizando condiciones de irradiación distintas (ver Tabla IV). Esto se sabe por comunicación personal con Pradhan [16]. En efecto, para la determinación del F_s de acuerdo con la Ec. (7), aunque las irradiaciones se hayan realizado a diferentes distancias, al normalizar el F_s por unidad de D_w , la diferencia entre las condiciones de irradiación por DFD debe eliminarse. Sin embargo, las condiciones de irradiación difieren principalmente en:

- i. Filtraciones inherentes y adicionales,
- ii. kVp de operación,
- iii. Condiciones atmosféricas, que hacen que la densidad del aire en Salazar (ININ) sea sólo un 70 % del valor de la densidad en el PTB (Braunschweig, Alemania), [16]. Es decir tenemos una densidad del aire menor en el ININ que en Alemania y por lo tanto la atenuación y dispersión del haz de fotones es diferente en cada caso.

Esto se traduce en que nuestro espectro tenga una \bar{E} ligeramente mayor que la de Pradhan, pero una $h\nu_{efec}$ menor que la de su espectro, resultando que ambos efectos arrojen una mayor respuesta TLD para nuestro caso; hay que recordar que la respuesta del TLD-100 depende del μ_{en} : a una menor $h\nu_{efec}$ una mayor μ_{en} (ver Tabla III), y por lo tanto mayor respuesta del TLD. No obstante las diferencias porcentuales obtenidas $\Delta\%$ son del mismo orden de nuestras incertidumbres experimentales $U\%$.

TABLA IV. Condiciones de irradiación LSCD-ININ y Pradhan.

| Denominación de Calidad de haz | $h\nu_{efec}$ (keV) | \bar{E} (keV) | kVp | CHR (mm) | Filtración Inherente | Filtración Adicional | Tamaño de campo (cm ²) | Diámetro del haz (cm) | DFD (cm) | z (cm) |
|--------------------------------|---------------------|-----------------|-----|----------|----------------------|----------------------|------------------------------------|-----------------------|----------|--------|
| ININ | | | | | | | | | | |
| ⁶⁰ Co | 1,250 | 1,250 | | | | | 10 × 10 | | 100 | 5 |
| ¹³⁷ Cs | 662 | 662 | | | | | 10 × 10 | | 2 | 2 |
| RX250 | 146.0 | 104.7 | 250 | 3.2 | 4 Be | 3.13 | 5 × 5 | 5.65 | 65 | 0 |
| | | | | Cu | | Cu+1 Al | | | | |
| RX50 | 23.9 | 30.4 | 50 | 1.02 | 4 Be | 0.945 Al | 5 × 5 | 5.65 | 65 | 0 |
| | | | | Al | | | | | | |
| Pradhan,[15,16] | | | | | | | | | | |
| ⁶⁰ Co | 1,250 | 1,250 | | | | | 5 × 5 | | 100 | 0.4 |
| ¹³⁷ Cs | 662 | 662 | | | | | 5 × 5 | | 100 | 0.4 |
| A200 | 168.5 | 161.0 | 200 | 3.9 | 7 Be | 4 Al+2 | 5 × 5 | 5.64 | 100 | 0 |
| | | | | Cu | | Cu+3 | | | | |
| | | | | Cu | | Sn+1 Pb | | | | |
| A30 | 25.4 | 26.0 | 30 | 1.2 | 7 Be | 4 Al | 5 × 5 | 5.64 | 100 | 0 |
| | | | | Al | | | | | | |

\bar{E} = energía promedio
 DFD = distancia fuente detector
 CHR = capa hemirreductora
 z = profundidad de irradiación.

El término a_2 corresponde a la parte cuadrática del modelo de regresión. Al observar sus valores en la Tabla II columna 4, vemos que a_2 decrece de acuerdo a su $h\nu_{efec}$. Una explicación de este comportamiento es el asociar la supralinealidad al alcance de los electrones y de los fotoelectrones en el TLD-100.

- i. En efecto, para el fotón de ⁶⁰Co se tiene que el 99 % de las interacciones se producen por efecto Compton, cuya energía transferida en promedio es de 0.59 MeV. En el caso de un fotón de $h\nu_{efec} = 24$ keV para los RX de 50 kVp la frecuencia de interacciones Compton es de 34.26 % y 53.58 % para el efecto fotoeléctrico, la energía transferida en promedio para ambos procesos es 14.45 keV, [14].
- ii. Para el alcance de los electrones liberados tenemos que: el electrón Compton, correspondiente al ⁶⁰Co con una energía transferida en promedio de 0.59 MeV, viaja 0.2726 g cm^{-2} y el fotoelectrón con una energía transferida en promedio de 14.45 keV viaja 0.0006 g cm^{-2} en el TLD, [14]. Por lo tanto, al tener mayor alcance los electrones Compton imparten su energía en sitios mas lejanos que los fotoelectrones, dando lugar a diferentes tipos de defectos, [17]. Los generados en regiones espaciales pequeñas por los

fotoelectrones y aquellos generados a distancias mayores por los electrones Compton, siendo estos últimos los responsables del comportamiento no lineal del TLD-100.

5.2. Validación estadística de los coeficientes de regresión

En Tabla II columnas 5 y 6, observamos que los modelos de regresión de las CC no pasan la prueba de normalidad AD; pero si pasan la prueba LOF ver columnas 7 y 8 de la misma tabla; ya que el criterio de aceptación es que $P > 0.05$. Sin embargo, la literatura reporta que los intervalos de confianza de los modelos de regresión son robustos a la falla de la prueba de normalidad, [18].

5.3. Verificación de la D_w en hospitales usando polvo TLD-100 calibrado en el LSCD-ININ

La verificación consiste de los siguientes pasos:

- i. Se envía un maniquí acrílico y dos cápsulas con polvo TLD-100 calibrado a los hospitales A y B (ver Fig. 2). Se solicita que cada cápsula se irradie de manera independiente con una fuente de ¹⁹²Ir, utilizada en los tratamientos de braquiterapia de HDR a una D_w nominal de 2 Gy.

TABLA V. Resultados de la irradiación de las cápsulas con TLD-100 en los hospitales A y B para una D_w nominal de 2 Gy.

| Cápsulas | D_w , Gy | U_{D_w} % (k=1) | Δ %, Ec.(10) |
|-------------|------------|-------------------|---------------------|
| Hospital A: | | | |
| A | 2.10 | 5.2 | 5.0 |
| B | 2.12 | 4.4 | 6.0 |
| Hospital B: | | | |
| C | 1.84 | 6.0 | -8.0 |
| D | 1.97 | 4.8 | -1.5 |

- ii. Las cápsulas después de ser irradiadas en el hospital, se leen en el ININ con el equipo Harshaw 3500QS (ver Sec. 3 inciso ix).
- iii. Con las curvas de calibración se convierte la señal de las cápsulas en D_w , para cada una de las irradiaciones realizadas en los hospitales A y B.

Los resultados de la verificación dosimétrica se muestran en la Tabla V: en la segunda columna se da la D_w determinada por el LSCD para cada una de las cápsulas, en la tercera columna se muestra la incertidumbre expandida correspondiente a cada una de las verificaciones; y la cuarta columna muestra la diferencia porcentual Δ % entre la D_w evaluada por el LSCD con respecto de la D_w nominal, definida como

$$\Delta \% = \frac{D_w - 2Gy}{2Gy} \cdot 100. \tag{10}$$

En el caso del hospital A se sobreestima la dosis absorbida en agua en un 5.5 % y en el Hospital B se subestima en un intervalo de -1.5 a -8.0 %. Los resultados obtenidos se comunicaron a los responsables de cada hospital para tomar las medidas correctivas necesarias.

6. Conclusiones

- a. Se determina experimentalmente el

$$F_s = 4, 883.3 \pm 189.5 \text{ nC Gy}^{-1}$$

y

$$F_s = 4, 887.1 \pm 189.9 \text{ nC Gy}^{-1}$$

para los dos tipos de fuentes de ^{192}Ir utilizadas en braquiterapia de HDR, mediante la calibración de un lote de polvo TLD-100 (LiF:Mg,Ti) en términos de D_w para las siguientes energías: ^{60}Co , ^{137}Cs y RX de 250 y 50kVp, para después interpolar la respuesta del TLD a las $h\nu_{efec}$ de las fuentes de ^{192}Ir .

- b. Se proponen las siguientes explicaciones para el comportamiento de los parámetros de regresión:

- a_0 corresponde a una carga residual, la cual esta influenciada por la radiación de fondo. Aquí la a_0 es decreciente conforme decrece la $h\nu_{efec}$.
- a_1 es el F_s para la respuesta del TLD-100 dado en nC Gy^{-1} . Este factor de sensibilidad crece conforme decrece la $h\nu_{efec}$. En la Tabla I se rechaza la hipótesis nula en todos los casos, lo que implica que hay una dependencia entre la R_{TLD} y la D_w para cada tipo de energía.
- a_2 corresponde a la parte cuadrática del modelo de regresión y por lo tanto al comportamiento no lineal de las CC. Este parámetro disminuye conforme disminuye la energía, probablemente debido a que los defectos generados en el TLD-100 dependen del alcance de los electrones generados.

- c. En las cápsulas que se enviaron al Hospital A se sobreestima la dosis en un 5.5 % y el Hospital B la subestima en un rango de -1.5 a -8.0 %. Los resultados obtenidos en este programa piloto establecen las bases para el desarrollo de un programa nacional de control de calidad dosimétrico para braquiterapia de HDR con fuentes de ^{192}Ir .

- d. Finalmente, como se puede observar en la Tabla IV en nuestro caso se usaron diferentes profundidades de referencia z para la determinación de la D_w de acuerdo con lo recomendado por los protocolos de dosimetría AAPM TG 61 [8], OIEA TRS 398 [2] y OIEA TRS 277 [19]. Sin embargo, a nuestro juicio es mas conveniente, para aplicaciones de braquiterapia con fines ginecológicos, calibrar el polvo TLD-100 uniformizando la evaluación de la D_w para $z=2$ cm para todas la energías empleadas, siendo de interés particular el caso de RX de baja energía (40 a 100 kVp). En efecto, aunque la literatura reporta estudios sobre la consistencia de los diferentes protocolos de dosimetría en términos de D_w a diferentes profundidades z para haces de 100 a 300 kVp,[20], para RX de bajas energías los estudios reportados en la Tabla XIV de [19] se basan en comunicaciones personales cuyos resultados hay que comprobar.

Agradecimientos

A la directiva y a los Físicos Médicos de los Hospitales A y B que amablemente contribuyeron en la realización de este trabajo y al Físico Víctor Tovar por permitirnos utilizar el material y equipo perteneciente al LSCD del Departamento de Metrología del ININ.

1. P. Kuri, M. Vargas, Z. López y P. Rizo. "Epidemiología del Cáncer en México" *El Cáncer en México*, R. Pérez Tamayo El Colegio Nacional, México, 2003).
2. International Atomic Energy Agency, "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 N° 398*, Vienna, 2000.
3. J. Izewska and P. Andreo, *Radiotherapy and Oncology* **54** (2000) 65.
4. <http://www.estroweb.org/estro/index.cfm>
5. R. Ochoa, I. H. Ferreira y C. E. De Almeida, "Design and implementation of a phantom for the quality control of high dose rate ^{192}Ir sources used in brachytherapy", *Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry Proceedings of an International Symposium IAEA-CN-96/87P*, Vienna (November 25-28 2002).
6. R. Nath *et al.*, *Med. Phys.* **22** (1995) 209.
7. E. Casal, F. Ballester y J. Pérez Caltayud, *Med. Phys.* **27** (2000) 132.
8. C. Ma *et al.*, *Med. Phys.* **28** (2001) 868.
9. S.W.S. McKeever, M. Moscovich y P.D. Townsend, *Thermoluminescence Dosimetry Materials: properties and Uses* (Nuclear Technology Publishing, Ashford, 1995).
10. J.F. Aguirre *et al.*, "TLD as a Tool for Remote Verification of Output for Radiotherapy Beam: 25 years of Experience", *Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry IAEA-CN-96*, Vienna (2002).
11. Minitab Inc., Minitab Release 14 Statistical Software, U.S.A. (2003).
12. J. Borg y D.W.O. Rogers, "Monte Carlo calculations of Photon Spectra in Air from ^{192}Ir Sources. PIRS-629r", *Institute for National Measurement Standards. National Research Council*, Canada (1999).
13. N.S. Draper y H. Smith, *Applied Regression Analysis* (John Wiley & Sons, Inc., New York, 1998).
14. H.E. Johns y J. R. Cunningham, *The Physics of Radiology* (Charles C. Thomas, Springfield, 1983).
15. A.S. Pradhan y Ulrich Quast, *Med. Phys.* **27** (2000) 1025.
16. Comunicación personal con A.S. Pradhan, Julio 2006.
17. Y.S. Horowitz, *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B. Beam Interactions with Materials and Atoms.* **184** (2001) 68.
18. G. Heo, *Statistics 252 - Introduction to Applied Statistics II*, Chapter 8 Notes: "Assumptions for SLR" (September - December 2001) <http://www.stat.ualberta.ca/people/heo/Lec8.pdf>.
19. Organismo Internacional de Energía Atómica, "Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones, Código de Práctica Internacional Segunda Edición", Colección de Informes Técnicos N° 277, Viena, 1998.
20. C.Ma, X.A Li y J.P. Seuntjens. *Med. Phys.* **25** (1998) 2376.