

SISTEMA DE DOSIMETRIA TERMOLUMINISCENTE (TLD) EN HACES DE ELECTRONES DE ALTAS ENERGÍAS

Gustavo H. Olivera

Instituto de Física Rosario (CONICET), Avenida Pellegrini 250, 2000 Rosario.

Margarita Saraví

*Gerencia de Area Radioisótopos y Radiaciones, Gerencia de Aplicaciones, División
Dosimetría, Comisión Nacional de Energía Atómica,
Av. Libertador 8250, 1425 Buenos Aires.*

En el presente trabajo se estudia la puesta a punto u utilización de un sistema de dosimetría termoluminiscente (TLD LiF-7) en haces de electrones de altas energías, apuntando especialmente a su utilización en radioterapia (dosimetrías in-vivo, verificación de planificadores de tratamiento etc.), pudiendo extenderse fácilmente a otros campos de la dosimetría. La exactitud del sistema es de $\pm 2\%$ en el laboratorio y $\pm 3\%$ estimado en el trabajo rutinario. Debido a que el estudio no se centró sólo en los dosímetros, sino también en los haces (angulación, dosis en profundidad etc.) este sistema permite extraer más información que la mera lectura del detector, pudiendo obtenerse por ejemplo, la dosis absoluta en profundidad a partir de determinados datos en superficie.

El sistema es de fácil manejo, se considera que es indispensable en tratamientos como *total skin electron therapy* ya sea para la puesta a punto como para dosimetrías in-vivo. Este tipo de sistema puede ser utilizado en radioprotección, cirugía intraoperatoria y radiocirugía. Es muy útil para la verificación de planificadores de tratamiento, ya que en general no se tiene en cuenta que las teorías utilizadas en éstos tienen un rango limitado de validez.

I. INTRODUCCION

La dosimetría termoluminiscente en el campo de la radioterapia es utilizada en la Argentina desde el año 1977 para la intercomparación postal entre equipos de telecobaltoterapia. Sin embargo, su utilización en haces de electrones de altas energías de uso médico no fue posible hasta la realización del presente trabajo.

II. DOSIMETROS TERMOLUMINISCENTES DE FLORURO DE LITIO (LiF-7)

Se contó con 300 dosímetros de LiF-TLD 700, 200 de ellos denominados *chips*, cuyas dimensiones son $1/8'' \times 1/8'' \times 0.035''$, y los 100 restantes denominados *rods*, de dimensión $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$; todos de fabricación americana *HARSHAW CHEMICAL COMPANY*. Para identificarlos cada TLD fue numerado con lápiz en una de sus caras, de forma tal que no afecte la emisión de luz. Los dosímetros fueron leídos con un lector *TELEDYNE ISOTOPES TLD MODEL 7300*.

III. RECOCIDO Y REUSABILIDAD DE LOS TLD

Antes de cada irradiación, los dosímetros deben

ser sometidos a un proceso de recocido, que consta de tres etapas:

1. Una hora a 400°C .
2. Tras horas a 100°C .
3. Enfriamiento de los dosímetros desde los 100°C a la temperatura ambiente.

Es necesario que el recocido sea reproducido los más fielmente posible pues esto dará mayor estabilidad al sistema, ya que la respuesta de los TLD es fuertemente dependiente de este proceso.

IV. PERDIDA DE INFORMACION (FADING)

Aunque el proceso de recocido sea el correcto, después de cada irradiación, existe un *fading* que es más acentuado en las primeras horas posteriores a la irradiación. Después de 24 horas deja de ser importante habiéndose medido valores de $1/8\%$ en un mes. Generalmente los dosímetros fueron leídos 39 horas después de ser irradiados. Para evitar correcciones por *fading*, es importante y conveniente que los dosímetros cuyas respuestas se desean comparar sean leídos en un lapso de corto tiempo. Esto evitará las variaciones en las respuestas debidas al equipo lector.

V. FACTOR DE SENSIBILIDAD

Un lote ideal de TLD debería responder de i-

gual forma si se lo expusiera a la misma dosis de radiación, bajo condiciones similares. Sin embargo esto no es así. Diferencias en sus propiedades físicas, hacen que sus respuestas difieran una de otras. Dado que se necesita un lote homogéneo y con buena repetibilidad en las mediciones, se introdujo un factor de sensibilidad definido por:

$$\text{factor de sensibilidad} = \frac{\text{media}}{\text{lectura}} \quad (1)$$

Se utiliza *la media y no el promedio*, ya que la media da a cada valor un peso estadístico. Todas las irradiaciones se hicieron en ^{60}Co , ya que es más simple establecer las condiciones de irradiación, y por otra parte, generalmente se dispone de este tipo de equipamiento. No obstante se verificó que el factor de sensibilidad sea independiente del tipo y energía de la irradiación. Este factor da una idea de cuánto se aparta cada TLD respecto de la lectura media. Su objetivo es tener en cuenta este efecto, y homogeneizar el lote. Para ello se realizaron 5 irradiaciones en ^{60}Co ; luego se calcularon los factores de sensibilidad correspondientes a cada TLD, y para cada irradiación. Se hallaron 5 factores de sensibilidad correspondientes a las distintas irradiaciones. A partir de estos se halló un factor promedio para cada TLD. Se aceptaron sólo aquellos que son repetibles al 2% o menos. Luego se realizaron rectas de calibración para observar la respuesta del sistema. En todos los casos los puntos para producir una recta por el método de mínimos cuadrados, no se apartaron más del 1.5 % de la recta interpolante. Para verificar la exactitud de lote se procedió de la siguiente forma:

Todos los TLD seleccionados de acuerdo a su repetibilidad, se irradian a una dosis de 1 Gray. A cada lectura se la multiplicó por el factor de sensibilidad. Se seleccionaron sólo aquellos que en 3 irradiaciones no difirieron más del 2 % respecto de la media. Generalmente de cada lote se puede obtener un sublote, con un 75 % de TLDs con las característica requeridas.

Esto muestra que se puede obtener un lote con un 2 % de exactitud en el laboratorio con mucha facilidad; y que por otro lado el número de TLDs con estas características en el lote es elevado.

VI. PLANTEO DE LA DOSIMETRÍA

A continuación se expondrán los problemas y soluciones propuestas para la medición de dosis con haces de electrones.

VI.a EFECTO DE LA ANGULACION

La curva de dosis en profundidad sufre modificaciones (posiciones de los máximos, forma de las curvas, valores de las dosis absolutas para una misma profundidad y diferentes ángulo), si el haz incide oblicuamente. Por otra parte estos efectos son dependientes de la energía y tamaño de campo.

Nuevamente uno de los datos más importantes es la dosis máxima, por esto, se hace imposible contar con un solo tipo de holder de la profundidad del máximo.

Además, en electrones, prácticamente pierde sentido el concepto de equilibrio electrónico, por lo tanto, impide realizar holders como en fotones ya que los picos de máximo son estrechos, y las zonas donde se pueden realizar las mediciones son de mucho gradiente.

El concepto de equilibrio electrónico sólo es válido en el pico de dosis máxima, por lo tanto no hay necesidad de un holder como para producir una zona de equilibrio (como en fotones). Se decidió no usar holder y como se verá más adelante se correlacionará la dosis medida con la del máximo u otra profundidad.

Se montó un dispositivo experimental para estudiar el efecto de la oblicuidad con esta geometría. Se irradian los TLD con energías de 6, 8 y 10 MeV para ángulos de 0, 15, 45, 60, 75, 80, y 90 grados. Se utilizaron campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a isocentro, y con los TLD (rods) en posiciones paralelas y perpendiculares al eje del gantry.

A partir de estas mediciones se puede ver que si se normalizan las mediciones para cada ángulo al valor de cero grados, las curvas son iguales independientemente de la energía. La posición de los rods no influyó. Se hace evidente el aumento de la dosis en la superficie con el incremento del ángulo. Las curvas son prácticamente independientes de la energía.

El echo de no usar holder, tiene el importante beneficio de que se conoce (con una calibración apropiada), la dosis en superficie sin importar lo que sucede en profundidad. Si se usase un holder sería muy difícil saber exactamente en que zona de la curva de dosis en profundidad se está midiendo.

Si se desea correlacionar la dosis medida con la del máximo u otra profundidad existen dos posibilidades:

1. Si el haz no coincide con un ángulo mayor de 60° sobre el detector, no se comete gran error ($\sim 2\%$) si se correlaciona esta dosis con la de la

curva de dosis en profundidad a cero grados. Por otro lado excepto en zonas de gran curvatura del volumen irradiado, no tendremos incidencia del haz con grandes ángulos.

2. Si se desea una mayor precisión, o mediciones a grandes ángulos de incidencia; a partir de los datos obtenidos se puede hacer una regresión polinómica y obtener un factor de oblicuidad.

El efecto de este factor es el siguiente: Entrando con el ángulo de incidencia θ con la dosis a 0° , y a partir de allí estimar la dosis en el máximo.

Para obtener el factor se procede como sigue: Normalizando la curva que fue regresionada la valor de cero grados, para cada ángulo se obtendrá un número *el factor de oblicuidad*, por el cual habrá que dividir la lectura del detector para correlacionarla a cero grados.

Cabe aclarar que esto es muy fácil de implementar en una calculadora programable o computadora. Por otro lado no usar holder es mas cómodo y económico.

Planteado de esta forma nos independizamos del equipo, energía y tamaño de campo, ya que otro tipo de la dosimetría usando holder dependería de estos parámetros.

VI.b DEPENDENCIA ENERGETICA

El uso de teoría de cavidad es muy útil en la determinación de la dosis absoluta, calibrando en Co^{60} que es muy simple, se puede conocer la dosis en otros haces de radiación, y con geometrías muy difíciles de reproducir en ciertos casos.

La teoría de cavidad relaciona la dosis en el medio con la dosis en la cavidad (en este caso el TLD), es decir:

$$D_m = \frac{1}{f} D_c \quad (2)$$

donde:

D_m = dosis en el medio

D_c = dosis en la cavidad

f = factor de proporcionalidad este factor f será el que se obtendrá experimentalmente y teóricamente, y que además será muy útil para el sistema.

Suministrando la misma dosis al medio en electrones, γ , y ^{60}Co ; y suponiendo que la termoluminiscencia es proporcional a la dosis obtenemos

$$f_{^{60}Co}^e = \frac{\text{termoluminiscencia por unidad de dosis}_{e\text{ o } \gamma}}{\text{termoluminiscencia por unidad de dosis}_{^{60}Co}} \quad (3)$$

Por lo tanto se podrán comparar los cocientes de los factores f , en electrones y γ normalizados a ^{60}Co , con los cocientes de las respectivas termoluminiscencias por unidad de dosis. De esta forma se obtendrá la variación de energía normalizada a ^{60}Co ; y por lo tanto se podrá calibrar en ^{60}Co y extrapolar a las otras energías y radiaciones, con el consiguiente beneficio.

Cabe aclarar que en electrones el hecho de poder calibrar en ^{60}Co y extrapolar, es muy importante ya que, no solo hay variación de la energía a la salida del acelerador, sino hay una variación debida a que en distintas profundidades donde se ubique el detector, habrá distintas energías medias de electrones y por lo tanto distinta respuesta del detector, cosa que prácticamente en fotones no sucede, ya que el espectro casi no es degradado, y por lo tanto midiendo de la zona de build-up en adelante no se tendrá inconveniente.

Las teorías utilizadas así como los resultados y formas de implementarlos se pueden ver en los trabajos de los autores^{1,2}.

Sólo diremos que con teorías relativamente simples se pueden seguir los comportamientos con discrepancias de entre el 1 y el 2 %.

La aplicación de este método es simple y se obtienen notables beneficios tanto en exactitud, forma de calibrar, así como el hecho de poder medir en situaciones tales como dosimetrías in-vivo, donde el detector se coloque dentro del paciente y se calibre en ^{60}Co , los únicos datos necesarios para obtener la dosis son la energía en superficie, y la profundidad a la que se ubique el detector.

VII. OBTENCION DE LA DOSIS EN PROFUNDIDAD

Ahora veremos como correlacionar la dosis en superficie con una dosis en profundidad z . La idea es entrar con la dosis en superficie y teniendo una ecuación de regresión de la dosis en el eje central a 0° en función de z , obtener la dosis a la profundidad deseada.

Antes haremos algunas consideraciones para poder implementar esto:

1. Planicidad del haz

Dentro del tamaño de campo utilizado no existe una perfecta planicidad, es decir las curvas de dosis en profundidad no son las mismas en el eje, que en otras zonas del tamaño de campo (fundamentalmente en la penumbra). Se hicieron estudios con el método de Kawachi³, múltiple scattering en primer y segundo orden^{4,5}, y experimentalmente⁶ y se puede ver que:

Las curvas en valores relativos al máximo mantienen su forma en todo el tamaño de campo (excepto en los últimos 2mm donde no cambia demasiado), y esto permite correlacionar en cualquier zona del campo utilizado.

Según esto es perfectamente lícito correlacionar en cualquier zona del campo mientras las curvas se consideren en valores relativos.

2. Efectos de las zonas de aire

Otro efecto a tener en cuenta es que ocurre con las curvas de dosis en profundidad cuando existen zonas de aire interpuestas. Se consideran dos casos.

a) Aire cuando el tratamiento se realiza a distancia, es decir cuando entre la fuente y el volumen a irradiar existe aire.

b) Para los casos en que se coloca una placa degradadora delante del paciente, que existen dos zonas de aire; una entre la fuente y el degradador y otra entre el degradador y el volumen a irradiar.

Los estudios en este caso se hicieron experimentalmente y se verificó que no influían en las curvas de dosis en profundidad normalizadas al máximo.

VIII. PLANTEO FINAL

Resumiremos como obtener la dosis teniendo en cuenta los factores estudiados.

Podemos escribir la dosis en superficie como

$$DS = \text{Lectura} \cdot FS \cdot DC \quad (4)$$

Donde DS = dosis en superficie, FS = factor de sensibilidad, DC = dosis por unidad de cuentas (proveniente de la calibración).

Si se desea conocer la dosis máxima se utilizará la dosis en superficie ecuación (4), luego se obtiene la dosis correlacionada a 0° mediante

$$D(0^\circ) = \frac{DS}{OF} \quad (5)$$

Con $D(0^\circ)$ = dosis en superficie si hubiese incidencia normal, DS = dosis en superficie, OF = factor de oblicuidad.

Para correlacionar la dosis al máximo, inicialmente se utiliza la ecuación analítica de la dosis en profundidad para los parámetros del acelerador, y se la calcula para la profundidad cero.

Definiendo el factor de correlación al máximo como

$$FCM = \frac{1}{D(x_0)} \quad (6)$$

donde $D(x_0)$ = porcentaje de dosis calculado a la profundidad cero.

Finalmente la dosis en el máximo será

$$DM = D(0^\circ) \cdot FCM \quad (7)$$

con DM = dosis en el máximo, $D(0^\circ)$ = dosis en superficie correlacionada a cero grados.

Si se quiere estimar la dosis a profundidades diferentes a las del máximo se define

$$FCX = \frac{D(x)}{D(x_0)} \quad (8)$$

donde x = profundidad de interés, FCX = factor de correlación a la profundidad x , $D(x)$ = porcentaje de dosis con respecto al máximo de profundidad x , $D(x_0)$ = porcentaje de dosis respecto al máximo en superficie.

Por lo tanto

$$DX = D(0^\circ) \cdot FCX \quad (9)$$

con DX = dosis a la profundidad x .

Esta última fórmula es suficientemente precisa hasta angulaciones de 70° .

Para obtener DC que es la dosis por la unidad de cuentas se debe realizar una recta de calibración. Esta recta se puede obtener reproduciendo las condiciones de irradiación, que en muchos casos es muy difícil o imposible.

Otra forma simple es obtener la recta en ^{60}Co , y utilizar teoría de cavidad para cada caso específico.

Todo esto es muy simple de implementar en una computadora o calculadora programable. De esta

forma se obtiene una dosimetría con mucho más información que la mera lectura del dosímetro.

IX. CONCLUSIONES

Se consiguió poner a punto un sistema de dosimetría termoluminiscente en fotones y en haces de extrema dificultad como son los electrones.

Las exactitud del sistema es de $\pm 2\%$ en el laboratorio y $\pm 3\%$ estimado en el trabajo rutinario.

debido a que el estudio no se centró solo en los dosímetros, sino también en los haces, con este sistema se puede extraer más información que la mera lectura del detector; pudiéndose obtener por ejemplo la dosis absoluta en profundidad a partir de los datos en superficie.

Se observo que existe una notable ventaja en el uso de *rods* respecto a los *chips*, presumiblemente por su pequeño tamaño presenten mayor uniformidad, y se vean menos afectados por los gradientes.

El sistema es de fácil manejo, se considera que este sistema es indispensable en tratamientos como *total skin electron therapy* ya sea para la puesta a punto como para dosimetrías in-vivo.

Este tipo de sistema puede ser utilizado en radioprotección y radiocirugía.

Es muy útil para la verificación de planificadores de tratamiento, ya que en general no tiene en cuenta que las teorías utilizadas tienen un rango limitado de validez⁶.

Finalmente a pesar de que el estudio para las posibilidades de uso es extenso, el manejo es relativamente simple, extensivos a otros materiales dosimétricos y tipos de detectores termoluminiscentes.

REFERENCIAS

1. G.H.Olivera Trabajo Especial De Licenciatura En Física, Facultad de Ciencias Exactas, Ingeniería y Agrimensura, Universidad Nacional de Rosario (1990).
2. G.H.Olivera y M.Saraví, Presentado en esta reunión
3. K.Kawachi, Phys.in Med. & Biol., **20** 571 (1975).
4. D.Jette et al., Med. Phys. **10** 141 (1983).
5. D.Jette et al., Med. Phys. **12** 178 (1985).
6. P.A.Meoli, Trabajo Especial De Licenciatura En Física, Instituto Balseiro (1990).

CEILAP
CITEFA - CONICET
ZUFRIATEGUI Y VARELA
1603 - VILLA MARTELLI
REPUBLICA ARGENTINA