

## TERMOLUMINISCENCIA EN DOSIMETRÍA MÉDICA

**T. Rivera**

*Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada-IPN, 11500  
México, D.F., México*

**E-mail: trivera@ipn.mx**

*La dosimetría por termoluminiscencia (TLD) se aplica en todo el mundo para la dosimetría de radiaciones ionizantes especialmente en dosimetría personal y médica. Este método de dosimetría ha resultado muy interesante para mediciones en "in vivo" debido a que los dosímetros TL tienen la ventaja de ser muy sensible en un volumen muy pequeño y además son equivalente a tejido y no necesita accesorios adicionales (por ejemplo, cable, electrómetro, etc.) Las principales características de los diversos materiales TL para ser utilizados en las mediciones de la radiación y sus aplicaciones prácticas, son: la curva de TL, la homogeneidad del lote, la estabilidad de la señal después de la irradiación, precisión y exactitud, la respuesta en función con la dosis, y la influencia de la energía. En este trabajo se presenta un breve resumen de los avances de la dosimetría de las radiaciones mediante la luminiscencia térmicamente estimulada (LTE) y su aplicación en la dosimetría en radioterapia.*

### **Introducción**

La Luminiscencia estimulada térmicamente (TSL) o termoluminiscencia (TL) es la emisión de luz de un material aislante o un semiconductor después de una previa absorción de la energía excitante, procedente de un agente excitante como luz UV, rayos X, rayos gamma, entre otros. El fenómeno de la termoluminiscencia (TL) se conoce empíricamente desde el año 1663, cuando Sir Robert Boyle informó a la Royal Society sobre "la emisión de luz procedente de un diamante en la oscuridad" y describió una luminiscencia del diamante cuando éste estaba en contacto con su cuerpo en la oscuridad[1-3].

La importancia de la termoluminiscencia para la dosimetría de la radiación radica en el hecho de que la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado [4]. En condiciones favorables, la intensidad de la luz emitida por un material TL es proporcional a la dosis absorbida, y por lo tanto, con una calibración adecuada, se puede evaluar la dosis aplicada en el campo de radiación. Entonces, la dosimetría termoluminiscente (DTL) resulta ser un método establecido para la dosimetría de la radiación. El uso de la dosimetría de la radiación en la práctica médica es una necesidad de optimizar el uso de las radiaciones, vigilar el buen estado del equipo de rayos X y emplear las técnicas radiológicas en forma adecuada [5, 6]. En radiología diagnóstica, como exámenes

de rayos X, medicina nuclear, tomografía computarizada, PET, etc., son necesarias las mediciones para relacionar la optimización de las técnicas radiológicas con la calidad de imagen y preservar los principios de la protección radiológica. Mientras que radioterapia las mediciones de las dosis es para vigilar que la dosis sea la más cercanamente real para tratar clínicamente una lesión (ICRP1996) [7]. En la radioterapia el objetivo de la dosimetría es asegurarse de que la dosis al volumen blanco sea la prescrita y reducir al mínimo la dosis en el tejido normal circundante (la eficacia del tratamiento depende de la dosis entregada al tumor que debe ser con una precisión de 5% ).

Así, uno de los papeles de la dosimetría termoluminiscente (DTL) en radioterapia, consiste en garantizar la entrega correcta de la dosis al tumor y al mismo tiempo validar el plan del tratamiento para que la dosis al tejido sano se reduzca al mínimo. Un área importante en radioterapia moderna es la garantía de calidad (QA), para lograr un control de calidad deseado tanto técnico como dosimétrico se recomienda integral tanto la dosimetría física como la dosimetría matemática [8-10]. La dosimetría permite maximizar los rangos de control de calidad de los tratamientos, al vigilar el rendimiento del equipo y proponer nuevas técnicas o nuevos procedimientos. Un procedimiento de control de calidad, que ha sido asociado con la DTL durante los últimos años, es la dosimetría en "in vivo", dosimetría, que se lleva a cabo directamente en los pacientes durante un procedimiento diagnóstico o terapéutico. Tradicionalmente, en la radioterapia, la dosis absorbida en un órgano ó tejido es determinada mediante el uso de un fantoma o maniquí, el uso de este dispositivo es para determinar en forma indirecta la dosis absorbida prescrita debe ser entregado al volumen del tumor en el paciente. Por otra parte, mientras que la medición de la distribución de la dosis absorbida en un maniquí es esencial en la planificación del tratamiento, el último control de la dosis absorbida aplicada a la paciente sólo puede ser hecho por las mediciones en "in vivo" de la dosis absorbida en la región de interés o en fantoma anatómica [11-14]. Los principales objetivos de la dosimetría en la dosimetría médica son típicamente dosimetría en fantoma y dosimetría "in vivo" .

La dosimetría por termoluminiscencia (DTL), ha sido utilizado con el fin de cuantificar la cantidad de radiación que se deposita en un volumen o la cantidad de energía que se deposita en un órgano o tejido, su uso principal es en las aplicaciones médicas principalmente en la protección contra la radiación, la radioterapia, radiología diagnóstica y control de calidad auxiliando la calibración de las unidades de tratamiento, la verificación de los programas informáticos, la validación de nuevos protocolos antes del uso clínico , la dosimetría "in vivo", ya sea para personal ocupacional (POE) o para pacientes, de esta manera asegurar la dosis requerida para el paciente. En las aplicaciones de la TLD a los problemas relacionados con la medicina, es importante para medir la cantidad de radiación administrada. El objetivo del presente trabajo es resaltar la importancia del uso de la DTL en las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes así como algunos requisitos de los materiales llamados dosímetros.

## Principio de la dosimetría por termoluminiscencia

La dosimetría por termoluminiscencia (TLD) se basa en la capacidad que tienen los sólidos para absorber y almacenar la energía depositada debido a la radiación ionizante, que al calentarse se emite en forma de radiación electromagnética, principalmente en la longitud del espectro visible. La luz emitida es detectada y correlacionada con la dosis absorbida por el material TL. Muchos modelos teóricos se han postulado para explicar el fenómeno de termoluminiscencia, pero hasta ahora no se tiene uno que satisfaga los gustos de los investigadores de esta rama [15, 16, 17]. Un modelo que trata de explicar el posible mecanismo para la emisión de TL es el modelo de la teoría de bandas de un semiconductor (fig. 1), teniendo en cuenta la existencia de tres elementos principales (centros de recombinación (RC), entes móviles (EM) o portadores de carga (PC), y las trampas (T). Además, el modelo de la teoría de bandas supone la existencia de estados de energía excitada en la banda prohibida (BP), que desempeñan el papel de las trampas o centros de recombinación. La radiación ionizante puede suministrar la energía para la creación de entes móviles (electrones y huecos). Los electrones son libres de viajar a la banda de valencia (BV) hacia la banda de conducción (BC), por su parte, los agujeros quedan en la banda de valencia y son libres de viajar cerca de la banda de Valencia.

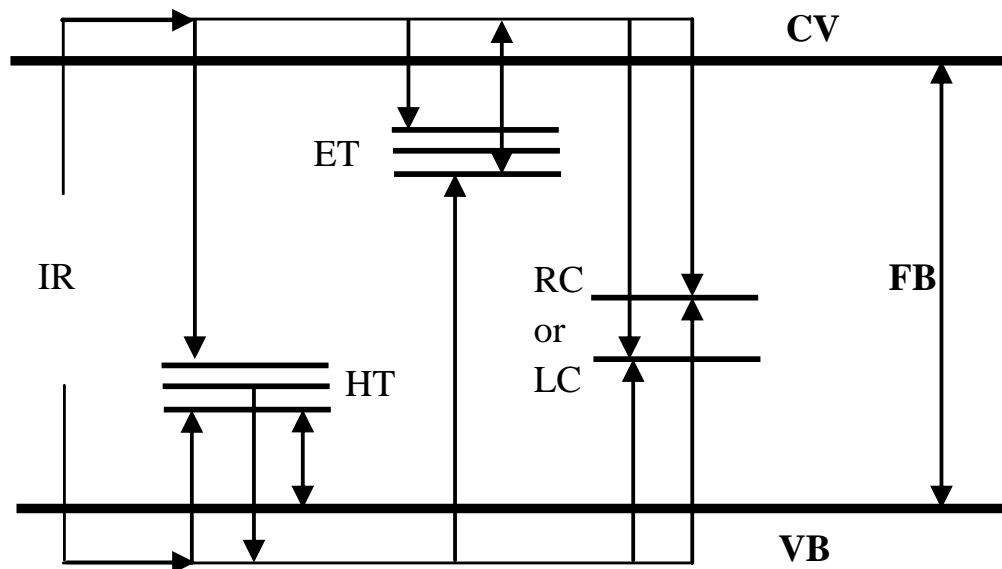


Fig. 1. Mecanismo del proceso de termoluminiscencia en un semiconductor

Estos portadores de carga viajan a través de la red cristalina hasta quedar atrapados en los defectos o trampas (estados metaestables) o volver a caer en la

BV y se recombinan ya sea radiativamente (fluorescencia) o ser capturados en los centros luminiscentes. Bajo el efecto de calentamiento, los electrones atrapados en los estados de energía metaestable se les da suficiente energía térmica para escapar de la trampa a la banda de conducción una vez más, caen en la banda de valencia y se recombinan radiativamente emitiendo una luz visible. Debido que el proceso de emisión de luz consiste en la liberación de algunas trampas en las diferentes energías, los entes móviles se liberan a diferentes temperaturas dando lugar un espectro en función de la temperatura, este espectro es característico de cada material llamado curva termoluminiscente que puede exhibir uno o más picos.

Lo esencial de este fenómeno para la dosimetría de la radiación se debe al hecho de que la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado. Además, se ha demostrado que el área integrada bajo la curva de TL entre dos valores de temperatura (desde temperatura ambiente hasta un máximo) es representativa de la energía luminosa que se libera o absorbe, el cual es proporcional a la dosis recibida por el material TL. Por lo tanto, la curva TL de un material se muestra a menudo en la literatura como la intensidad de la TL en función de la temperatura del ciclo de lectura. Esta característica es utilizada por la mayoría de los lectores de TL en el que las mediciones se hacen sobre la base de la emisión total de uno o más picos. Entonces, la lectura de un material TL es muy simple y directa, en un tiempo relativamente corto (en unos pocos segundos o minutos), el material debe ser calentado de una temperatura inicial en el rango de 50 a 100 ° C hasta el valor de la temperatura máxima de acuerdo a la historia térmica del material TL bajo estudio.

### Características de los TLDs para la dosimetría médica

El fenómeno de Termoluminiscencia (TL) se puede observar en muchos materiales, sin embargo, sólo unos pocos cumplen con los requisitos para ser utilizados en la dosimetría de las radiaciones ionizantes como materiales dosimétricos (TLD). En la tabla I se muestran los requisitos que deben satisfacer los materiales para ser usados en la dosimetría médica. Según las recomendaciones de la Agencia Internacional de Energía Atómica (AIEA) los valores de incertidumbre en la práctica médica están marcados por la dosimetría clínica. La contribución de la dosimetría clínica en radioterapia se ha convertido en una herramienta relevante.

Tabla 1. Requisitos de los DTLs para dosimetría médica

tarea	Rango de Dosis (mSv)	Incertidumbre (%)	DS	Tejido equivalente
Dosimetría a cuerpo entero	0.01– 0.5	-30, +50		importante

Radioterapia	0.1 – 100	$\pm 3.5$	Muy importante
Radiología Diagnostica	0.001 – 10	$\pm 3.5$	importante

Para la dosimetría médica se perciben dos características importantes que deben cumplir los dosímetros TL utilizados para la estimación de la dosis, son la precisión y exactitud, que se define de la siguiente manera: La precisión es un término relacionado con la incertidumbre aleatoria asociada a la medición y se refiere a los métodos estadísticos aplicados a un número repetida de mediciones. La exactitud es una magnitud de la cercanía con la que se espera una medida de aproximación al valor real, e incluye los dos tipos de incertidumbres (consideraciones teóricas y medidas experimentales)

Los errores que afectan a la precisión y exactitud de las mediciones en el campo de las aplicaciones médicas durante la estimación de la dosis por el fenómeno de la termoluminiscencia, pueden presentar una gran dispersión y de alta incertidumbre debido al manejo de los materiales TL, las fuentes de radiación y al equipo de lectura asociada. Para disminuir los errores, antes de utilizar un material TL como detector de radiación se sugiere para optimizar los resultados experimentales (por ejemplo, utilizar la misma fuente de radiación, los mismos parámetros de lectura, seguir un procedimiento sistemático, etc.

Otras características importantes que debe cumplir un material TL para ser considerado como un dispositivo a utilizarse para las mediciones de la radiación y sus consecuencias prácticas en la medicina son: la homogeneidad de lote, la estabilidad de la respuesta, la respuesta en función de la dosis, la dependencia de la sensibilidad, reproducibilidad, y la dependencia con la energía.

La homogeneidad del lote es un método que relaciona el control de calidad en un nuevo lote de dosímetros vírgenes. En general, un lote nuevo de dosímetros vírgenes antes de ser utilizados para un tipo de aplicación es irradiado a una dosis conocida de una fuente de radiación calibrada. Los valores la respuesta TL se expresan como una desviación estándar con respecto a la media después de la lectura de cada dosímetro del lote. Cualquier muestra TL fuera de los límites de tolerancia específica debe ser rechazada

El fading, significa la disminución ó pérdida de la respuesta TL de un material en función del tiempo después de la irradiación. La estabilidad de la señal TL es una consideración importante en la elección de un material. En particular, es necesario evaluar si los entes móviles atrapados durante la irradiación no se pierden antes de la lectura al sufrir una exposición no deseada al calor, luz o cualquier otro

factor. La estabilidad de la señal de cualquier material TL debe ser siempre investigado bajo diferentes condiciones (temperatura, humedad, efectos de luz).

La linealidad, es el término utilizado en la dosimetría de las radiaciones ionizantes para observar el efecto de la dosis en el material. En la práctica se recomienda el uso de dosímetros TL en la región donde la respuesta es proporcional a la dosis recibida (región lineal). La respuesta TL en función de la dosis no debe variar en más del 10% en el rango de 0.5 mSv a 1 Sv para dosimetría médica [18, 19]. Es importante mencionar que para cualquier aplicación de la DTL vigilar siempre su uso en la medida de lo posible, una relación lineal entre la emisión de TL y la dosis absorbida. La zona de linealidad depende con frecuencia de la naturaleza del material así como del equipo lector. Aunque en algunas aplicaciones se puede utilizar un material aunque no presente una respuesta lineal, para esto, es necesario aplicar un factor de corrección con respecto a la curva de ajuste de los valores y de los parámetros de lectura. En situaciones ideales la función dosis-respuesta es lineal en un rango amplio (es deseable). En dosis altas, prácticamente en todos los casos es posible que se presente la supralinealidad ya que los materiales en este rango de dosis, la mayoría de los materiales presenta una saturación. Para este problema se encontrado una solución, en nuestro laboratorio se han sintetizado nuevos materiales con nuevas estructuras, cambiando tamaño de partícula y también la propuesta de la variación de la concentración de los activadores [20].

La sensibilidad en termoluminiscencia se puede definir [21] como la cantidad de luz liberada por unidad de exposición a la radiación en un material. La sensibilidad TL de un dosímetro depende de muchos factores tales como el tipo y concentración de los activadores, el sistema de la lectura, velocidad de calentamiento, etc. Para el tipo de aplicación los dosímetros deben ser elegidos con una sensibilidad adecuada. Para la dosimetría personal en la mayoría de las veces se utiliza dosímetros fluoruro de litio activado con magnesio y titanio LiF:Mg,Ti (TLD-100) [18]. Además de TLD-100 para la dosimetría de pacientes en radiología diagnóstica se ha propuesto el uso LiF:Mg,Cu,P que presentan mayor sensibilidad que el TLD-100 [22,23]. Para rayos X de baja energía o mediciones de baja dosis se recomienda utilizar materiales de muy alta sensibilidad, para ello se recomiendan utilizar como CaSO<sub>4</sub>: Dy y ZrO<sub>2</sub> [24, 25]. Para la dosimetría de las radiaciones en la práctica de la radioterapia se recomienda utilizar DTLs para la práctica del aseguramiento de la calidad, para la dosimetría física y para el control de calidad de los equipos.

La reproducibilidad del sistema de dosimetría (DTL) (detector + equipo lector + procesos de irradiación) se puede definir como la repetibilidad del valor número de cada evento o ciclo de lectura de análisis de un material TL después de varios ciclos de uso bajo las mismas condiciones. Los valores de la reproducibilidad de un determinado material TL se expresan como una desviación estándar de los factores de calibración. Los valores de la reproducibilidad de TLD-100 , LiF:

Mg,Cu,P , CaSO<sub>4</sub>:Dy y ZrO<sub>2</sub> [22, 23] son  $\pm 5\%$ ,  $\pm 5\%$ ,  $\pm 3\%$  y  $\pm 2,5\%$ , respectivamente. En general, la reproducibilidad  $\pm 10\%$  es aceptable para dosimetría médica

La dependencia energética es el cambio de la respuesta TL para una cierta dosis en función de la energía de la radiación y es muy importante en dosimetría médica. Por lo tanto, es esencial que la absorción y dispersión de la radiación en el dosímetro sea similar a la del material en el que la dosis tiene que ser medido, por ejemplo, en el tejido.

Fotones de alta energía. A excepción para las mediciones superficiales, los dosímetros TL deben protegidos y acondicionados para asegurar el equilibrio electrónico en las irradiaciones de los campos de fotones de alta energía, este valor debe ser el valor del factor de acumulación o factor build up [26-28]. Cuando el material circundante o simulante sea material tejido equivalente será posible evaluar la dosis absorbida en un dosímetro TL y reportar el valor de la lectura del material TL al valor de la dosis absorbida por el medio donde se expuso el material.

Fotones de baja energía. Para haces de fotones con energías por debajo de 300keV, el factor de acumulación lo contempla el portadosímetro, el cual debe ser de medidas específicas y de un material que considere el equilibrio electrónico. Para fotones con energías por debajo de 50keV, los dosímetros TL puede inducir importantes variaciones de la respuesta, esta variaciones dependen de la naturaleza de los materiales (LiF:Mg,Ti o CaSO<sub>4</sub>: Dy) [29-31]. La primera solución para este problema es utilizar un material equivalente al tejido. Esto significa que el dosímetro debe ser equivalente al tejido, por ejemplo, el número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}}$ ) del dosímetro debe estar cerca de 7.4 ( $Z_{\text{eff}}$  de tejido). La otra solución consiste en comparar directamente la respuesta del dosímetro TL con la que se obtiene de la cámara de ionización en un haz de fotones de rayos X.

Haces de electrones. Teóricamente, es posible evaluar la dosis absorbida en los dosímetros TL irradiados con haces de electrones, conocer la variación de la relación entre el poder de frenamiento de la colisión y la masa que tiene el material TL en relación al tejido o el agua en función de la energía. En la práctica, las mediciones de haces de electrones son preferibles mediante la comparación directa de los dosímetros TL con una cámara de ionización calibrada a la energía los haces de electrones a la que se desean medir.

### **Aplicaciones prácticas**

Los dosímetros termoluminiscentes se pueden diseñar en la forma de agujas, película o polvo de dimensiones muy pequeñas, que pueden ser colocados en cavidades del cuerpo para medir dosis producidas por las radiaciones. El

dosímetro TL es particularmente útil para medir la dosis en las regiones donde la dosis varía de forma significativa debido a la región de la acumulación de un haz de alta energía o donde la colocación de dosímetro activo es casi imposible, por lo tanto para hacer los cálculos más favorables se utilizan los valores de los DTLs. [26]. En la dosimetría médica, el primer objetivo de la dosimetría por termoluminiscencia es seguir el programa de auditorías de la dosimetría de haces de radioterapia sugerido por la Agencia Internacional de Energía Atómica (OIEA) y por el Mundial de la Salud (OMS) [30]. El segundo objetivo de la dosimetría por termoluminiscencia es asegurarse de que la dosis entregada al volumen blanco (tumor o tejido lesionado) sea la indicada por el sistema de planeación de tratamiento (TPS).

El desarrollo de un programa de gestión de calidad es necesario para garantizar un servicio seguro y eficaz durante la irradiación terapéutica. Aquí la dosimetría TL es sobre todo una buena herramienta para la garantía de calidad (QA), que es una parte importante de la medicina moderna. Los dosímetros TL se utilizan para comprobar la calibración del haz entre diferentes centros y la dosis administrada se compara con las normas nacionales o internacionales. Un procedimiento de control de calidad que se ha implantado en la DTL durante los últimos años es la dosimetría con fantoma, así como la dosimetría in vivo. La precisión y exactitud de las mediciones de las dosis con dosímetros TL, tanto en el fantoma antropomórfica y en “in vivo” son esenciales en la dosimetría médica en la que la predicción de la dosis es difícil y no forma parte de un procedimiento de verificación de rutina

### **Dosimetría de fantoma**

De acuerdo con el ICRU [32], la exactitud en la determinación de la dosis en la radioterapia convencional debe estar dentro de  $\pm 5\%$  o incluso menos, esta precisión sugiere un control de calidad de los equipos, sin errores, con el fin de lograr estas condiciones, en la física de la radioterapia, los DTL utilizados para las mediciones en fantomas sólidos o en maniqués antropomórficos son muy útiles. En la radioterapia los fantomas antropomórficos son ampliamente utilizados para la verificación de la planificación del tratamiento computarizado obtenido por el Código de simulación Monte Carlo (MCSC), la determinación de la dosis en la superficie en haces de fotones o electrones, la determinación de dosis de entrada y de salida debido a fotones de alta energía, la determinación de la distribución de la dosis en la irradiación a cuerpo entero, la distribución de la dosis de fotones campo pequeños para la radiocirugía, y la distribución de la dosis alrededor de la fuente de braquiterapia.

### **Dosimetría “in vivo”**

La dosimetría “in vivo” se ha convertido en forma obligatoria como un procedimiento de rutina de garantía de calidad debido a la creciente complejidad y sofisticación de las técnicas de la radioterapia moderna. En la radioterapia, la



dosimetría "in vivo" puede ser utilizado como un medio para medir la dosis de entrada o de salida de un de radiación a todos los pacientes para garantizar la calidad del tratamiento en general (26). En las aplicaciones de la radioterapia, los DTLs son ampliamente sugeridos debido a su tamaño pequeño, el cual no interfiere para los sistemas de tratamiento, además resultan muy útiles debido a su alta eficiencia. Ejemplo de ello son el registro de la dosis a órganos críticos como, el escroto, el feto, y la dosis a la piel; Los DTLs también son una valiosa herramienta para la verificación en vivo de la dosis en braquiterapia. Además de la dosimetría "in vivo" en la evaluación de la dosis al tumor superficial, la evaluación de los campos de electrones para el tratamiento de lesiones superficiales, el tratamiento con electrones a cuerpo entero para las lesiones de la piel, la evaluación de la dosis de en tiroides, y la verificación de distribución de dosis en los tratamientos del cáncer ginecológico.

### **Ventajas y desventajas de la DTL**

Durante los últimos 50 años, la dosimetría por termoluminiscencia ha madurado y ha resultado ser una herramienta ampliamente indispensable en la dosimétrica médica. Las ventajas o desventajas de los DTLs para aplicaciones médicas se resumen en dos palabras "tamaño y tejido equivalente". La variedad de los materiales TL y sus diferentes formas físicas permiten la determinación de las cantidades de radiación en un amplio rango de dosis absorbida en diferentes aplicaciones médicas. Esto hace que los TLD utilidad de la radioterapia en dosis de hasta varios Gy. Por lo tanto TLD es un buen método para la medición de la dosis en fantomas antropomórficos y la dosimetría "in vivo" en pacientes durante el tratamiento con radioterapia. Las principales ventajas de los DTLs son su tamaño pequeño, tampoco utilizan cables o equipos auxiliares durante la evaluación de la dosis. Para dosimetría médica la ventaja esencial es el equivalente del tejido.

Las ventajas que presenta la DTL es que es un método muy adecuado para una variedad de aplicaciones médicas. Mientras tanto, las desventajas sugieren un programa de investigación utilizar la concentración del activador o la adición de otras impurezas para obtener materiales de respuesta muy similar al tejido. Para aplicaciones médicas, se sugiere tomar en consideración la dependencia de la temperatura ambiente y fisiológica. En algunos casos específicos, el aumento de la temperatura ambiente como la temperatura del cuerpo humano, la alta humedad debido a los efectos de los líquidos corporales, la respuesta de los DTLs puede ser alterada.

### **Tendencias en la dosimetría médica**

La dosimetría de la radiación en las aplicaciones médicas ha revolucionado con el desarrollo de la fibra óptica. El desarrollo de la técnica luminosa y miniaturización

de la fibra óptica suelen ser los componentes de dosimetría moderna, suelen ser los componentes de la dosimetría del futuro para hacer dosimetría en tiempo real y dosimetría “in vivo” mediante cerámicos luminiscentes. El desarrollo de Cerámicos nanocristalinos mejora las propiedades luminiscentes de los materiales TL, los cuales resultan ser una promesa para ser buenos candidatos para las mediciones de dosis alta. Cerámicos de estructura cristalina se utilizará en accidentes nucleares, también se requiere con urgencia estudiar materiales que relacionen efectos de las radiaciones ionizantes con estudios epidemiológicos de la población (dosimetría retrospectiva). La investigación de materiales con alta eficiencia dosimétrica tales como la cerámica nanométrica, la que representa una nueva clase de compuestos. Nuevas composiciones de dopantes para LiF basado en dosímetros están bajo estudio. Para obtener nuevos materiales TL con propiedades como la sensibilidad 30 veces mayor que la sensibilidad de los TLD-100, y la linealidad de hasta 100 Gy. Estos nuevos materiales cubren una amplia gama de propiedades de interés como materiales para la dosimetría de alta dosis. Otras nuevas composiciones de dopantes para los dosímetros tanto ZrO<sub>2</sub> y HfO<sub>2</sub> [33] están bajo estudio, estos materiales ofrecen propiedades como la sensibilidad de hasta 60 veces mayor que la sensibilidad de los TLD-100, son eficientes para mediciones de rayos X de baja energía. Entre los compuestos estudiados, los materiales compuestos de CaSO<sub>4</sub>: Dy, ZrO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: RE [34] atraen nuestra atención para su uso en dosimetría médica debido a su alta sensibilidad. La dosimetría de la radiación en el futuro podría ser una herramienta útil para diferentes aplicaciones de la Física Médica. En el futuro se podría pensar en una dosimetría integral, esto es, podría generar una desventaja, la gran cantidad de datos generados, lo que requiere un buen recurso para la imagen y el segundo punto el número de los usuarios aumenta. La solución de esta desventaja es proponer un método de dosimetría integral (IDM): la dosimetría de la radiación proporciona una medición física (dosimetría termoluminiscentes), la dosimetría matemática (Monte Carlo Code) para la reconstrucción de la dosis y, finalmente, se comparan con la dosimetría de la práctica (la dosimetría en fantoma, in vitro y la dosimetría “in vivo”)

## References

1. Wiedemann, E. and Schmidt, G. *Ueber Luminescenz*. Ann. Phys. Chem. 54, 604 (1895)
2. Daniels, F., Boyd, C. and Saunders, D. *Thermoluminescence as a Research Tool*. Science 117, 343–349 (1953).
3. Daniels, F. *Early Studies of Thermoluminescence Radiation Dosimetry*. In: Proc. Int. Conf. on Luminescence Dosimetry, Stanford, Ca. USA. US Atomic Energy Commission Conf-650637 (Springfield, Va: NTIS) pp. 34–43 (1967).
4. Smith, A., Gerber, R., Hughes, B., Kline, R., Kutcher, G., Ling, C., Owen, J., Hanlon, A., Wallace, M. and Hank, G. *Treatment Planning Structure and Process in the United States: A “Patterns of Care” Study*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 32, 225–262 (1995).

5. Rice, R., Hansen, J., Svensson, G. and Siddon, R. *Measurements of Dose Distributions in Small Beams of 6 MV X-rays*. Phys. Med. Biol. 32, 1087–1099 (1987).
6. Ertl, A., Zehetmayer, M., Schoggl, A., Kindl, P. and Hartl, R. *Dosimetry Studies with TLDs for Stereotactic Radiation Techniques for Intraocular Tumours*. Phys. Med. Biol. 42, 2137–2145 (1997).
7. ICRP (International Commission on Radiological Protection). *Radiological Protection and Safety in Medicine*. ICRP Publication 73 (Oxford: Pergamon Press) (1996).
8. Francescon, P., Cora, S., Cavedon, C., Scalchi, P., Reccanello, S. and Colombo, F. *Use of a New Type of Radiochromic Film, a New Parallel-plate Micro Chamber, MOSFETs and TLD 800 Microcubes in the Dosimetry of Small Beams*. Med. Phys. 25, 503–511 (1998).
9. Wessels, B. and Griffith, H. *Miniature Thermoluminescence Dosimeter Absorbed Dose Measurements in Tumor Phantom Models*. J. Nucl. Med. 27, 1308–1314 (1986).
10. Clark, B., Souhami, L., Roman, T., Evans, M. and Pla, C. *Rectal Complications in Patients with Carcinoma of the Cervix Treated with Concomitant Cisplatin and External Beam Irradiation with High Dose Rate Brachytherapy: a Dosimetric Analysis*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 28, 1242–1250 (1994).
11. Kron, T. *Thermoluminescence Dosimetry and its Applications in Medicine — part II: History and Applications*. Australias. Phys. Eng. Sci. Med. 18, 1–25 (1995).
12. Leunens G., Verstraete J., Van Dam J., Dutreix A., Van Der Schueren E.: Experience of in vivo dosimetry investigations in Leuven. In "Radiation dose in radiotherapy from prescription to delivery", IAEA Report TECDOC-734, 283-289 (1994).
13. Noel, A., Aletti, P., Bey, P. and Malissard, L. *Detection of Errors in Individual Patients in Radiotherapy by Systematic in vivo Dosimetry*. Radiother. Oncol. 34, 144–151 (1995).
14. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*. ICRU Report 24 (Bethesda, MD: ICRU Publications) (1976).
15. Mckeever S.W.S : Thermoluminescence of solids. University Press (New York) (1985).
16. [2] Mckinlay A.F. : Thermoluminescence Dosimetry - Medical Physics Handbooks N°5. Adam Hilger, Ltd (1981).
17. Rivera T. Synthesis and Thermoluminescent characteristics of ceramics materials. Ceramics and advanced characterization. In Tech (2011).
18. Ginjaume, M., Ortega, X., Duch, M., Jornet, N. and Sa´nchez-Reyes, A. *Characteristics of LiF:Mg,Cu,P for Clinical Applications*. Radiat. Prot. Dosim. 85(1–4), 389–391 (This issue) (1999).

19. McKeever, S., Moscowitch, M. and Townsend, P. *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses* (Ashford: Nuclear Technology Publishing) (1995).
20. Rudeñ, B. *Evaluation of the Clinical Use of TLD*. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 15, 447–464 (1976).
21. Portal G. Preparation and properties of principal TL products. In "Applied Thermoluminescence Dosimetry " by Oberhofer M. and Scharmann A. Adam Hilger Ltd, Bristol (1981).
22. Azorín, J. *Luminescence Dosimetry. Theory and Applications*. (Ediciones Técnico Científicas, México 1990)
23. Azorin, J.; Furetta, C.; Scacco. A. (1993). Preparation and properties of thermoluminescent materials. Physica Status Solidi (a). Vol. 138. No. 1 P. 9-46
24. Rivera, T.; Roman, J.; Azorín, J.; Sosa, R. Guzmán, J.; Serrano\*, A.K.; García M. & Alarcón G. (2010). Preparation of CaSO<sub>4</sub>:Dy by precipitation method to gamma radiation dosimetry. Applied Radiation and Isotopes. Vol.68, P. 623–625
25. Rivera, T.; J. Azorín; M. Barrera; A. M. Soto. Nanostructural processing of advanced thermoluminescent materials. Radiation Effects and Defects in Solids. Vol. 162 10-11, 731-736 (2007).
26. Hogstrom, K., Mills, M., Meyer, J., Palta, J., Mellenberg, D., Meoz, R. and Fields, R. *Dosimetric Evaluation of a Pencilbeam Algorithm for Electrons*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 10, 561–569 (1984).
27. 41. Ostwald, P., Metcalfe, P., Denham, J. and Hamilton, C. *A Comparison of Three Electron Planning Algorithms for a 16 MeV Electron Beam*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 28, 731–740 (1994).
28. d'Angelo, L., Furetta, C., Giancola, S., Iannoli, D. and Scacco, A. *Verification of Treatment Planning Systems for Therapeutic Irradiations using Thermoluminescence Dosemeters*. Radiat. Prot. Dosim. 85(1–4), 401–404 (This issue) (1999).
29. Maccia, C., Benedittini, M., Lefauve, C. and Fagnani, F. *Doses to Patients from Diagnostic Radiology in France*. Health Phys. 54, 397–408 (1988).
30. Langmead, W., Wall, B. and Palmer, K. *An Assessment of Lithium Borate Thermoluminescent Dosimeters for the Measurement of Doses to Patients in Diagnostic Radiology*. Br. J. Radiol. 49, 956–962 (1976).
31. Coudin, D. and Marinello, G. *Lithium Borate TLD for Determining the Backscatter Factors for Low-energy X-rays: Comparison with Chamber Based and Monte-Carlo Derived Values*. Med. Phys. 25, 347–353 (1998).
32. ICRU, "Radiation Dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV," ICRU Report 35, Bethesda MD (1984).
33. Guzmán, J.; Aguilar, M.A.; Alarcón, G.; García, M.; Azorín, J.; Rivera, R.; Falcony C. (2010). Synthesis and characterization of hafnium oxide films for thermo and photoluminescence applications. Applied Radiation and Isotopes. Vol. 68 P. 696–699

34. Rivera, T.; Sosa, T.; Azorín, J.; Zarate, J.; Ceja, A. (2010). Synthesis and luminescent characterization of sol-gel derived zirconia-alumina. *Radiation Measurements* 45 (2010) 465-467