

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE LOS DETECTORES LUMINISCENTES ÓPTICAMENTE ESTIMULADOS

E. Meca Castro¹, V. Bourel¹, A. Melo¹

¹Ce. De. Te. Buenos Aires, Argentina

RESUMEN

Se caracterizaron dosímetros luminiscentes ópticamente estimulados (OSLDs) según sus cualidades dosimétricas. Entre los principales resultados podemos describir que la dependencia con la energía fue menor a 1,6% para fotones y 1,94% para electrones. Para el caso del ¹⁹²Ir los OSLDs reportaron desviaciones de 6,55%. Se encontró que la respuesta con la dosis absorbida fue lineal hasta los 300cGy. Se demostró que los OSLDs son precisos en un 2% por cada incremento de dosis de 50cGy. De la misma manera, la dependencia con el ángulo de incidencia fue menor a 1,65%, y menor al 3% a lo que respecta a la tasa de dosis, tamaño de campo y material absorbente. Se observó además que la señal OSL disminuye aproximadamente 0,04% por lectura, y que la señal OSL residual de cada dosímetro después del blanqueo óptico, fue menor al 0,6% de la señal original. La alta precisión y exactitud en la medición de la dosis, las mínimas dependencias reportadas, su pequeño tamaño, lectura rápida, bajo buildup y reutilización de los mismos, permite que los OSLDs sean utilizados en dosimetría in vivo.

Palabras claves: Dosímetros luminiscentes ópticamente estimulados, dosimetría in vivo.

ABSTRACT

The optically stimulated luminescent dosimeters (OSLDs) were characterized according its dosimetric properties. The mains results show that dependency with energy was less than 1,6% and 1,94% for photons and electrons, respectively. In the case of ¹⁹²Ir the OSLDs reported deviations of 6,5%. It was found that the absorbed dose response was linear up to 300cGy. It was shown that OSLDs are accurate to 2% for each increment of 50cGy. Similarly, the dependence on the angle of incidence was less than 1,65% and less than 3% with respect to the dose rate, field size and absorbent material. Also the OSL signal decreases by approximately 0,04% reading, and residual OSL signal of each dosimeter after optical bleaching was less than 0,6% of the original signal. The OSLDs showed high precision and accuracy in the measurement of the dose, also reported little dependence with different factors evaluated, its small size, speed reading, low buildup and reutilization, allows these detectors are used in vivo dosimetry in patients.

Key words: Optically stimulated luminescent dosimeters, in vivo dosimetry.

INTRODUCCIÓN

La luminiscencia ópticamente estimulada (OSL: Optical Stimulated Luminescence), es un método que viene ganando popularidad en la dosimetría de las radiaciones, y se ha venido utilizado por más de una década en los diferentes campos de la física. Sin embargo el gran avance con respecto a los materiales dosimétricos, se produjo en los años 90 con la introducción del carbono en la estructura del óxido de aluminio: Al₂O₃:C. De esta manera, Akselrod et al^[1] estudiaron que los monocristales de Al₂O₃:C son 60 veces más sensible que el LiF:(Mg,Ti), y en forma de polvo, 20 veces más. Además, señalaron que una porción importante del espectro de la luminiscencia de este material fue alrededor de la longitud de onda de 420nm, que corresponde a la longitud de onda más sensible de los tubos fotomultiplicadores. El mismo estudio informó una fuerte reducción de la sensibilidad de la termoluminiscencia (TL) del Al₂O₃:C mediante el aumento de la tasa de calor. Kitis et al^[2] demostraron este efecto, que muestra una drástica disminución en la señal TL, cuando el calor aumenta la tasa integrada de 0,6 °C/s hasta 40 °C/s. Además se informó de un problema adicional, que el material requiere protección hacia la luz. Por otro lado, Kortov et al^[3] investigaron los efectos de la tasa de calor, donde observaron que el 10% de aumento en la tasa de pérdida de calor se traducía en un 6% de la señal TL. Finalmente, la sensibilidad a la luz del Al₂O₃:C fue relacionado a la OSL explícitamente por Markey et al^[4], en el que se informó el uso de la luz en lugar de calor, para vaciar las trampas de llenado por el efecto de la radiación.

Como se ha descrito el Al₂O₃:C es un material altamente recomendado para la dosimetría de las radiaciones, por tal motivo, el objetivo principal del presente trabajo fue estudiar las características dosimétricas de dicho material y su uso respectivo en la dosimetría in vivo en radioterapia.

MATERIAL Y MÉTODO

Fueron utilizados cristales de óxido de aluminio dopados con carbono (Al₂O₃:C) en forma de disco compactado de 4mm de diámetro y 0,2mm de espesor, recubierto por una lámina de poliéster de 0,03mm de espesor por la parte anterior y de 0,01mm por la parte posterior. El material sensible se encuentra encapsulado por una cubierta de plástico a prueba de luz que tiene la función

de actuar como buildup intrínseco. Esta cubierta de $10 \times 10 \times 2 \text{ mm}^3$ tiene una densidad másica de $1,03 \text{ g/cm}^3$, además consta de dos cubiertas de $0,36 \text{ mm}$ de espesor que cubren tanto la parte anterior como la posterior del mismo. Todo esto conlleva que la cubierta tenga una densidad de área de $0,037 \text{ g/cm}^2$.

Los OSLDs fueron leídos por el lector microStar de Landauer Inc. previamente calibrado. El lector utiliza una serie de diodos emisores de luz que estimulan el dosímetro OSL, y un tubo fotomultiplicador (PMT: Photomultiplier Tube) para coleccionar la luz de estimulación resultante. La luminiscencia que entra en el PMT debe ser filtrada para remover los fotones de estimulación. Por tanto, el modelo del lector microStar utilizado en este trabajo tiene dos filtros pasa banda: un Hoya B-370 y un Schott BG-12. El inicio de la curva de transmisión de ambos filtros es de aproximadamente 300 nm . El filtro Hoya transmite en el pico de 370 nm , mientras que el filtro Schott lo hace en 400 nm . En teoría, esto significa que la recolección parcial, tanto de la emisión del centro F^+ (420 nm) como de la emisión UV (335 nm) es posible^[5].

La dependencia con la energía fue evaluada, para ello los OSLDs fueron irradiados con dosis de 100 cGy a las energías de ^{192}Ir , ^{60}Co , 6 MV , 15 MV y energías de electrones de $7\text{-}12 \text{ MeV}$. Los OSLDs fueron colocados a la profundidad del máximo y a distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm . Para el caso del ^{192}Ir , el OSLD fue colocado a una distancia de $7,171 \text{ cm}$ de la fuente. En todos los casos fueron utilizados bloques de poliestireno para proporcionar retrodispersión y buildup respectivo.

Por otro lado se verificó la linealidad de los OSLDs, para ello fueron expuestos a un rango de dosis que abarcó desde los 5 cGy a 2000 cGy . Con estas mismas irradiaciones se evaluó el factor de calibración para la energía trabajada.

La dependencia angular fue evaluada utilizando un fantoma cilíndrico lleno de agua de 10 cm de diámetro y 20 cm de altura, diseñado para obtener homogeneidad en el buildup en todas las direcciones. El mismo fue colocado sobre una superficie marcada en grados de rotación (con variaciones de 15°), y en forma vertical, cuyo eje longitudinal fue perpendicular al haz de radiación. Los OSLDs fueron colocados en el centro del fantoma sobre una base cilíndrica de 1 cm de diámetro y 5 cm de altura, con el objetivo de evitar la retrodispersión de la mesa, e irradiados a dosis de 100 cGy para las diferentes direcciones, manteniendo el gantry estacionario en 90° .

Para conocer la sensibilidad de los OSLDs, es decir la variación de la respuesta respecto al incremento de dosis, los OSLDs fueron expuestos a una serie de dosis acumulativas que abarcaron desde los 50 cGy hasta los 500 cGy .

Asimismo los OSLDs fueron expuestos a diferentes tasas de dosis, para evaluar la respuesta de los mismos frente a este factor, variando para este caso la DFS. De la

misma manera se evaluó la dependencia con el tamaño de campo de los OSLDs, variando en este caso los campos respectivos. Por otro lado, los OSLDs fueron expuestos a dosis de 50 cGy para cuatro cuñas diferentes (15° , 30° , 45° y 60°), con el objetivo de evaluar la respuesta al material absorbente.

Todas las medidas realizadas fueron contrastadas con un dosímetro de referencia, compuesto por una cámara de ionización cilíndrica de $0,6 \text{ cm}^3$ marca NE modelo 2571, y del electrómetro marca Keithley modelo 35614.

Para obtener una mejor estadística de las lecturas, es importante que exista una constancia en las mismas, por tanto es importante evaluar el respectivo desvanecimiento óptico. Para ello los OSLDs fueron leídos, post irradiación 30 veces consecutivas. Finalmente los OSLDs fueron blanqueados ópticamente para su posterior reutilización, para ello se diseñó una plataforma compuesta por un conjunto de fluorescentes, en donde fueron colocados los OSLDs con el material sensible expuestos a la luz brillante. Para liberar más del 95% de las trampas los OSLDs fueron expuestos a la luz durante 3 horas consecutivas.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Al evaluar la dependencia con la energía se encontraron desviaciones menores a $1,6\%$ para fotones y $1,94\%$ para electrones. Para el caso del ^{192}Ir se encontró una desviación del $6,55\%$, esto se debe en gran parte a las pequeñas distancias trabajadas y al alto número atómico del $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ provocando que haya mayor efecto fotoeléctrico en el material. Estos resultados son muy semejantes a los encontrados por Jursinic^[6], donde se reportó un 6% para la energía del ^{192}Ir . Las lecturas en este caso fueron normalizadas con la energía del ^{60}Co (figura 1).

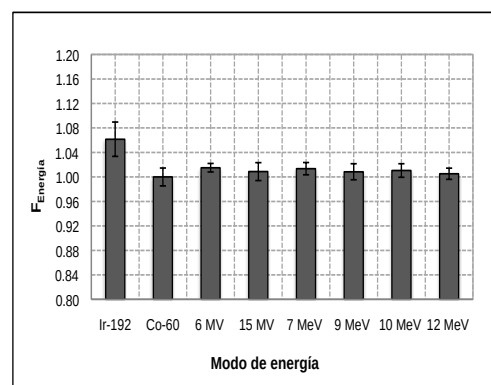


Figura 1. Sensibilidad de los OSLDs para diferentes modos de energía de uso clínico.

La figura 2 muestra la linealidad encontrada en función de la dosis, como podemos observar se presentó una supralinealidad en la respuesta para dosis por encima de los 300 cGy . Yukihiro et al^[7] encontraron supralinealidad por encima de 1 Gy , mientras que Jursinic^[6] la reportó por

encima de los 300cGy. Los resultados experimentales fueron comparados con los obtenidos teóricamente con la ecuación 1 (mostrada como la línea punteada en la figura 2).

$$Dosis(cGy) = 9 \times 10^{-9} + 10^3 \times C - 6 \times 10^{-14} C^2 \quad (1)$$

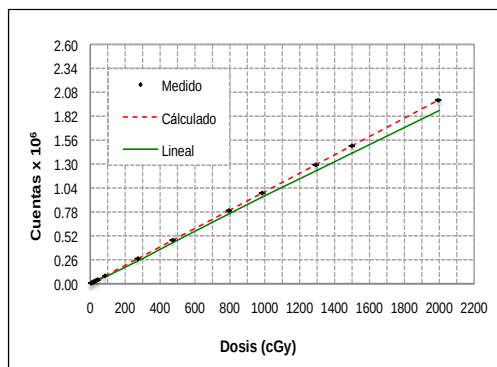


Figura 2. Respuesta de los OSLDs respecto al incremento de dosis.

Por otro lado, los OSLDs demostraron ser precisos en un 2% por cada incremento de 50cGy, es decir que presentaron aproximadamente la misma respuesta OSL por cada incremento de dosis. Esto se puede observar en la figura 3. Estos resultados demostraron la acumulación de los centros radiactivos por cada incremento de dosis, lo que confirma la permanencia de centros radiactivos formados por la irradiación previa.

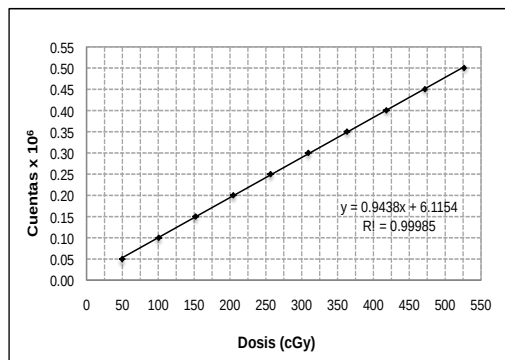


Figura 3. Respuesta de los OSLDs respecto a dosis acumuladas.

La figura 4 muestra los resultados obtenidos al evaluar la respuesta con el ángulo de irradiación, con desviaciones menores a 1,65%. Resultados semejantes a los encontrados por J. Kerns^[8] que reportó desviaciones de $\pm 1\%$. A pesar de la mínima dependencia angular encontrada, ésta es atribuible principalmente a la geometría del OSLD. Es decir, la diferencia existente entre el poder de frenado del óxido de aluminio y del agua, provoca una disminución de la energía de los electrones Compton que al impactar sobre el borde del

OSLD provoca una deposición mínima de la dosis en el material, a diferencia de los electrones de alta energía que impactan el OSLD cuando el ángulo es pequeño y sobre una geometría perpendicular al eje del haz de radiación. Además de los efectos de la geometría del OSLD, el gap de aire que rodea el disco con el material sensible es un factor a tomar en cuenta, es decir cuando un gap de aire rodea el óxido de aluminio pocos fotones interactúan dentro de la cavidad de aire, lo que reduce el número de electrones Compton dispersados que pueden depositar dosis en el óxido de aluminio. Sin embargo, el poder de frenado reducido por el gap de aire permite que entre un número de electrones desde afuera de la cavidad hacia el material, que de otro modo, serían detenidos si existiese agua circundante, de esta manera hay una pequeña compensación en la dosis depositada al material.

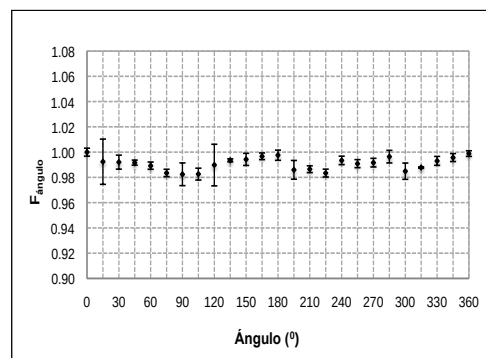


Figura 4. Sensibilidad de los OSLDs en función del ángulo de incidencia de radiación.

Respecto a la dependencia con la tasa de dosis, se encontró una mínima desviación que no sobrepasó el 2% (figura 5). Asimismo, al evaluar la dependencia con el tamaño de campo, se reportó una dependencia mínima de los OSLDs para los diferentes tamaños de campos evaluados con desviaciones menores al 2% (figura 6). Finalmente se encontró una dependencia mínima de los OSLDs frente al filtro atenuador (cuñas), reportándose desviaciones menores al 3% (figura 7). Los resultados obtenidos de estas últimas tres pruebas fueron semejantes a los reportados por Danzer et al^[9].

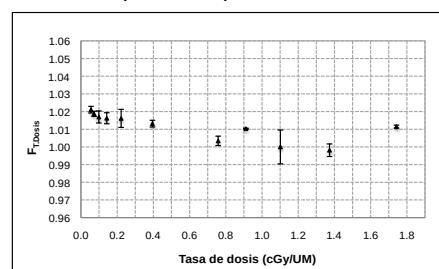


Figura 5. Respuesta de los OSLDs con respecto a la tasa de dosis.

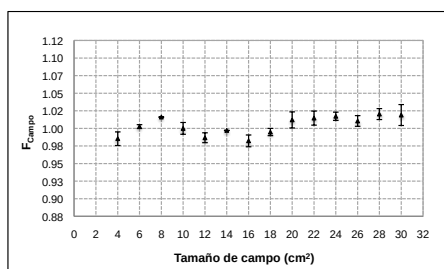


Figura 6. Respuesta de los OSLDs con respecto al tamaño de campo.

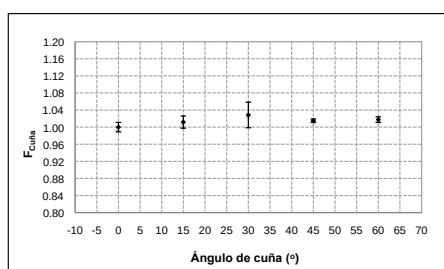


Figura 7. Respuesta de los OSLDs en función del material absorbente.

El desvanecimiento de la señal OSL se puede observar en la figura 8. Una regresión lineal de estos datos da una intersección de 0,9968, con pendiente de -0,0003, y una desviación estándar residual de 0,32%. Los resultados fueron comparados con el modelo matemático propuesto por Jursinic^[7] y adaptado a nuestro estudio, descrito a continuación:

$$S(n) = S(n=0) \cdot f^n \quad (2)$$

Donde $S(n)$ es la señal de la lectura n , $S(n=0)$ es la señal antes del desvanecimiento de la lectura, y f es la fracción por la cual la señal se desvanece por lectura. Por otro lado, la ecuación 2 puede hacerse lineal, teniendo en cuenta:

$$a = 1 - f,$$

$$f^n = (1 - a)^n \gg 1 - n \cdot a \quad \text{donde } a \ll 1.$$

Sustituyendo en la ecuación 2 tenemos:

$$S(n) = S(n=0) \cdot (1 - a \cdot n) = S(n=0) - S(n=0) \cdot a \cdot n \quad (3)$$

La ecuación 3, es una ecuación lineal con intersección $S(n=0)$, y pendiente $-S(n=0) \cdot a$. Este mismo procedimiento se realizó para otros dosímetros observándose que la fracción de desvanecimiento de cada dosímetro es diferente pero es aproximadamente 0,9996, esto quiere decir que la señal OSL disminuye aproximadamente 0,04% por lectura, con incertidumbres de 0,3%. Por otro lado, la señal OSL residual de cada dosímetro después del blanqueo óptico, fue usualmente menor al 0,6% de la señal original de 100cGy. Los resultados encontrados fueron semejantes a los reportados por Jursinic^[6] y J. Kerns^[8]. Teniendo la caracterización completa se procedió a obtener los factores de calibración del $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ en función de la dosis para la energía trabajada, reportándose una incertidumbre combinada de $\pm 2,75\%$. En la figura 9 se puede observar la evolución de las curvas a medida que se incrementa la dosis, presentándose un pico máximo alrededor de los 100cGy. Finalmente los dosímetros fueron probados en pacientes con tratamiento radioterapéutico, para verificar su óptimo uso en la dosimetría in vivo. Los resultados mostraron desviaciones menores al $\pm 2\%$, al ser comparados con el planificador MIRS Versión 5.0.

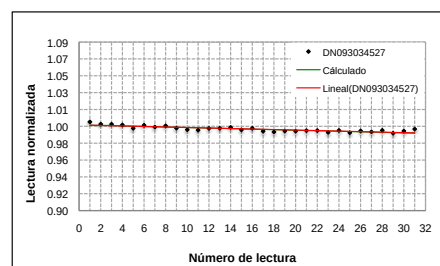


Figura 8. Desvanecimiento de la señal OSL.

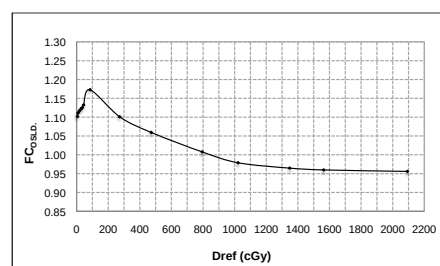


Figura 9. Factores de calibración de los OSLDs.

CONCLUSIONES

Los OSLDs presentan una alta precisión y exactitud en la medición de la dosis, son de pequeño tamaño, presentan mínima dependencia con la energía, ángulo de irradiación, tasa de dosis, tamaño de campo, y material absorbente. Asimismo se pueden leer mucho después de la irradiación. Por otro lado, son reutilizables, el proceso

de lectura es menor a 1 minuto, la lectura es por estimulación óptica, y debido a su bajo buildup intrínseco pueden ser colocados en la superficie de la piel. Por tanto, los OSLDs pueden ser utilizados en la dosimetría in vivo, siendo una gran herramienta en el programa de garantía de calidad garantizando el óptimo tratamiento de los pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] M. S. Akselrod, V. S. Kortov, and E. A. Goreleva, "Preparation and properties of α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$," *Radiat. Prot. Dosimetry* 47, 159-164 (1993).
- [2] G. Kitis, J. G. Papadopoulos, S. Charalambous, and J. W. N. Tuyn, "The influence of heating rate on the response and trapping parameters of α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$," *Radiat. Prot. Dosimetry* 55, 183-190 (1994).
- [3] V. S. Korvov, I. I. Milman, V. I. Kirpa, and J. Lesz, "Some features of α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dosimetric thermoluminescent crystals," *Radiat. Prot. Dosimetry* 55, 279-283 (1994).
- [4] B. G. Markey, L. E. Colyott, and S. W. S. McKeever, "Time-resolved optically stimulated luminescence from α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$," *Radiat. Meas.* 24, 457-463 (1995).
- [5] C. A. Perks, C. Yahnke, and M. Million, "Medical dosimetry using Optically Stimulated Luminescence dots and microStar readers," 12th International Congress of the International Radiation Protection Association (2008).
- [6] P. A. Jursinic, "Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements," *Med. Phys.* 34(12), 4594-4604 (2007).
- [7] E. G. Yukihiro, and S. W. S. McKeever, "Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine," *Phys. Med. Biol.* 53(20): 351-379 (2008).
- [8] J. R. Kerns, "Characterization of optically stimulated luminescent detectors in photon and proton beams for use in anthropomorphic phantoms" M.Sc., School of Biomedical Sciences at Houston The University of Texas, Houston (2010).
- [9] J. Danzer, C. Dudley, R. Seibert, B. Robison, C. Harris and C. Ramsey, "Optically stimulated luminescence of aluminum oxide detectors for radiation therapy quality assurance", 49th AAPM Meeting, 22-26 July (2007).

Contacto para correspondencia:

Autor: Edward A. Meca Castro

Institución: Ce.De.Te.

País: Argentina

Correo electrónico: edarmeca@gmail.com