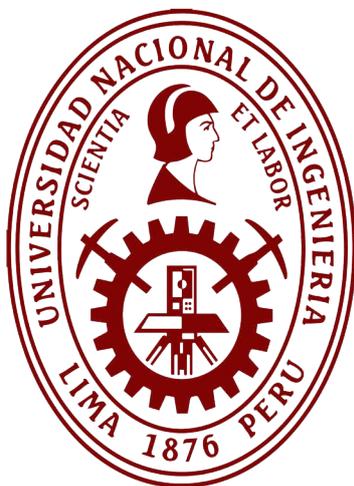


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

Caracterización de Dosímetros de Luminiscencia
Ópticamente Estimulables (OSLD) para su aplicación
en la Braquiterapia de Alta Tasa con fuente de Cobalto

**PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE:
LICENCIADO EN FÍSICA**

**ELABORADA POR:
PEDRO MANUEL LAZO RAMÍREZ**

**ASESOR:
Dr. HERIBERTO ABRAHAM SANCHEZ CÓRDOVA**

LIMA - PERÚ

2023

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres, ya que con su esfuerzo, apoyo y dedicación permitieron que pueda alcanzar mis objetivos planteados.

AGRADECIMIENTOS

A mi maestra Msc. Bertha García por su orientación, dedicación y paciencia para mi introducción a la física médica .

A mis amigos físicos de la Clínica Delgado Roberto, Ricardo, Franco, Anthony; amigos médicos Rubén, Gustavo, Cristhian y en especial al Dr. Gustavo Sarria .

A la Clínica Delgado por permitirme trabajar en sus instalaciones y hacer uso de sus equipos.

A mis amigos de la universidad Rubén, Wilden, Jhonny mi asesor Dr. Heriberto Sanchez, mis profesores Dra. Carmen Eyzaquirre, en especial al Dr Héctor Loro por su constante apoyo e incondicional y aliento para alcanzar la meta trazada. .

RESUMEN

Los equipos de última generación en tratamientos de braquiterapia cuentan con un sistema de planificación que posibilita visualizar la dosis (energía por unidad de masa debido a la radiación) recibida por el paciente en zonas donde se ubica el tumor y sobre órganos circundantes. Estos equipos determinan la dosis mediante la aplicación de un protocolo de cálculo de dosis en braquiterapia, este protocolo está basado en mediciones y cálculos en simulaciones montecarlo; permitiendo un cálculo rápido de la dosis y una planificación de tratamiento en menor tiempo. Para comprobar la dosis se usan dosímetros (detectores de la radiación), los cuales actualmente por su menor tamaño permiten monitoriar la dosis **en vivo** de la zona donde se requiere identificar la dosis absorbida por el paciente. Uno de los dosímetros que se vienen utilizando para su aplicación en la dosimetría en vivo son los OSLD (Dosímetro de Luminiscencia Ópticamente Estimulable) la luminiscencia ópticamente estimulable es el proceso físico por el cual ciertos materiales emiten luz luego de haber absorbido algún tipo de energía.

En esta tesis se muestran los resultados de la caracterización de OSLDs de $Al_2O_3 : C$ para su aplicación como dosímetro en la braquiterapia de alta tasa con fuente de cobalto realizado en las instalaciones de la **Clínica Delgado** y **Clínica RadioOncología**. Para esto, se realizaron las siguientes evaluaciones: La **reproducibilidad** en esta evaluación se determinó 2.03 % de error en las lecturas del lote de OSLD irradiados; La **dependencia angular** se determinó 8.5 % de error con respecto al máximo de lectura (en 0°) y en la última evaluación (**curva de linealidad**) se busca establecer la relación cuentas-dosis, la cuál debe guardar una relación directa (función lineal), obteniéndose la función lineal: $y = 5,23 \times 10^{-2} + 9,4 \times 10^{-6}x$, donde "y" representa número de cuentas y "x" la

dosis, esto con un coeficiente de correlación $r^2 = 0,99917$. Finalmente, el proceso de lectura de OSLD se realizó en las instalaciones de la empresa de dosimetría **Nuclear Control**.

Índice general

| | |
|---|----------|
| 1. INTRODUCCIÓN | 1 |
| 2. FUNDAMENTO TEÓRICO | 4 |
| 2.1. La Luminiscencia | 4 |
| 2.2. La luminiscencia inorgánica | 8 |
| 2.3. Radiación Ionizante | 10 |
| 2.3.1. Clasificación de la Radiación Ionizante | 10 |
| 2.3.2. Interacción de la R.I con la materia | 11 |
| 2.3.3. Interacción con las partículas cargadas | 11 |
| 2.3.4. Interacción con las partículas no cargadas | 11 |
| 2.4. Magnitudes Dosimétricas | 16 |
| 2.4.1. Actividad A | 17 |
| 2.4.2. Exposición X | 17 |
| 2.4.3. Dosis Absorbida D | 17 |
| 2.5. Dosimetría en Vivo | 18 |
| 2.6. Braquiterapia | 19 |
| 2.7. Dosímetros de luminiscencia óptica estimulada (OSLD) de $Al_2O_3 : C$ | 20 |
| 2.7.1. Introducción | 20 |
| 2.7.2. Óxido de Aluminio dopado con Carbono $Al_2O_3 : C$ | 21 |
| 2.7.3. Centros F (centros de color) del $Al_2O_3 : C$ | 23 |
| 2.8. Física de la Luminiscencia Óptica Estimulada | 26 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 2.8.1. | Transición Energética en el proceso de Luminiscencia | 26 |
| 2.8.2. | Descripción matemática generalizada OSL | 27 |
| 2.8.3. | Sección Transversal de Fotoionización | 29 |
| 3. | DESARROLLO EXPERIMENTAL | 35 |
| 3.1. | Materiales y Equipos Utilizados | 35 |
| 3.1.1. | OSLD <i>NanoDotTM</i> | 35 |
| 3.1.2. | Lector de OSLD <i>NanoDotTM</i> | 37 |
| 3.1.3. | Fantoma Cilindrico Kreiger | 38 |
| 3.1.4. | Camara de Ionización Tipo Farmer T30013 | 40 |
| 3.1.5. | Electrómetro | 41 |
| 3.1.6. | Aplicadores y Dispositos en Impresión 3D | 41 |
| 3.1.7. | Equipo de Braquiterapia | 44 |
| 3.2. | Caracterización de OSL <i>NanoDotTM</i> | 45 |
| 3.2.1. | Pérdida de lectura en el tiempo (fading) | 45 |
| 3.2.2. | Reproducibilidad de las medidas de los OSLDs | 46 |
| 3.2.3. | Curva de Calibración para el cálculo de Dosis | 48 |
| 3.2.4. | Dependencia Angular sobre el OSLD | 50 |
| 4. | CALCULOS Y RESULTADOS | 53 |
| 4.1. | Generalidades | 53 |
| 4.2. | Evaluación de la Estabilidad de Lecturas de MicroStar Landauer | 53 |
| 4.3. | Reproducibilidad de las medidas de los OSLDs | 55 |
| 4.4. | Dependencia Angular sobre el OSLD | 58 |
| 4.5. | Curva de Calibración para la determinación de Dosis | 61 |
| | CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | 64 |

Índice de cuadros

| | |
|---|----|
| 2.1. Tipos de luminiscencia a partir del mecanismo de excitación | 5 |
| 2.2. Descubrimientos y dispositivos materiales luminiscentes hasta 1997 . . . | 9 |
| 2.3. clasificación de las R.I. según la carga de la partícula ionizante | 11 |
| 2.4. Clasificación de la R.I. y denominación a la interacción con la materia . . | 12 |
| 2.5. Colisiones debido a las R.I. de partículas cargadas | 12 |
| 2.6. Magnitudes y unidades en dosimetría | 16 |
| 3.1. Características técnicas del OSLD <i>nanoDotTM</i> [38] | 35 |
| 3.2. Características técnicas de la Cámara Farmer T30013 [39] | 40 |
| 3.3. Características técnicas de la electrómetro T10010 [39] | 42 |
| 3.4. Características técnicas de Impresora <i>UltimakerS5</i> [42] | 44 |
| 3.5. Condiciones experimentales en prueba <i>fading</i> | 46 |
| 3.6. condiciones experimentales en prueba reproducibilidad | 48 |
| 3.7. Condiciones experimentales en prueba linealidad | 50 |
| 3.8. Condiciones experimentales en prueba dependencia angular | 51 |
| 4.1. Valores Medidos y Cálculados durante 30 días | 55 |
| 4.2. Valores Medidos y Cálculados | 57 |
| 4.3. Valores Cálculados de Respuesta Relativa | 59 |
| 4.4. Valores Cálculados de Respuesta Relativa | 60 |
| 4.5. Valores Cálculados de Respuesta Relativa | 62 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| 2.1. (a) Luminiscencia en peces (pez linterna)[45], (b) Luminiscencia en las carreteras[46] | 4 |
| 2.2. (a) Fotoluminiscencia, (b) Electroluminiscencia y (c) Catoluminiscencia [12]. | 6 |
| 2.3. (a) Fluorescencia (b) Fosforescencia | 6 |
| 2.4. Representación a nivel energético de procesos TL y OSL | 8 |
| 2.5. Efecto Fotoeléctrico [21] | 13 |
| 2.6. Efecto Compton [21] | 13 |
| 2.7. Producción de Pares [23] | 14 |
| 2.8. Variación del coeficiente de absorción de fotones incidentes μ con la energía sobre un detector de <i>Nal</i> | 15 |
| 2.9. Estructura simplificada del cristal Al_2O_3 [26] | 21 |
| 2.10. Celda unitaria primitiva del Al_2O_3 [27] | 22 |
| 2.11. Esquema del $Al_2O_3 : C$ | 22 |
| 2.12. Configuración sugerida de un centro F^+ con carga compensada por un ion de carbono divalente Al_2O_3 | 24 |
| 2.13. Esquema del proceso de recombinación electrones y huecos | 26 |
| 2.14. Representación de la Transición Energética del proceso de lumniscencia . | 27 |
| 2.15. Esquema de transiciones de absorción óptica según Botter en un aislante | 30 |
| 2.16. Comparación de las formas de varias expresiones para la sección transversal de fotoionización en función de la estimulación de la energía del fotón $E_0 = 3eV$ | 31 |
| 2.17. Formas principales de estimulación óptica | 34 |

| | |
|---|----|
| 3.1. OSLD <i>nanoDot</i> TM | 36 |
| 3.2. Zona sensible del OSLD <i>nanoDot</i> TM | 36 |
| 3.3. Lector <i>MicroStar</i> - láser QR | 37 |
| 3.4. Diferentes vistas de la gaveta donde se posiciona el OSLD para su lectura | 38 |
| 3.5. Perilla indicadora de las diferentes posiciones para lectura y calibración . | 39 |
| 3.6. Fantoma Cilíndrico Kreiger T9193 e Insertos [39] | 39 |
| 3.7. (Esquema del Fantoma[40] | 40 |
| 3.8. Cámara de Ionización Tipo Farmer | 41 |
| 3.9. Electrómetro PTW UNIDOS E modelo <i>T10010</i> | 42 |
| 3.10. Diseños realizados con el software <i>Inventor</i> | 43 |
| 3.11. Impresora <i>UltimakerS5</i> | 43 |
| 3.12. MULTISOURCE® - Eckert and Ziegler BEBIG | 45 |
| 3.13. Disposición de fantoma y OSLD - <i>Fading</i> | 47 |
| 3.14. Disposición de fantoma y OSLD - <i>reproducibilidad</i> | 48 |
| 3.15. (a)Disposición experimental de C.I. (b)Disposición experimental de OSLD- NanoDot | 50 |
| 3.16. Aplicadores diseñados con PLA para CI (abajo), para OSLD (arriba) . . | 51 |
| 3.17. Disposición de fantoma y OSLD-dependencia angular | 52 |
| 4.1. Evaluación del Estabilidad de DRK | 54 |
| 4.2. Evaluación del Estabilidad de CAL | 54 |
| 4.3. Evaluación del Estabilidad de LED | 55 |
| 4.4. Número de Cuentas por OSLD NanoDot | 56 |
| 4.5. Respuesta promedio del grupo de dosímetros NanoDot | 58 |
| 4.6. Número de Cuentas en función de Angulo de Incidencia | 59 |
| 4.7. Factores de Corrección de los OSLD NanoDot | 61 |
| 4.8. Curva de Linealidad, ajuste a 5Gy y 3Gy | 63 |

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

La dosimetría es el campo de la física por el cual se comprueba que la dosis impartida al paciente sea la planificada. Para realizar tal comprobación se utilizan diversos instrumentos como medidores de la radiación (dosímetros) de características distintas, pero todas con un mismo objetivo. Dentro de los dosímetros más utilizados en la radioterapia tenemos:

Cámaras de Ionización (C.I.), dosímetro que consta de una cavidad en cuyo interior esta llena por una sustancia gaseosa con dos electrodos conectados a una fuente de voltaje elevado. La radiación incidente crea iones en el volumen de la cavidad, estos iones creados serán atraídos hacia estos electrodos creando así corriente que será medida con un electrómetro.

Películas Radiocrómicas es un dosímetro compuesto por una capa sensible a la radiación ionizante compuesta en mayor porcentaje por carbono, hidrogeno y oxígeno. El material sensible se polimeriza al irradiar la película provocando un oscurecimiento debido a la dosis absorbida, es decir aumenta su densidad óptica de la película; este incremento se mide mediante un scanner.

Dosímetros de Luminiscencia Termicamente Estimulables (TLDs) estos dosímetros emiten luz al ser calentados, luego de haber sido irradiados, la intensidad de luz que emitirán será proporcional a la dosis absorbida.

Diodos dosímetro que al ser irradiado en su zona o capa sensible libera electrones gene-

randose una corriente medida por un electrómetro, no necesita de un suministro o fuente de voltaje externo como sí lo necesita una cámara de ionización.

Dosímetros de Luminiscencia Ópticamente Estimulables (OSLD) estos dosímetros emiten luz al ser estimulados con luz de cierta longitud de onda definida, luego de haber sido irradiados. Esta luz que emite tiene una intensidad que es proporcional a la cantidad de dosis absorbida.

Todo dosímetro por tener diferentes características físicas y químicas requieren un tratamiento individual para cumplir su función principal que es determinar la dosis absorbida; cada dosímetro presenta ventajas y desventajas, así por ejemplo las películas radiocrómicas solo se pueden usar una vez, mientras que los TLD se reutilizan pero no se pueden humedecer en comparación con las películas radiocrómicas que sí se pueden humedecer. Otras diferencias importantes entre dosímetros son: el rango de lectura que tiene una con respecto a otra, el costo, punto de saturación de lectura, ajustes de presión, temperatura.

Existen reportes y recomendaciones internacionales tales como la AAPM TG-40 (Reporte número 40 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina) que recomienda que las clínicas "deben tener acceso a dosímetros termoluminiscentes (TLD) u otros sistemas in vivo"[3]. Los TLDs en su proceso de lectura o blanqueamiento son sometidos a calentamiento, este proceso elimina toda su información es decir no hay opción a relectura[10]. En contraparte, los OSLD que contienen cristales de óxido de aluminio dopados con carbono $Al_2O_3 : C$ no poseen los inconvenientes de los TLD. Dentro de las principales ventajas de los OSLD se encuentra el realizar procesos de relectura, esto permite el almacenamiento de la dosis, ello puede ser reanalizado si es necesario.

Actualmente, muchos centros de radioterapia utilizan los OSLD, por sus grandes ventajas frente al TLD, así pues el OSLD es 30 a 60 veces más sensible a la radiación que los TLD [2], se han realizado diversas publicaciones de dosimetría en vivo con OSLD de radioterapia externa, con diversas energías ionizantes cargadas y no cargadas [4], [5], [6]-[9], pero ninguna publicación con fuente de cobalto en braquiterapia.

En este trabajo se han caracterizado los OSLD, para su futura implementación de

dosimetría en vivo en braquiterapia de alta tasa con fuente de cobalto. El OSLD comercialmente disponible de uso clínico se fabrica en forma plana, esto hace que su lectura responda al ángulo de radiación incidente. Siendo esta respuesta evaluada en un fantoma cilíndrico de acrílico (Kreiger) de la empresa PTW, con el que dispone el área de radioterapia de la **Clínica Delgado**. En todo dosímetro se evalúa su respuesta lineal a la radiación; donde la linealidad para OSLD se encuentra entre los 50cGy hasta 400cGy [1], además se evalúa la reproducibilidad de los OSLD y en forma particular en un OSLD se evalúa la pérdida de la dosis absorbida en el tiempo (fading). Todas estas evaluaciones nos permiten caracterizar el OSLD, las lecturas se realizaron en Lector microStar, adicionalmente se diseñaron y fabricaron insertos tridimensionales tanto para los OSLD como para la cámara de ionización (tipo farmer), estos diseños se realizaron pues el fantoma cilíndrico de acrílico no disponía dichos insertos.

Esta tesis esta compuesta por los capítulos que a continuación se indican: Capítulo I, una introducción a lo realizado y conceptos generales; Capítulo II, se desarrollan los fundamentos teóricos físicos de la luminiscencia, física de la radiación ionizante y dosimetría; Capítulo III, se muestran la metodología, diseño y fabricación de aplicadores en filamentos de PLA(ácido poliláctico), equipos de radioterapia y dosimetría empleados para la parte experimental de la tesis; Capítulo IV, se indican mediante diagramas y tablas los resultados encontrados de la parte experimental para su posterior discusión y análisis; Finalmente en el Capítulo V se indican las conclusiones y posteriormente las recomendaciones a las cuales se llegó luego del análisis de las evaluaciones realizadas para el desarrollo de la presente tesis.

Capítulo 2

FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1. La Luminiscencia

Este fenómeno se ha observado por ejemplo al conducir de noche por las carreteras de modernas como en China, además lo hemos observado en relojes que permiten ver minuterero y horario de noche o en ciertos animales como los insectos, peces, etc. Esto significa que materiales orgánicos como inorgánicos presentan el fenómeno de la luminiscencia, tal como se observa en la figura 2.1

Un átomo o sistema de átomos es excitado (pasa a un nivel de mayor energía) debido a la absorción de alguna forma de energía, este átomo o sistema de átomos puede volver a su nivel fundamental cediendo la energía excedente en forma de luz. A este proceso



Figura 2.1: (a) Luminiscencia en peces (pez linterna)[45], (b) Luminiscencia en las carreteras[46]

| TIPOS DE LUMINISCENCIA | MECANISMO DE EXCITACIÓN |
|-------------------------------|--|
| quimioluminiscencia | reacciones químicas |
| bioluminiscencia | organismos vivos (reacción de enzimas) |
| centelleo | Rayos X |
| catodoluminiscencia | corriente eléctrica |
| radioluminiscencia | materiales radioactivos (emisión alfa, beta, gamma) |
| fotoluminiscencia | energía visible, ultravioleta o infrarrojo |
| sonoluminiscencia | ondas sonoras |

Cuadro 2.1: Tipos de luminiscencia a partir del mecanismo de excitación

denominamos luminiscencia. Dicho fenómeno es aprovechado por la ciencia, por ejemplo en la arqueología, geología y en el último siglo en el campo de la física médica. Como se mencionó, este fenómeno se da debido a la absorción de alguna forma de energía, dependiendo del tipo de energía es que clasificamos al tipo de luminiscencia. La tabla 1 enumera los tipos de luminiscencia dependiendo del tipo de energía que causó la excitación.

Así pues, la fotoluminiscencia es el proceso por el cual la emisión de luz del material es debido a que el material fue sometido a ondas electromagnéticas, la electroluminiscencia es aquel donde la luz emitida resulta de recombinaciones entre electrones y huecos creados en el material debido a la diferencia de potencial creada en los electrodos. El primer reporte de un dispositivo de electroluminiscencia fue en 1907 [11], la catoluminiscencia es el proceso de luminiscencia por el cual la emisión de luz es debida a la excitación por los electrones de muy alta energía incidiendo en el material. La figura N° 2.2 describe de forma general algunos tipos de luminiscencia, entre ellos la fotoluminiscencia, catodoluminiscencia y electroluminiscencia.

En este trabajo el mecanismo de excitación será energía radioactiva, específicamente radiación gamma. Pero para que la luminiscencia se pueda dar, se necesita estimular al átomo o sistema de átomos, al que ahora denominaremos “material”; esta estimulación puede ser térmica u óptica. La luminiscencia tomará lugar luego de un tiempo, al que denominamos tiempo característico τ_c , este tiempo es el que transcurre desde la absorción hasta la emisión. Este parámetro nos permite subclasificar al proceso de luminiscencia. Denominaremos fluorescencia si el tiempo característico es $\tau_c < 10^{-8}$ s y denominaremos

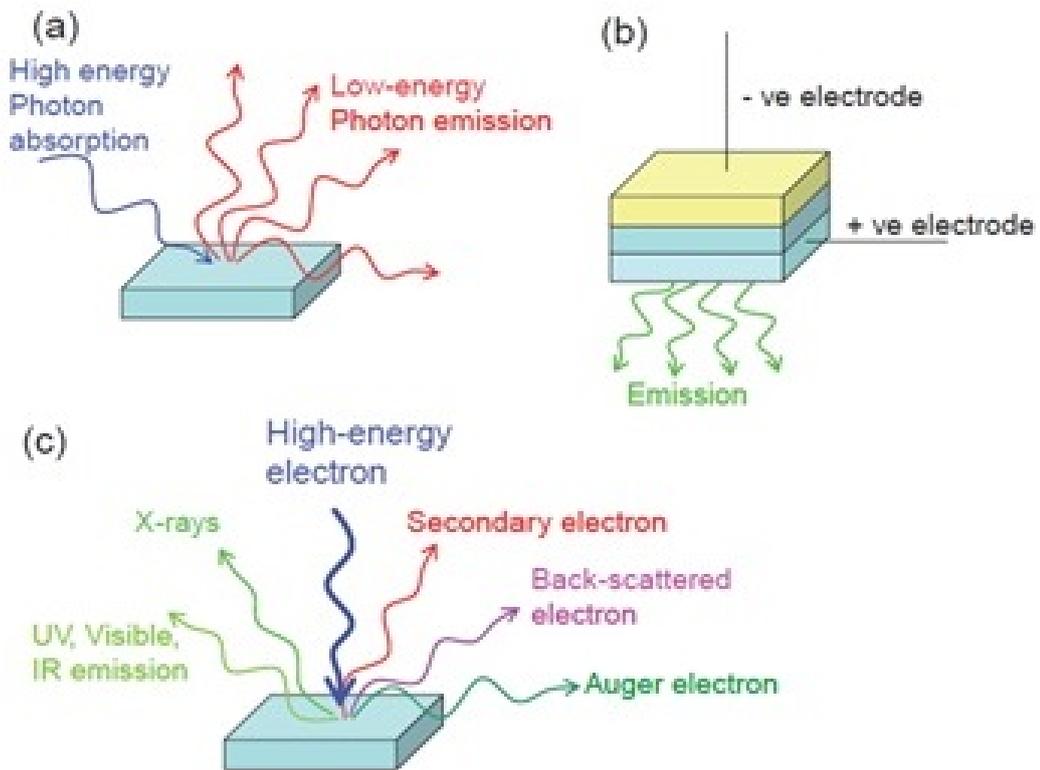


Figura 2.2: (a) Fotoluminiscencia, (b) Electroluminiscencia y (c) Catoluminiscencia [12].

fosforescencia para tiempo característico $\tau_c > 10^{-8}$ s. Ambos mecanismos están determinados por la probabilidad de transición de un nivel excitado E_e al fundamental E_0 tal como se puede apreciar en la figura 2.3.

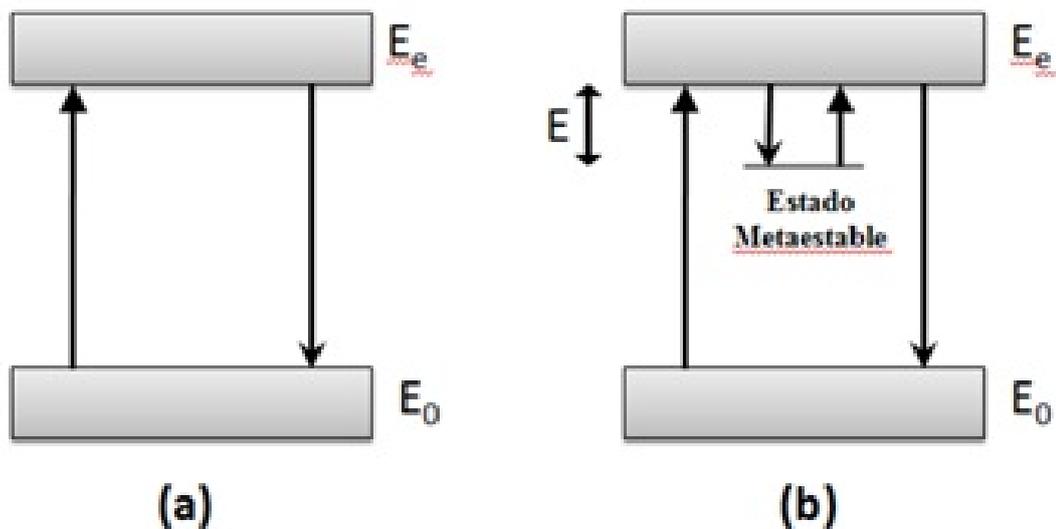


Figura 2.3: (a) Fluorescencia (b) Fosforescencia

La fosforescencia es consecuencia de trampas o los llamados estados metaestables, "m"

ubicados en la banda de energía prohibida o gap. Esta banda de energía está definida entre dos niveles o bandas de energía denominadas banda de valencia (BV) y banda de conducción (BC). Cuando el electrón es excitado de la BV a la BC puede ser atrapado en “m”, donde puede permanecer por un período hasta recibir la energía necesaria (estímulo) para ser excitado de nuevo para retornar a la banda BC, y regresar a la BV emitiendo luz.

Todo lo mencionado anteriormente se tratará con mayor detalle en el presente capítulo. Finalmente, la luminiscencia es debido a una estimulación térmica u óptica, luego de ser expuestos a radiación electromagnética del tipo ionizante. Mientras el material es sometido a la radiación, esta acumula en su red cristalina, de forma que los electrones quedan atrapados en los defectos de la red. El proceso de luminiscencia termina cuando toda la carga atrapada es liberada y la luminiscencia llega a cero. En la figura 2.4 [1], se representa el proceso de luminiscencia que va desde la exposición a la radiación electromagnética ionizante, acumulación o almacenamiento de la radiación hasta finalmente la estimulación. La luminiscencia que presentan los materiales que son estimulados con luz, se denomina luminiscencia ópticamente estimulada (OSL) y la de aquellos que son estimulados con calor se denominan luminiscencia térmicamente estimulada (TL).

La fosforescencia tiene un tiempo de decaimiento que es independiente de la temperatura.

En resumen se siguen los siguientes procesos:

- (i) Ionización debido a la exposición a la radiación con atrapamiento de electrones y huecos en los defectos T y L, respectivamente.
- (ii) Almacenamiento de energía de radiación durante el tiempo.
- (iii) Al calentar o alumbrar la muestra, los electrones se expulsan de las trampas de electrones y algunos de estos alcanzan los centros de luminiscencia (L); si es así, se emite luz (es decir, TL u OSL). En los siguientes capítulos se detallará estos temas.

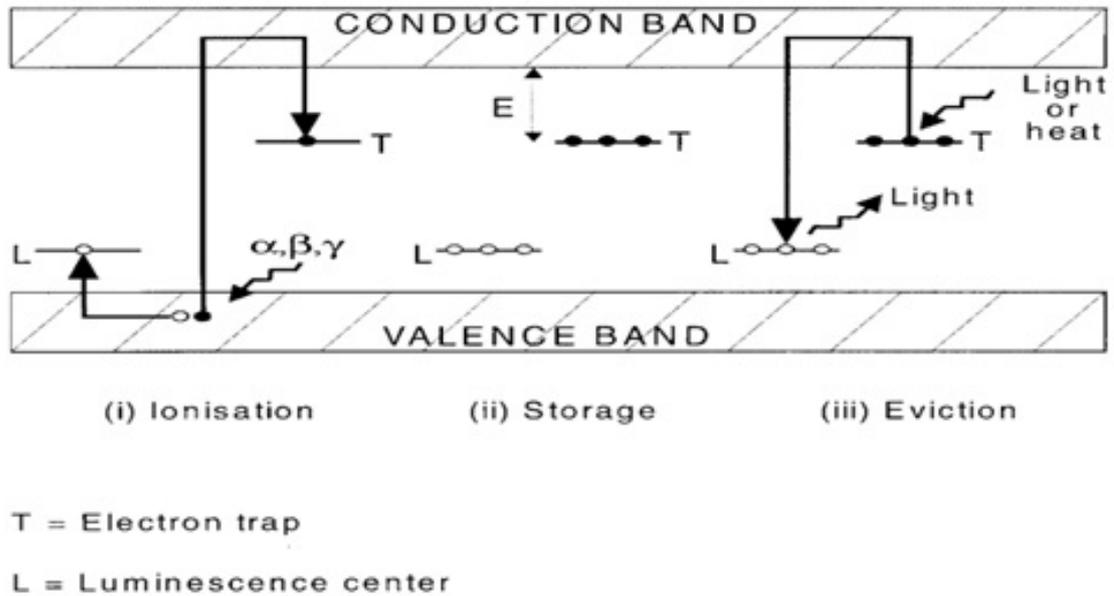


Figura 2.4: Representación a nivel energético de procesos TL y OSL

2.2. La luminiscencia inorgánica

Los materiales luminiscentes inorgánicos, desde su descubrimiento fueron utilizados solo con fines decorativos. Podemos referenciar el libro “History of Luminescence” que relata la existencia en la China de una pintura fosforescente en el siglo X (D.C.) [13]. En el libro relata la historia de un lienzo donde había una vaca dibujada, que durante el día se observaba a la vaca pastando fuera de su corral, sin embargo por las noches se veía a la vaca durmiendo en el corral. Un monje llamado Zan Ning trato de explicar este fenómeno aduciendo que la tinta que se distinguía por las mañanas estaba compuesta por una roca molturada y la tinta que se distinguía por las noches era una mezcla de trozos de un tipo de conchas marinas. En la tabla 2, se muestran algunos materiales inorgánicos luminiscentes, sus aplicaciones tecnológicas, año de descubrimiento, el tipo de excitación y color de emisión.

La fosforescencia de materiales o compuestos inorgánicos se realiza mediante una secuencia de tres procesos:

- 1) Absorción y Excitación
- 2) Transferencia de Energía
- 3) Emisión.

| AÑO | TIPO DE DESCUBRIMIENTO | FUENTE DE EXITACION | TIPO DE MATERIAL LUMINISCENTE | COLOR DE EMISIÓN |
|------|-----------------------------|---------------------|--|------------------------|
| 1937 | Descarga en lampara de Neón | descarga de gas Ne | $CaWO_4, Zn_2SiO_4 : Mn$ | Azul, verde |
| 1938 | Lampara fluorecente | descarga de gas Hg | $MgWO_4; (Zn, Be)_2SiO_4 : Mn^{+2}$ | Azul-verde, verde-rojo |
| 1941 | Pantalla de radar | Rayos catódicos | $(Zn, Cd)S : Cu^+, Al^{+3}$ | verde |
| 1946 | Lamparas para insectos | descarga de gas Hg | $CaWO_4$ | azul |
| 1960 | Televisión a color | rayos catodicos | $ZnS : Ag^+; (Zn, Cd)S : Cu^+ Al^{3+}; (Zn, Cd)S : Ag^+$ | azul, verde, rojo |
| 1960 | Láser | descarga de gas Hg | $Al_2O_3 : Cr^{+3}$ | rojo |
| 1972 | Tomografía computarizada | rayos X | $NaI : Tl^+$ | verde |
| 1972 | Fosforos de tierras raras | descarga de gas Hg | $Sr_3(PO_4)Cl : Eu^{+3} ; LaPO_4 : Ce^{3+}, Tb^{3+}; Y_2O_3 : Eu^{3+}$ | azul, verde, rojo |
| 1994 | Led de estado sólido | campo eléctrico | $InGaN$ | UV-azul |
| 1997 | Chip luminiscente | Luz UV-azul | $(Y, Gd)_3(Al, Ga)^{2+} : Ce^{3+}$ | blanco |

Cuadro 2.2: Descubrimientos y dispositivos materiales luminiscentes hasta 1997

Si el material presenta una estructura ordenada o conocida (cristal) se podría caracterizar los niveles y bandas de excitación, por ende, las posibles transiciones y vidas medias. Para el caso de que se tenga materiales de estructuras de niveles energéticos y mecanismos de transferencia energética compleja; se usan modelos aplicables y simplificados para la interpretación de la luminiscencia [14]

2.3. Radiación Ionizante

Denominamos radiación ionizante (R.I.) aquellas radiaciones que logran ionizar, es decir a aquella radiación que al incidir logra la liberación de electrones. Debemos recordar que, de acuerdo al espectro electromagnético las R.I. son aquellas energías superiores al ultravioleta y tratándose de partículas cargadas y no cargadas (electrones, positrones y fotones) las energías se encuentran entre las centenas de eV y decenas de MeV , en este trabajo se trabajará con una energía de $1,25MeV$, correspondiente a fotones emitidos por la fuente de $Co - 60$.

La propagación e interacciones de la R.I. con medios diferentes al vacío, donde este medio esta descrito por:

$$N = N_A \rho / A \quad (2.1)$$

Donde:

ρ : Densidad másica.

A : Masa atómica o molecular.

N_A : Número de Avogadro.

2.3.1. Clasificación de la Radiación Ionizante

Se clasifican las R.I. se clasifican: según la carga eléctrica de las partículas y según la masa de las mismas.

A continuación de muestra un cuadro donde se clasifican a las radioaciones ionizantes según su carga.[17]

$$\begin{array}{l}
\text{partículas neutras} \left\{ \begin{array}{l} \text{fotones } x, \gamma \\ \text{neutrones} \end{array} \right. \\
\text{partículas cargadas} \left\{ \begin{array}{l} \text{ligeras } (M = m_e) \quad e^-, e^+ \\ \text{pesadas } (M \gg m_e) \left\{ \begin{array}{l} \text{iones ligeros } H, \dots, Ne \\ \text{iones pesados } Na, \dots, \text{ fragmentos de fisión} \\ \text{"exóticas"} \quad \mu^\pm, \pi^\pm, \bar{p}, \dots \end{array} \right. \end{array} \right.
\end{array}$$

Cuadro 2.3: clasificación de las R.I. según la carga de la partícula ionizante

2.3.2. Interacción de la R.I con la materia

Los diversos fenómenos físicos ocurridos debido a la interacción de las R. I. con la materia dependerá de características de radiación incidente tales como su energía y tipo de partícula.

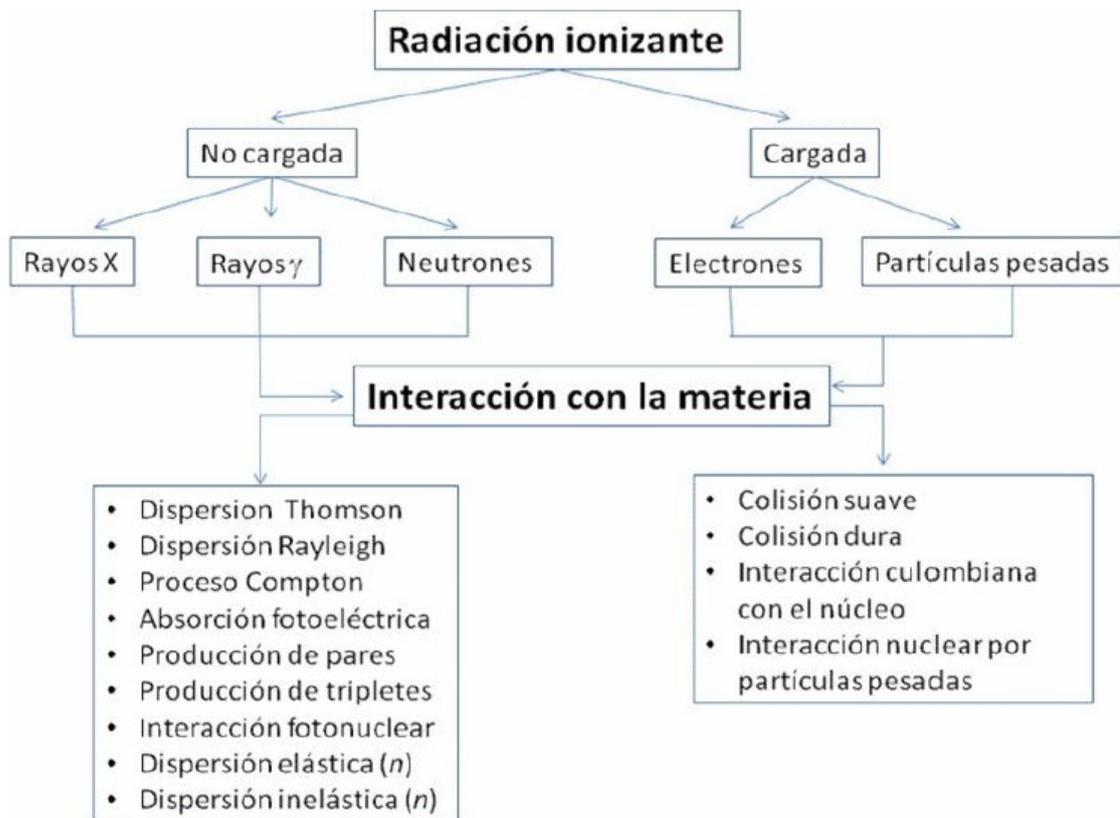
El cuadro N° 2.4 muestra la clasificación de la radiación ionizante de acuerdo al tipo de carga portadora de la radiación y las diversas denominaciones a las interacciones con la materia .[18]

2.3.3. Interacción con las partículas cargadas

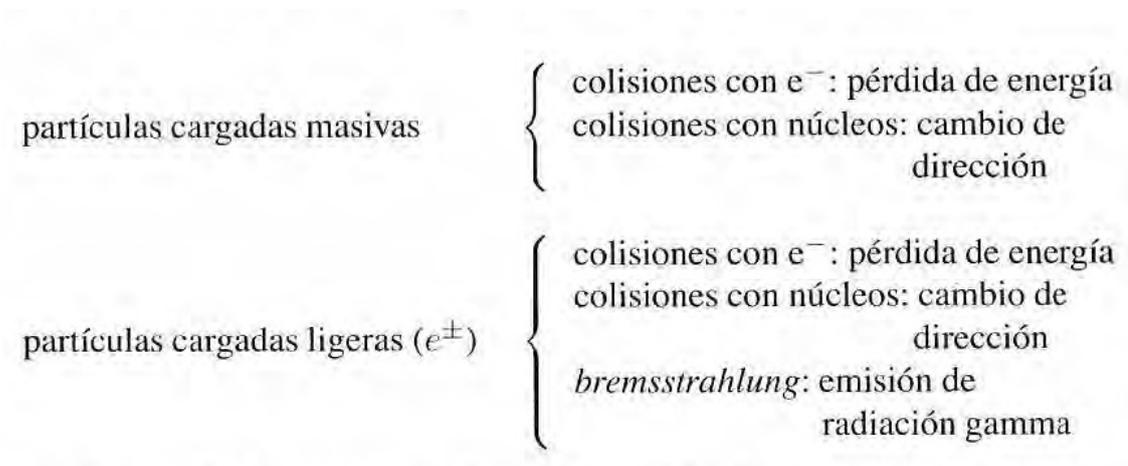
En la sección anterior se indicó el cuadro N° 2.4 en donde se describieron las interacciones entre partículas cargadas y no cargadas con la materia sin particularizar la interacción del electrón. A continuación se describen en forma general mediante un cuadro (cuadro N° 2.5) las interacciones (colisiones) de las partículas cargadas masivas y ligeras (electrón) con la materia.[19]:

2.3.4. Interacción con las partículas no cargadas

Los fotones no tienen masa en reposo ni carga eléctrica. En consecuencia, las interacciones con el medio distinto al vacío que atraviesan no son tan intensos como lo son las interacciones con las partículas cargadas. En el presente trabajo, se usaron fotones de energía de $1,25 \text{ MeV}$, donde los tipos de colisión más relevantes (efectos) con el medio material son:



Cuadro 2.4: Clasificación de la R.I. y denominación a la interacción con la materia



Cuadro 2.5: Colisiones debido a las R.I. de partículas cargadas

- **El efecto fotoeléctrico**, es aquel fenómeno donde la energía del fotón que incide sobre el medio material es absorbida por un electrón del átomo del medio material y es liberado con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía con la que el fotón incide y la de energía de ligadura del electrón, a este electrón liberado también se le denomina fotoelectrón.

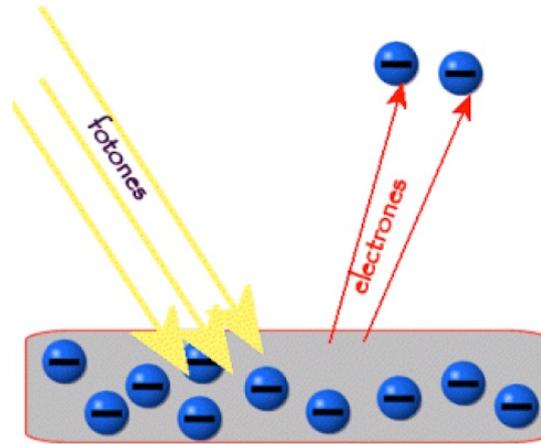


Figura 2.5: Efecto Fotoeléctrico [21]

- **El efecto Compton**, este fenómeno es consecuencia de colisiones o choques del tipo inelásticos del fotón incidente con un electrón del átomo del medio material; parte de la energía del fotón incidente se transfiere al electrón liberándose mientras que el fotón incidente es dispersado.

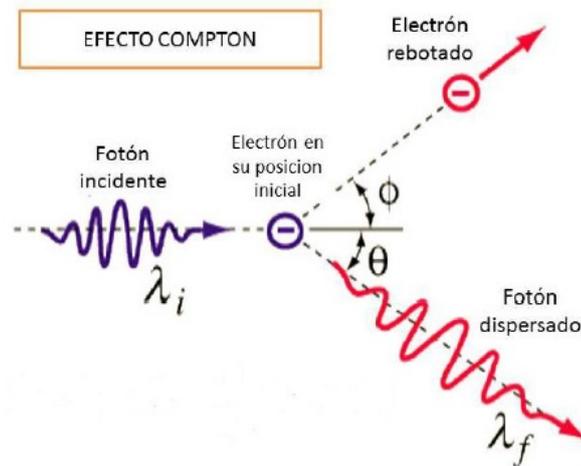


Figura 2.6: Efecto Compton [21]

- **La creación o producción de pares electrón-positrón**, este fenómeno es consecuencia de la interacción del fotón incidente con las cercanías del núcleo, para tal interacción este fotón debe tener como mínimo una energía de $E_\gamma \geq 2m_e c^2$, donde m_e representa masa del electrón y c velocidad de la luz, dando lugar a la creación

un electrón y positrón. El positrón al colisionar con otro electrón crearán un par de fotones de $0,511MeV$. [19]

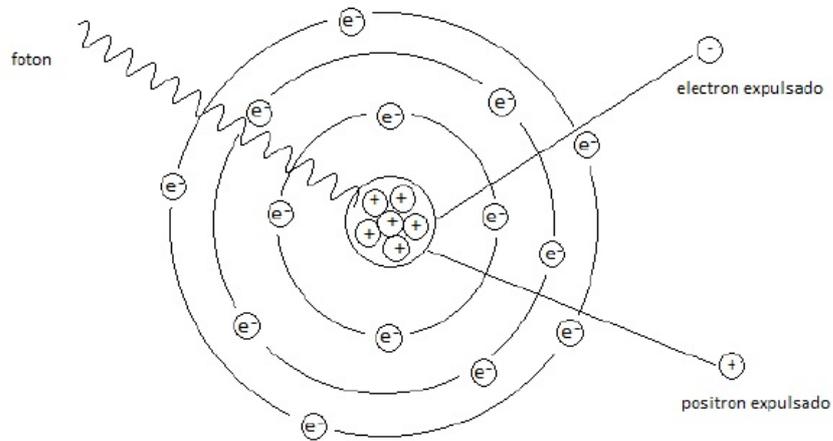


Figura 2.7: Producción de Pares [23]

Por otro lado, al estar relacionada la sección eficaz (σ) con la probabilidad de interacción de una partícula cargada o no cargada con un medio (blanco), entonces la sección eficaz total es la suma de secciones eficaces de probables interacciones. En el cuadro 2.4 se observan diversas interacciones, pero estas no son descritas ya que ocurren con muy baja probabilidad [20] y no son considerados en este trabajo. Finalmente, sección eficaz total de absorción de fotones sobre un medio de cierto número atómico "Z" viene dada por:

$$\sigma_{\gamma} = \sigma_{\phi} + Z\sigma_c + \sigma_{par} \quad (2.2)$$

Donde:

σ_{γ} : sección eficaz total debido a absorción de fotones

σ_{ϕ} : sección eficaz debido al efecto fotoeléctrico

σ_c : sección eficaz debido al efecto Compton

σ_{par} : sección eficaz debido a la producción de pares.

Finalmente, la probabilidad de absorción por unidad de longitud (μ) también denominado como el coeficiente de absorción total viene dada por:

$$\mu = \frac{N_A}{A} \rho \sigma_\gamma \quad (2.3)$$

Donde:

ρ : Densidad másica.

A : Masa atómica o molecular.

N_A : Número de Avogadro.

σ_γ : sección eficaz total debido a absorción de fotones

σ_γ : sección eficaz total debido a la absorción de fotones.

En la siguiente figura se observa la dependencia de la probabilidad de absorción por unidad de longitud(μ) con la energía del fotón incidente ($0,01MeV - 100MeV$) tomando como medio a un centellador (detector) de NaI y además se observan las principales interacciones del fotón en este medio. [19]

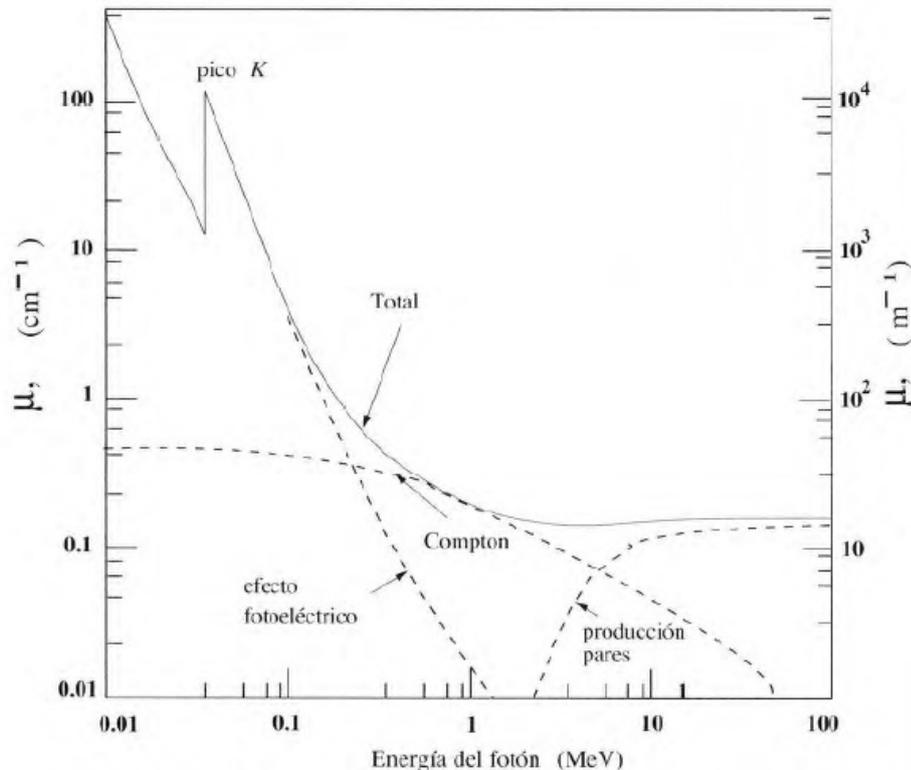


Figura 2.8: Variación del coeficiente de absorción de fotones incidentes μ con la energía sobre un detector de NaI

2.4. Magnitudes Dosimétricas

Para un uso responsable de las radiaciones ionizantes (R.I.) en sus diversas aplicaciones como científicas, industriales y médicas se definen magnitudes físicas y unidades de medida que permitan caracterizar a las R.I. no sólo de forma cualitativa, sino de forma cuantitativa. Las magnitudes que describen su interacción con el medio material son la exposición(X), dosis absorbida(D) y Kerma (K), por otro lado la magnitud física definida como aquella que describe el tipo de emisión es la actividad(A). Estas magnitudes fueron definidas por la Oficina Internacional de Pesas y Medidas y se recomendó el uso de estas magnitudes en el Sistema Internacional de Unidades (SI). A continuación se muestra un cuadro con algunas de estas magnitudes físicas con su definición y unidad de medida. [19]

| MAGNITUD DE MEDIDA | DEFINICIÓN | Unidad SI |
|---------------------------|-------------------------------------|--------------------------|
| Actividad A | velocidad de desintegración | bequerelio (<i>Bq</i>) |
| Exposición X | Ionización en masa de aire | roentgen (R) |
| Dosis Absorbida (D) | Abosorción de energía en el medio | gray (Gy) |
| Dosis Equivalente (H) | Dosis absorbida ponderada biológica | sievert (Sv) |

Cuadro 2.6: Magnitudes y unidades en dosimetría

A continuación, se describen brevemente algunas de estas magnitudes de importancia en este trabajo.

2.4.1. Actividad A

Mide la rapidez de desintegración. La actividad de un material radiactivo no depende de la energía, ni del tipo radiación, ni del tipo de partícula ionizante (α, β, γ). Es simplemente una unidad de recuento. [19].

Esta magnitud depende del tipo de sustancia radioactiva, cuya dependencia esta relacionada con la constante de desintegración λ . Por otro lado, la masa de material radioactivo (M) y su actividad (A) son proporcionales:

$$A = \lambda N = \lambda M \frac{N_A}{A'} \quad (2.4)$$

Donde A' es la masa atómica (g/mol). La unidad según el S.I. se aprecia en el cuadro 2.6, donde simplemente su valor es 1 Bq = 1 desintegración /segundo.

2.4.2. Exposición X

Esta magnitud mide la cantidad de carga que se libera, debido a la ionización al paso de partículas ionizantes sin carga (fotones y rayos X) sobre una masa de aire. Las interacciones que tiene la radiación con los átomos del medio ya se analizaron en la sección anterior. La ecuación que determina la exposición es la siguiente:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.5)$$

Donde dQ es la medida de carga liberada de los iones de mismo signo que han sido detenidos sobre la masa dm aire a consecuencia de los fotones incidentes .[17]

2.4.3. Dosis Absorbida D

Esta magnitud física se define como energía que se deposita por cualquier tipo de radiación ionizante por unidad de masa sobre un medio distinto al vacío (medio material). Por medio de esta magnitud se puede cuantificar los efectos que produce la radiación en un medio material, determinado por la energía absorbida por este. La dosis absorbida, se

calcula:

$$D = \frac{dE_m}{dm} \quad (2.6)$$

Donde dE_m representa la energía depositada (transmitida) media por la R.I. sobre una masa dm , siendo esta magnitud física puntual, al referirnos a dosis absorbida sobre un órgano o organo no sano(tumor) se debe entender como su valor promedio, siendo esta magnitud física dosimétrica de mayor importancia.[17]

2.5. Dosimetría en Vivo

Se define a la dosimetría en vivo como la verificación de la dosis suministrada al paciente de manera individual, durante su tratamiento mediante dispositivos (dosímetros) que permitan medir la dosis recibida[15].

Podemos clasificar a la dosimetría en vivo en tres categorías, de acuerdo a la zona donde se desea verificar la dosis de tratamiento:

Dosimetría en Vivo a la Entrada : En esta categoría se verifica la eficiencia, cumplimiento de las funciones del equipo de tratamiento y exactitud de la configuración de tratamiento del paciente. En esta categoría los dosímetros son posicionados por ejemplo sobre la piel del paciente

Dosimetría en Vivo a la Salida : En esta categoría se pueden aplicar las mismas verificaciones ya mencionadas anteriormente con información adicional como tamaño, forma y heterogeneidad de tejido del paciente. Los dosímetros son posicionados por ejemplo por detrás de la radiación incidente, es decir estamos midiendo la radiación transmitida sobre el paciente

Dosimetría en Vivo Intracavitarias : En esta categoría se mide la dosis en el tejido blanco y/o órganos circundantes desde que se coloca un dosímetro dentro de la cavidad del paciente, por este motivo los dosímetros usados en estas circunstancias deben ser

pequeños y se posicionan por ejemplo en recto, vejiga, útero y boca.[16]

2.6. Braquiterapia

Consiste en el uso de sustancias radiactivas encapsuladas (por seguridad radiológica) como tratamiento complementario o de acompañamiento a radioterapia externa, podemos clasificar en 3 tipos de braquiterapia de acuerdo a donde se posicione la fuente:

Braquiterapia Superficial : La fuente o sustancia radioactiva es posicionada en contacto o por sobre la superficie de la piel del paciente.

Braquiterapia Endocavitaria : La fuente es posicionada en el interior de alguna cavidad del paciente.

Braquiterapia Intersticial : La fuente es insertada en el tejido del paciente.

La braquiterapia (BT) a diferencia de la teleterapia posee características dosimétricas diferenciadas, de las que podemos resaltar la caída rápida y abrupta de la dosis alrededor del implante (posición de la fuente), como respuesta una menor dosis en el tejido circundante (tejido sano) al tumor; sin embargo la distribución de dosis en la radioterapia externa es bien homogénea y en BT no. De manera general la BT es aplicada sobre volúmenes pequeños, siendo su uso exclusivo o complementario a la radioterapia externa. En los últimos años la BT se ha convertido en una modalidad terapéutica de mucha importancia dentro de la radioterapia. Tal como se había descrito anteriormente, las fuentes radioactivas se insertan directamente o situarse dentro de guías (aplicadores) y según las posiciones de la fuente las clasificamos en tres tipos diferentes de braquiterapia; los aplicadores son de diversas formas y geometrías, esto con el objetivo de que la disposición final se adapte de forma idónea a la anatomía y así se pueda generar la mejor distribución de dosis objetivo. Se nombra como "Sistema de carga" según sea la forma que se posicione la fuente sobre el paciente, siendo estas como "Inmediata" o "Diferida", siendo la de carga diferida aquella que dispone de aplicadores. Estos "sistemas de carga diferida" se distinguen en dos tipos: "Manual", donde la fuente se posiciona manualmente dentro del aplicador y

“Automática”, donde la fuente se posiciona por acción de un sistema eléctrico-mecánico. De acuerdo a la intensidad energética de la fuente, se clasifican como “Alta Tasa” (HDR), “Baja Tasa” (LDR) y “Tasa Pulsada” (PDR). De todos los sistemas mencionados el más utilizado en los centros hospitalarios es el de carga diferida automática del tipo HDR. Estos equipos permiten que la fuente se ubique en posiciones programadas obtenidas luego de realizar una optimización sobre el software del equipo.

2.7. Dosímetros de luminiscencia óptica estimulada (OSLD) de $Al_2O_3 : C$

2.7.1. Introducción

Para la comprensión de los dosímetros de luminiscencia óptica estimulada (OSLD) de $Al_2O_3 : C$ y su importancia en las aplicaciones médicas, se analizan los principios físicos de la luminiscencia tomando énfasis sobre la cinética de intensidad. Los primeros dosímetros de luminiscencia óptica estimulada fueron los cationes de sulfuros de magnesio, calcio y estroncio además de seleniuro de estroncio ($SrSe$) dopados con diversas tierras raras siendo estas Ce , Sm y Eu . [22] Aunque estos materiales poseían una alta sensibilidad a la radiación y alta eficiencia al estímulo de la R.I., presentaban el inconveniente de un alto desvanecimiento (pérdida) de lectura, esto debido a un *gap* muy estrecho haciendo que las trampas sean poco profundas. Estos fósforos tenían un número atómico efectivo muy alto y, como resultado, una fuerte dependencia energética lo cual es inaceptable para la dosimetría personal. Se realizaron diversos estudios en materiales luminiscentes, donde una de las razones de elección de un buen material y parámetros adecuados de tiempo para su lectura fue la vida útil de la luminiscencia del material. El fosforo elegido fue $Al_2O_3 : C$ [24]

2.7.2. Óxido de Aluminio dopado con Carbono $Al_2O_3 : C$

La alúmina (Al_2O_3), tiene una amplia banda prohibida ($\sim 9,9eV$) alto punto de fusión ($\sim 2050\text{ }^\circ C$), estabilidad química y excelentes propiedades mecánica; que la convierten en un material de gran importancia tecnológica, siendo αAl_2O_3 la fase termodinámicamente estable en condiciones normales.[25]. Este cristal tiene una estructura romboédrica, donde cada ión de aluminio (Al^{+3}), esta rodeado por seis iones de oxígeno (O^{-2}) octaédricos vecinos más cercanos.[26].

En la figura 2.10 muestra la celda unitaria primitiva del Al_2O_3 , donde las esferas azules

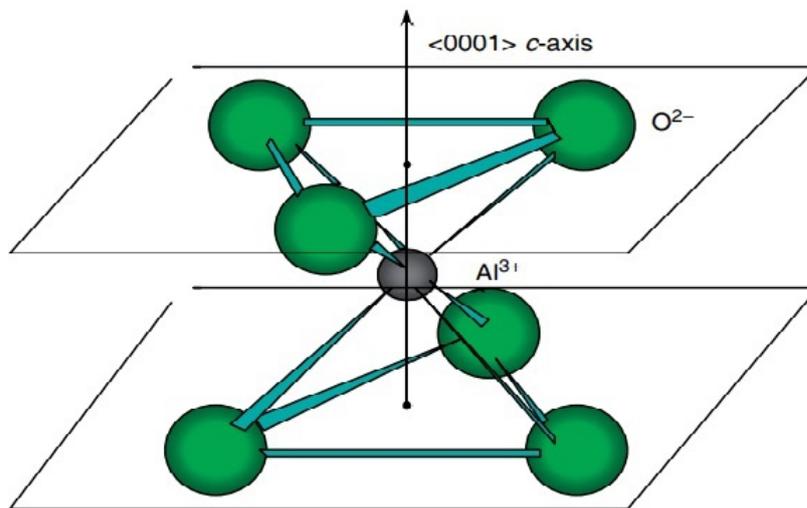


Figura 2.9: Estructura simplificada del cristal Al_2O_3 [26]

representan a los átomos de aluminio, mientras que las esferas más pequeñas de rojo a los átomos de oxígeno. Para un almacenamiento eficiente de la información dosimétrica, se requiere que los cristales de Al_2O_3 contengan defectos que atrapen a los que denominamos portadores de carga siendo estos los electrones y huecos con carga positiva. Para una producción eficiente de luminiscencia, sin embargo, no sólo requiere una alta concentración de sitios de captura, sino que también requiere vías de recombinación radiativa eficientes para los portadores de cargas, que producen fotones. El Al_2O_3 no fue un material suficientemente sensible como material luminiscente, hasta que se dopa con carbono ($Al_2O_3 : C$). A continuación, se muestra la representación esquemática del $\alpha - Al_2O_3 : C$ [31] Este material inicialmente se aplicó como TLD[28] de alta sensibilidad con una sensibilidad

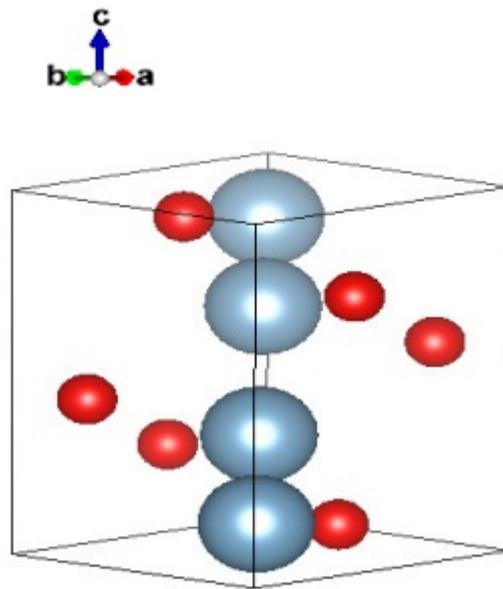


Figura 2.10: Celda unitaria primitiva del Al_2O_3 [27]

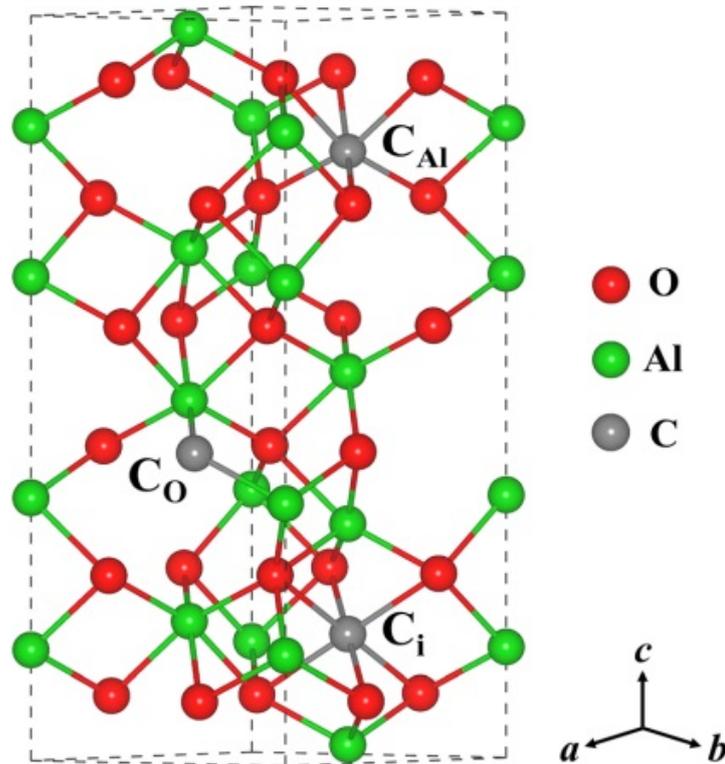


Figura 2.11: Esquema del $Al_2O_3 : C$

informada de 40 a 60 veces la de los detectores $LiF : Mg, Ti$ [29]. Se demostró que el cambio o reemplazo de O_{2-} por C_{4-} genera la formación de vacantes de oxígeno al pro-

porcionar una compensación de carga[30]. Se sugirió además, que la presencia del C que su papel dopante sólo promueve la formación de defectos intrínsecos por debilitamiento en los enlaces de la red $\langle Al, O \rangle$ durante la etapa de crecimiento del cristal.[32]

Los materiales de $Al_2O_3 : C$ actualmente disponibles como *OSLD* pueden presentarse en forma de monocristales, polvos poliquísticos y película fina evaporada, estando disponibles por las siguientes empresas[33]:

- Harshaw Saint-Gobain (Cleveland-USA)
- Rados (Finlandia)
- Landauer (Stillwater-USA)
- Tecnologías Nexstep (Stillwater-USA)

En este trabajo se utilizaron los OS LD fabricados por Landauer Crystal Growth Facility.

2.7.3. Centros F (centros de color) del $Al_2O_3 : C$

Es un defecto intrínseco presente en los cristales. Una de las posibles configuraciones de este defecto se muestra en la figura 2.11 [26]. Este defecto permite la captura de un electrón en una vacante positiva(hueco). Este defecto intrínseco recibe el nombre de centro F por su traducción de centro de color(Farbzentren) al alemán, la coloración de los cristales alcalinos de haluro puros es gracias a este defecto.

En los cristales de haluros alcalinos puros al incidir luz visibles, estos son transparentes; pero pueden colorearse debido a[29]:

- Introducción de impurezas químicas.
- Introduciendo un exceso del ión metálico, podemos calentar el cristal en el vapor del metal alcalino y enfriarlo rápidamente, por ejemplo un cristal de NaCl calentado en presencia de vapor sodio se vuelve amarillo.
- Por absorción de rayos X, rayos gamma, neutrones y electrones.
- Por electrólisis

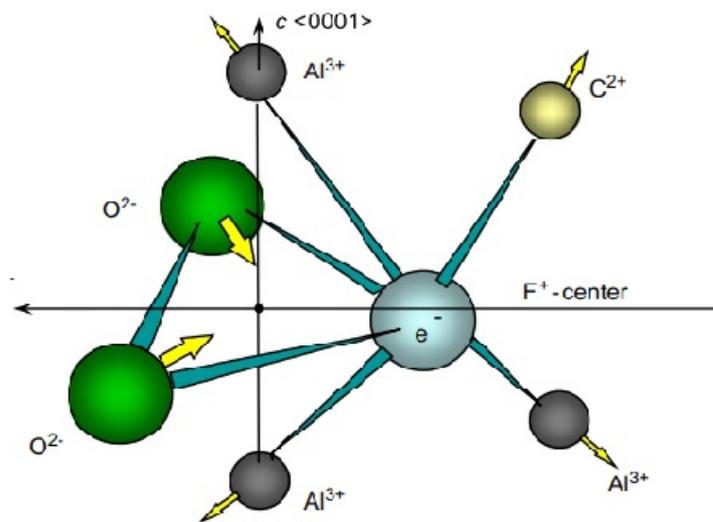


Figura 2.12: Configuración sugerida de un centro F^+ con carga compensada por un ion de carbono divalente Al_2O_3

Los defectos puntuales en la alumina se han estudiado ampliamente, estas investigaciones o estudios involucran los centros F^+ y F , siendo estos centros asociados con vacantes de oxígeno de 1 electrón y 2 electrones respectivamente. [34]. Resumiendo:

Centros F : estos tienen dos electrones atrapados en la vacante de oxígeno O^{+2} . Los dos electrones dan como resultado la cancelación de la carga: el sitio es neutral. El criterio predominante es que estas son trampas de los huecos.

Centros F^+ : estos tienen un electrón atrapado en la vacante de oxígeno O^{+2} . Un electrón no da como resultado la cancelación de la carga: la carga del sitio es +1. El

criterio predominante es que estos son centros de recombinación. Debido al dopaje de carbono en el cristal, aumentan los coeficientes de absorción de los centros F y F^+ . Existen trabajos que indican un aumento de los coeficientes de absorción de los centros F , debido al incremento de carbono[35].

Como ya se mencionó en este capítulo, las imperfecciones o defectos del material actúan como trampas para los electrones o huecos, además se comportan como centros de luminiscencia que emitirán luz cuando los electrones y huecos se recombinen cerca a estos. En la figura 2.13 se observa mediante el esquema de estos procesos de recombinación basado en bandas de energía.[1]. En el esquema de la figura 2.13 [4] se pueden observar los niveles de energía de un material cristalino que mantiene la luminiscencia óptica. La representación de los números en la figura son los siguientes:

1. Absorción de la radiación y consecuentemente separación de cargas.
2. Migración y entrapamiento de un electrón: (●) después de la separación de la carga.
3. Migración y entrapamiento de un hueco: (○) después de la separación de la carga.
4. Trampa de electrones con profundidad moderada.
5. Trampa de huecos con profundidad moderada.
6. Trampa de electrones muy profunda.
7. Trampa de electrones poco profunda.
8. Expulsión de un electrón de una trampa por absorción de luz (luminiscencia óptica).
9. Migración de electrón no atrapado.
10. Recombinación electrón-hueco en una trampa de huecos.
11. Emisión de luz en un centro de luminiscencia: (* * *) que recibió energía de la recombinación del electrón y hueco.

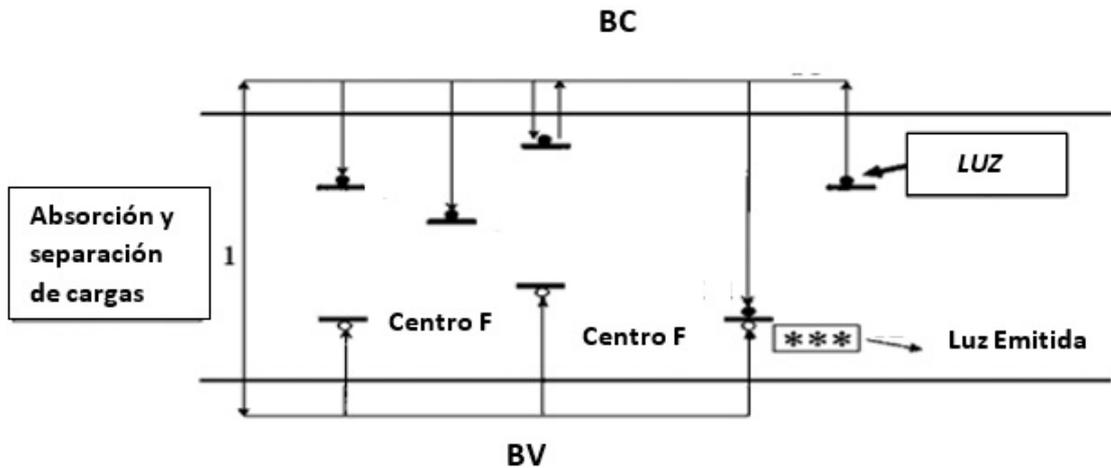


Figura 2.13: Esquema del proceso de recombinación electrones y huecos

2.8. Física de la Luminiscencia Óptica Estimulada

2.8.1. Transición Energética en el proceso de Luminiscencia

En el libro de Dosimetría de la Luminiscencia Ópticamente Estimulada, publicada en el 2003 [36] se muestra unos diagramas del proceso de transición de energía en cuatro estados durante una experiencia de relajación estimulada ópticamente. En la figura 2.14 se muestra estos cuatro estados:

- (A) **Antes de la irradiación-equilibrio.** El sistema se encuentra en un estado de equilibrio. Las trampas de electrones que se encuentran por encima del nivel de fermi (E_F) están disponibles, mientras que los niveles de energía por debajo del mismo están totalmente llenos, esto se simplifica a que la función de ocupación $f(E)$ bajo el nivel de Fermi sea igual a la unidad.
- (B) **Luego de la radiación-metaestable** Ciertas trampas de electrones serán ocupadas por estos con una energía mayor a E_F , con una misma concentración de huecos atrapados debajo de E_F . Se definen dos niveles cuasiestáticos E_F , un nivel para electrones y otro nivel para huecos.
- (C) **Durante la estimulación óptica** mientras se ilumina la sustancia con radiación ultravioleta, visible y luz infrarroja, el llenado de la función $f(E)$ se encontrará disminuyendo y retornará a su estado de preirradiación. Mientras esto se va dando,

los niveles cuasiestáticos E_F se moverán mas allá del nivel de equilibrio de Fermi, gradualmente las cantidades de las cargas ocupadas en las trampas decaerán de regreso a los valores de equilibrio.

- (D) **Regreso al equilibrio** finalmente todos los estados vuelven a su ocupaciones de equilibrio originales

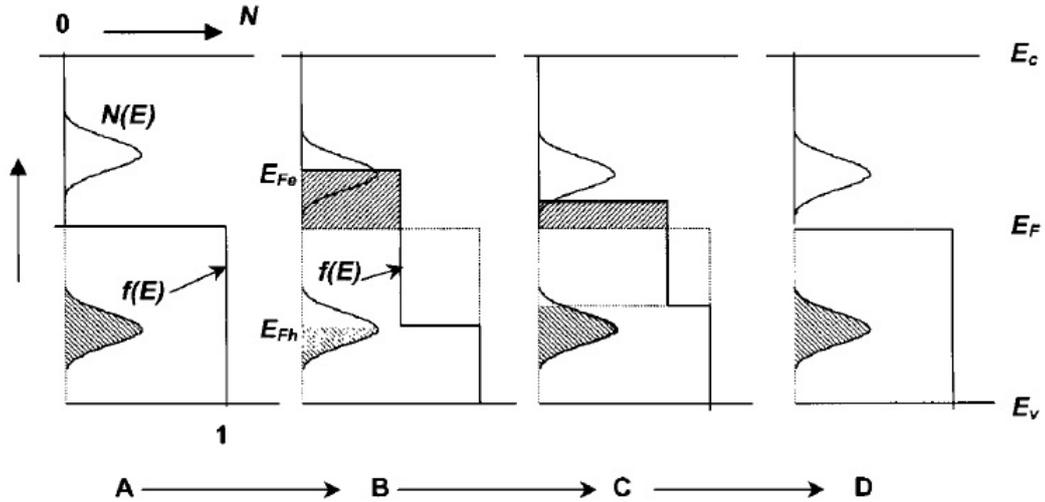


Figura 2.14: Representación de la Transición Energética del proceso de luminescencia

2.8.2. Descripción matemática generalizada OSL

También denominado metodo complejo [18], entre las BC y BV al que denominamos "sistema", que está ocupado por múltiples trampas y centros de recombinación, denotamos como μ_t todos los estados metaestables no disponibles en el sistema en un tiempo " t ":

$$\mu(t) = \int_{\gamma_1} \int_{\gamma_2} \dots \int_{\gamma_n} n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_n, t) d\gamma_1 d\gamma_2 \dots d\gamma_n \quad (2.7)$$

Donde:

$n(\gamma)$: concentración de estados ocupados.

$\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_n$: representan las variables de estado que influyen para la permanencia de un estado metaestable con carácter de prevalencia de intensidad de iluminación y temperatura.

$N(\gamma)$: representa la concentración de estados libres.

$f(\gamma)$: representa la ocupancia de un estado (Si $f = 1$ el estado se encuentra lleno y $f = 0$ el estado se encuentra vacío).

$$n(\gamma, t) = N(\gamma).f(\gamma, t).$$

$n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_n, t)$ concentración de los estados ocupados desde $1 \mapsto n$.

La ecuación 2.7 es dependiente del tiempo y la dosis, esto debido al incremento y descenso de la radiación durante la estimulación. Denotamos como "I" a la intensidad de la luminiscencia durante el retorno del sistema al estado de equilibrio, esta intensidad es proporcional a la tasa con la que decaen los estados metaestables representado por una curva característica luminiscencia-tiempo; Siendo esta monitoreada durante las mediciones de la luminiscencia estimulada y es:

$$I(t) = \left| \frac{d\mu(t)}{dt} \right| \quad (2.8)$$

La ecuación 2.8, nos muestra $I(t)$, sin embargo para su evaluación debemos encontrar una relación entre $\left| \frac{d\mu(t)}{dt} \right|$ y $n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)$; por ello se propone una solución:

$$\frac{d\mu(t)}{dt} = -\mu^l(t).P(t) \quad (2.9)$$

Donde $P(t)$, es la probabilidad por unidad de tiempo de la desintegración de los estados metaestables $\mu(t)$. Asumimos $l = 1$ (esto es representa la función primer orden) [36].

Si cada estado $n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)$ tiene su propia función de probabilidad $P(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)$ entonces la ecuación 2.8 se expresa como:

$$I(t) = \left| \frac{d\mu(t)}{dt} \right| = \int_{\gamma_1} \int_{\gamma_2} \dots \int_{\gamma_m} n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m, t).P(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)d\gamma_1 d\gamma_2 \dots d\gamma_m \quad (2.10)$$

Luego, la ecuación 2.10 nos muestra la probabilidad constante $P(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)$, es decir su independencia con el tiempo. Pero para una probabilidad dependiente del tiempo la

ecuación anterior nos quedaría:

$$I(t) = \left| \frac{d\mu(t)}{dt} \right| = \int_{\gamma_1} \int_{\gamma_2} \dots \int_{\gamma_m} n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m, t) \cdot P(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m, t) d\gamma_1 d\gamma_2 \dots d\gamma_m \quad (2.11)$$

La forma que adoptará P , dependerá del metodo de estimulación (térmico o estimulación óptica). En este trabajo se usaron OSLD, por el cual P , adoptará la forma:

$$P(E_0) = \Phi \cdot \sigma(E_0) \quad (2.12)$$

Donde los parametros de la ecuación anterior son:

Φ : representa la intensidad de estimulación óptica, siendo este independiente del tiempo.

E_0 : representa la energía mínima de estimulación óptica necesaria para liberar cargas y retornar al sistema de equilibrio.

$\sigma(E_0)$: sección transversal de fotoionización en la interacción del estado metaestable con el fotón que incide.

$m = 1$ y $\gamma_1 = E_0$.

2.8.3. Sección Transversal de Fotoionización

La sección transversal de la fotoionización es un parámetro relevante asociado a la estabilidad de una trampa particular, durante la estimulación óptica. Para determinar una expresión de la sección transversal de la fotoionización, gracias a diversos trabajos realizados de autores como lucovsky(1964), Blakmores y Rahimi(1984). Se resumen en cinco posibles transiciones de absorción óptica que son importantes para la dosimetría, las cuales se indican a continuación[26]:

1. transición óptica de banda a banda.
2. formación de excitación
3. ionización por defecto (a,b)
4. ionización por trampa (a,b)

5. transición interna dentro del centro

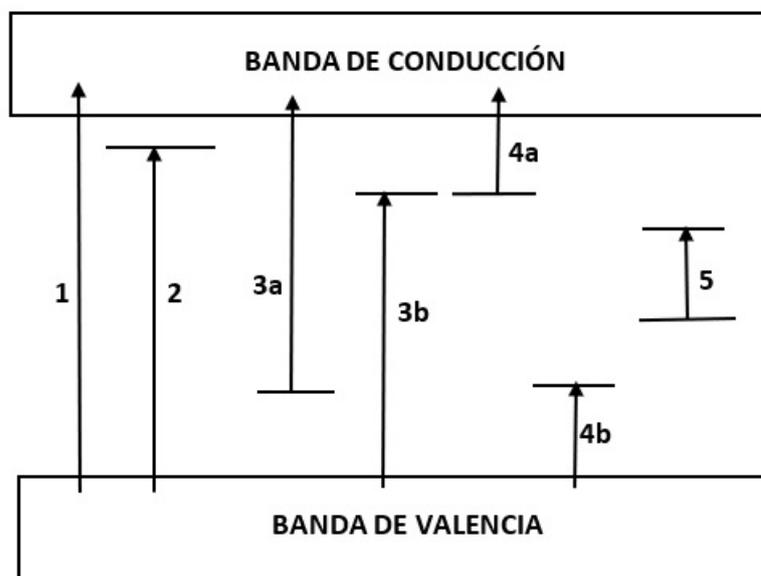


Figura 2.15: Esquema de transiciones de absorción óptica según Botter en un aislante

En la figura 2.15, se observan las posibles transiciones de absorción óptica en un aislante. **(1)** no son importantes para los aisladores de banda ancha que pueden usarse en dosimetría ($Al_2O_3 : C$). **(2)** transiciones que generalmente ocurren en el vacío ultravioleta y generalmente no son importantes en la práctica dosimétrica. **(3)** estas transiciones incluyen la ionización del centro F en $Al_2O_3 : C$ en el que la absorción de un fotón a aproximadamente $6,05eV$ induce una transición electrónica del estado fundamental $1A$ al estado excitado $2P$ del centro F. Dado que el estado $2P$ es accesible a la banda de conducción, puede producirse la ionización del electrón, lo que lleva al atrapamiento y posteriormente OSL[37]. **(4)** proviene de la carga por trampa, durante la irradiación y en consecuencia la emisión de OSL. Por tanto, la luz de luminiscencia es función de la radiación absorbida (dosis inicial), de la intensidad, longitud de onda y duración de la luz de estimulación óptica. **(5)** No implican transporte de carga desde un sitio defectuoso a otro, tales transiciones no afectan la señal OSL.

Se han derivado varias expresiones para la dependencia espectral de $\sigma_{(E_0)}$, al que denominaremos $\sigma_{(h,E_0)}$, los cuales se han obtenido aplicando una variedad de supuestos

relacionados con la energía potencial en la vecindad del defecto. Estos son revisados con cierto detalle en [26]. Las formas de algunas de las funciones para la sección transversal de fotoionización se muestran en la Figura 2.16 para un umbral de energía de $E_0 = 3eV$, y $\frac{m_0}{m_e} = 2$. Para cada curva, $\sigma = 0$ para $h \leq E_0$. [26]

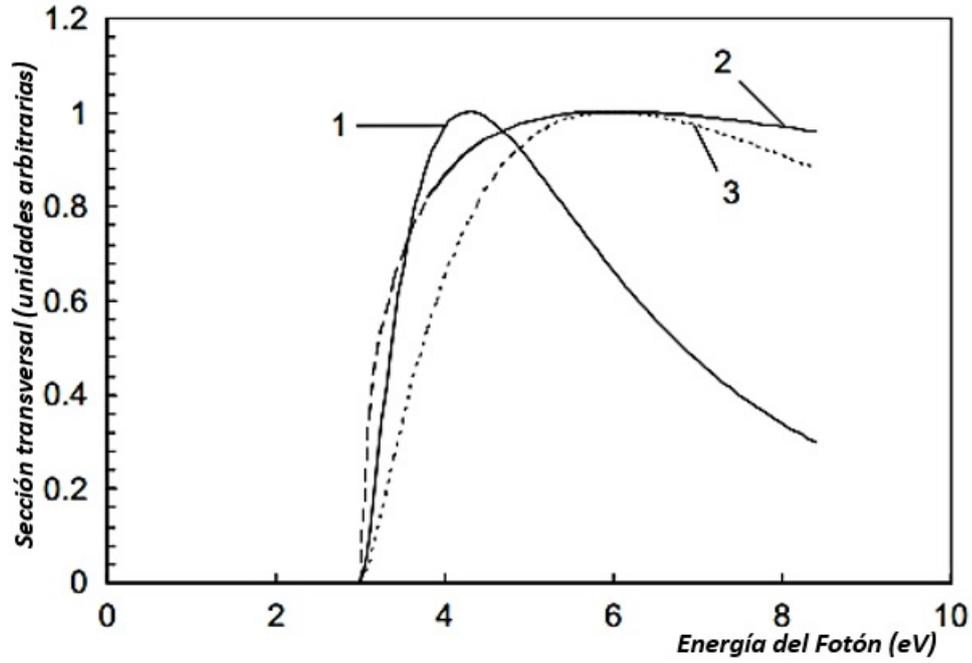


Figura 2.16: Comparación de las formas de varias expresiones para la sección transversal de fotoionización en función de la estimulación de la energía del fotón $E_0 = 3eV$

En la figura mostrada:

1. Para una trampa de electrones poco profunda (modelo hidrogénico) y un estado de onda plana para el electrón libre, se puede escribir:

$$\sigma(h\nu, E_0) \propto \frac{(h\nu - E_0)^{3/2}}{(h\nu)^5} \quad (2.13)$$

2. Para trampas profundas el modelo anterior es inapropiado, Lucovsky utiliza un potencial de función delta para el defecto. Tal modelo conduce a lo siguiente expresión:

$$\sigma(h\nu, E_0) \propto \left[\frac{4(h\nu - E_0)E_0}{(h\nu)^2} \right]^{3/2} \quad (2.14)$$

3. En el modelo anterior, considera que m_e (masa efectiva del electrón) en la BC pueda usarse como el electrón en el estado localizado. Grimmeis y Ledebor prefirieron usar m_0 (masa en reposo del electrón) para el electrón localizado, el cual, cuando se usa con un estado final de onda plana y la suposición de bandas parabólicas, conduce a:

$$\sigma(h\nu, E_0) \propto \frac{(h\nu - E_0)^{3/2}}{h\nu[h\nu - E_0(1 - m_0/m_e)]^2} \quad (2.15)$$

Los materiales usados en la dosimetría, muestran señales OSL estables que se originan a partir de la liberación de electrones de estados de trampas profundas. En la actualidad, las expresiones para representar las secciones transversales de fotoionización son las de ecuaciones 2.14 y 2.15.[26]

La ecuación 2.12 nos muestra a la intensidad de la estimulación óptica Φ con valores constantes y fijos, es decir independiente del tiempo. Para estimulación óptica, aplicando una luz monocromática (λ fijo) con intensidad constante Φ se vacían las trampas; bajo estas características la luminiscencia medida se denomina **OSL de onda continua (CW-OSL)**. Por otro lado, se puede introducir una dependencia del tiempo la ecuación 2.12 al expresar sus términos con el tiempo, es decir, Φ_t o λ_t

$$\Phi_t = \Phi_0 + \beta_{\Phi} \cdot t \quad (2.16)$$

donde: $\beta = d\Phi/dt$. El OSL registrado de esta manera se define como **OSL de modulación lineal (LM-OSL)**. La estimulación óptica también podría ser pulsada, esto es: $\Phi_t = \Phi_0$ para $t_0 \leq t < t_0 + \Delta t$ y $\Phi_t = 0$ para $(t_0 + \Delta t) \leq t < t_0 + \tau$, de donde Δt representa la amplitud del pulso y τ es el período; este esquema es conocido como **OSL pulsada (POSL)**. La figura 2.17 [26], muestra la dependencia de la intensidad en función del tiempo.

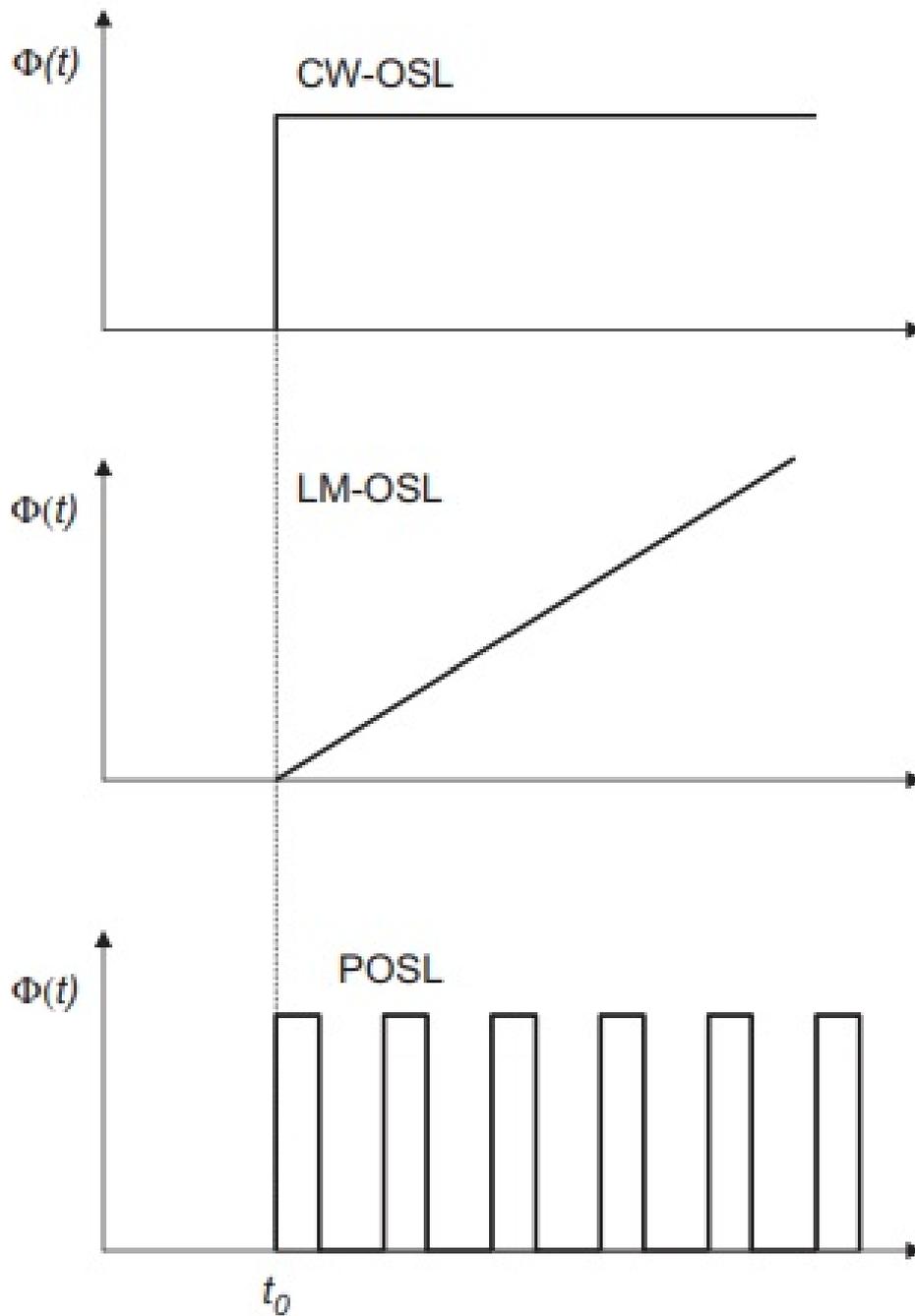


Figura 2.17: Formas principales de estimulación óptica

Capítulo 3

DESARROLLO EXPERIMENTAL

3.1. Materiales y Equipos Utilizados

3.1.1. OSLD *NanoDot*TM

Los dosímetros empleados para este trabajo fueron de un lote de OSL *nanoDot*TM de la empresa Landauer, cuyo lugar de fabricación se describe en la sección 2.7.2. El cual tiene por dimensiones 100mm^2 de superficie cuadrada y 2mm de altura tal como se muestra en la figura 3.1. Estos dosímetros utilizados para este trabajo fueron prestados por la empresa de dosimetría *Nuclear Control*, donde algunas propiedades dosimétricas se muestran en el cuadro 3.1.

El cristal de $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$, se encuentra en la carcasa de plástico de dimensiones ya indicadas, pero de densidad $1,03 \text{ g/cm}^3$. El cristal se encuentra en forma de cilindro

| | |
|--|--|
| Rango de operación | $10\mu\text{Gy}$ hasta 3Gy para sus aplicaciones en medicina y hasta 100Gy para otras aplicaciones |
| Límite mínimo de detección | $0,1\text{mGy}$ |
| Rango útil energético | 5KeV hasta 30MeV |
| Dependencia energética | Presición $\pm 10 \%$ energías de entre $70\text{KeV} - 140\text{KeV}$; $\pm 5 \%$ para fotones y electrones de energías $5\text{MeV} - 20\text{MeV}$ |
| Presición (incertidumbre total en una medición) | $\pm 10\%$ con dosímetros estandar; $\pm 5\%$ para dosímetros seleccionados |

Cuadro 3.1: Características técnicas del OSLD *nanoDot*TM [38]

sólido y compacto de 2 mm de radio y $0,2\text{ mm}$ de altura, protegido por dos láminas de poliéster sobre ambas caras de $0,03\text{ mm}$ y $0,01\text{ mm}$ de espesor en donde la zona sensible se encuentra protegida de la luz.

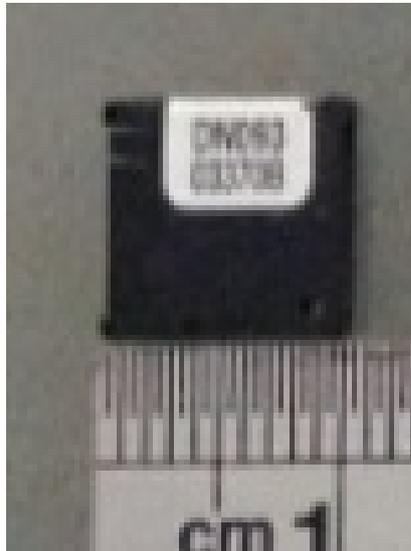


Figura 3.1: OSLD *nanoDot*TM

Por otro lado, su diseño permite que su zona sensible (disco compacto) pueda deslizarse hacia afuera de su cubierta de plástico con finalidad de su lectura y posterior blanqueamiento óptico para ser reutilizado (figura 3.2)

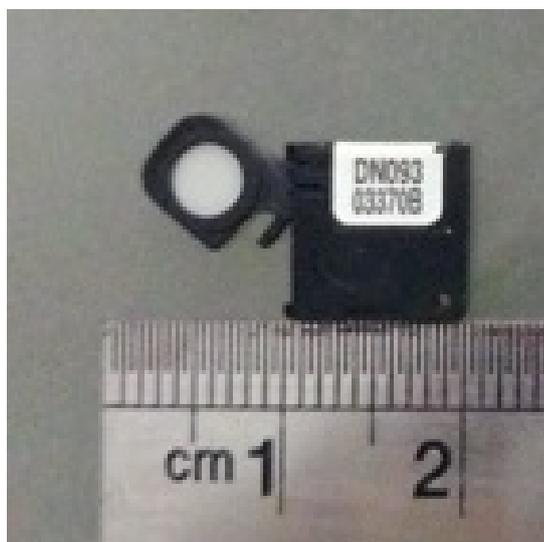


Figura 3.2: Zona sensible del OSLD *nanoDot*TM

3.1.2. Lector de OSLD *NanoDot*TM

Las lecturas de los OSLDs irradiados fueron leídas en las instalaciones de la empresa de dosimetría personal *Nuclear Control*, la empresa cuenta con el lector *MicroStar*, de Landauer (Landauer, Inc., Glenwood, IL-figura 3.3) provisto de una laptop el cual cuenta con un software que permite el reconocimiento mediante un código QR y lectura de los OSLDs. El lector cuenta con una gaveta oscura (figura 3.4), por donde se posicionan los OSLDs para su lectura, en la figura 3.3 se reconoce la gaveta por la parte izquierda.



Figura 3.3: Lector *MicroStar* - láser QR

Para una correcta lectura se realiza la calibración del equipo, este procedimiento permite asegurar un rendimiento correcto del tubo fotomultiplicador del equipo, esta calibración se hace a señales conocidas y estables. Este proceso consistió en repetir 3 mediciones diferentes en un mínimo de 5 veces. Como se observa en la figura 3.5, las posiciones **DRK**, **CAL** y **LED** proporcionan las señales de calibración para mediciones realizadas en el orden indicado:

- **DRK** indica valores medidos de la señal de fondo, donde este debe indicar un valor



Figura 3.4: Diferentes vistas de la gaveta donde se posiciona el OSLD para su lectura

menor a 30

- **CAL** indica la medida de la actividad de un fuente interna incorporada de ^{14}C , este valor debe estar dentro de $\pm 10\%$ del valor medio establecido (menor a 0.05)
- **LED** indica la estabilidad de la intensidad del haz de luz, este valor debe estar dentro de $\pm 10\%$ del valor medio establecido (menor a 0.05)

3.1.3. Fantoma Cilindrico Kreiger

Para las mediciones realizadas en este trabajo, se utilizó un fantoma cilindrico de acrílico sólido de la marca PTW (*T9193 Afterloading calibration phantom*). El servicio cuenta con este fantoma, cuyo material es Polimetacrilato de metilo (PMMA) cuya com-



Figura 3.5: Perilla indicadora de las diferentes posiciones para lectura y calibración

posición química es $C_5H_8O_2$, de 20cm de diámetro y 12cm de altura. Tiene un orificio central y cuatro agujeros de 2cm de diámetro que bordean el orificio central a 8cm igualmente equidistantes, es decir están a $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$ y 270° respecto del agujero central. Además cuenta con 5 aplicadores cilindricos del mismo material, diseñados con orificios para inserción de cateter y diodos utilizados para la dosimetría.



Figura 3.6: Fantoma Cilíndrico Kreiger T9193 e Insertos [39]

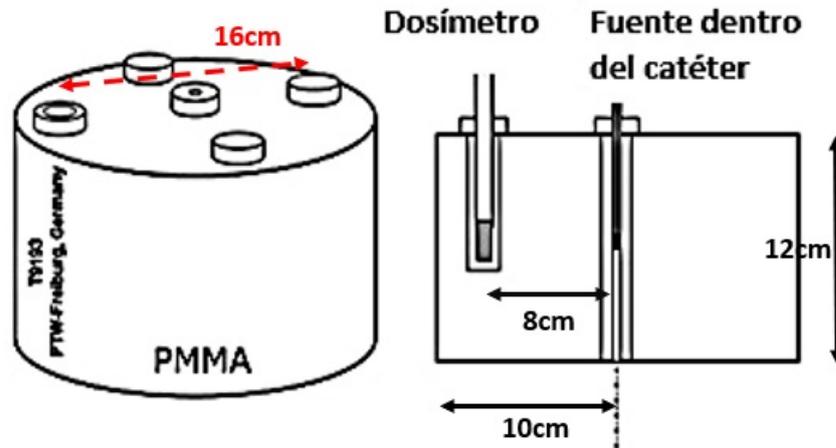


Figura 3.7: (Esquema del Fantoma[40])

3.1.4. Cámara de Ionización Tipo Farmer T30013

El servicio cuenta con una cámara tipo Farmer para los controles dosimétricos del acelerador lineal, tal como la dosis absoluta. Adicionalmente, esta cámara se usa en los controles dosimétricos del equipo de braquiterapia. La cámara Farmer T30013 producida por PTW, es la cámara de ionización estándar para realizar mediciones de dosis absorbida en agua o kerma en aire, las mediciones de dosis o kerma dependerá del tipo, calidad de radiación y del código de práctica implementado en el centro. Su diseño lo hace ideal para realizar la dosimetría en agua o en fantomas sólidos; consta de una pared de acrílico que asegura la robustez de la cámara, el electrodo central es de aluminio. Algunas especificaciones técnicas se indican en el siguiente cuadro (cuadro 3.2)

| | |
|----------------------------------|--|
| Volumen Sensible Nominal | 0.6 cm^3 |
| Voltaje de Cámara nominal | $\pm(100\text{...}400)V$ |
| Rango útil de energías | de 30 KeV hasta 50 MeV para fotones $10 \text{ MeV} - 45 \text{ MeV}$ para electrones |
| electrodo central | diámetro $1,15 \text{ mm}$ |
| capuchón de build up | espesor de $4,45 \text{ mm}$ |
| Respuesta nominal | 20 nC/Gy |

Cuadro 3.2: Características técnicas de la Cámara Farmer T30013 [39]



Figura 3.8: Cámara de Ionización Tipo Farmer

3.1.5. Electrómetro

Otro dispositivo importante es el electrometro, donde se registra la cantidad de carga recolectada en la C.I.. Este electrometro es de la empresa alemana *PTW-Freiburg*; modelo *T10010* utilizado principalmente durante las evaluaciones dosimétricas. Para este modelo se pueden conectar las C.I. y detectores de estado sólido. Los valores de carga eléctrica y corriente eléctrica se miden en Coulumb(C) y Amperio (A) respectivamente. Tiene una gran pantalla *LC* de alto contraste lo que permite observar y reconocer las mediciones con facilidad. Este equipo cuenta con una batería, pero además puede funcionar con red eléctrica. *UNIDOSE* además incluye en su sistema de operación una compensación por fuga. El alto voltaje entre los electrodos de la C.I. se comprueba rápidamente. A continuación se indican algunas especificaciones técnicas del dispositivo.

3.1.6. Aplicadores y Dispositos en Impresión 3D

La impresión 3D se viene derrollando como una revolución tecnológica desde hace 10 años. Abarca diversas aplicaciones médicas, arquitectura, piezas y respuestos industriales en general. En este trabajo, se utilizó la impresión 3D para fabricar los dispositivos y/o aplicadores necesarios para la C.I. y OSLD. Se realizó los diseños mediante el software

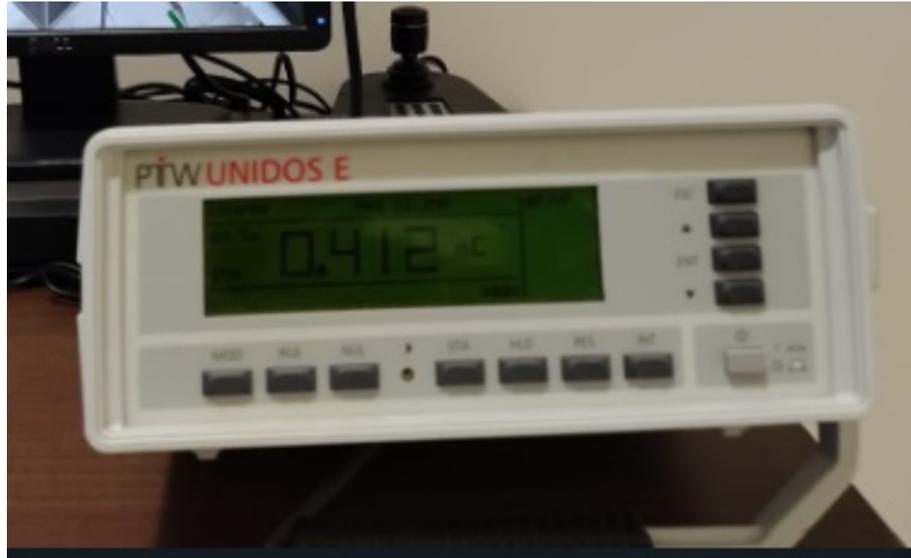


Figura 3.9: Electrómetro PTW UNIDOS E modelo T10010

| | |
|--|--|
| Rango de medida - carga | $2 \rho C - 65 mC$ |
| Rango de medida - intensidad de corriente | $200 fA - 1 \mu A$ |
| Exactitud de medida | $\leq \pm 5 \% + 1$ cuenta |
| Estabilidad de medida | $\leq \pm 10$ por año |
| Zeroing | automático-dentro de 51s |
| Voltaje de Alimentación | 100/230V, 50/60Hz |
| Suministro de voltajes de polarización | $\pm 400V$, programable en pasos de 50V |
| Dimensiones del Equipo | 25 cm ancho, 16 cm largo y 10 cm alto |

Cuadro 3.3: Características técnicas de la electrómetro T10010 [39]

Autodesk-Inventor, El software ofrece herramientas profesionales y específicas para el diseño 3D, con una simulación del producto, lo que facilitó el trabajo. Esta simulación permitió crear prototipos visuales y hacer pruebas de idoneidad del aplicador. En la siguiente figura, se muestran los diseños realizados. El servicio dispone de un laboratorio de impresión 3D, realizado el diseño se genera un archivo para ser enviado a la impresora. Este laboratorio dispone de diversas impresoras que trabajan por adición sucesiva del material (PLA) en las direcciones X , Y y capa por capa en la orientación Z , así como impresoras que trabajan con resina líquida que se endurece mediante luz láser ultravioleta. La impresora utilizada para los fines de este proyecto fue **Ultimaker S5**, equipo cuya imagen está en la figura 3.11. Se denomina extrusión al proceso por el que se genera el dispositivo, este proceso consiste en depositar el filamento fundido(PLA) capa por capa

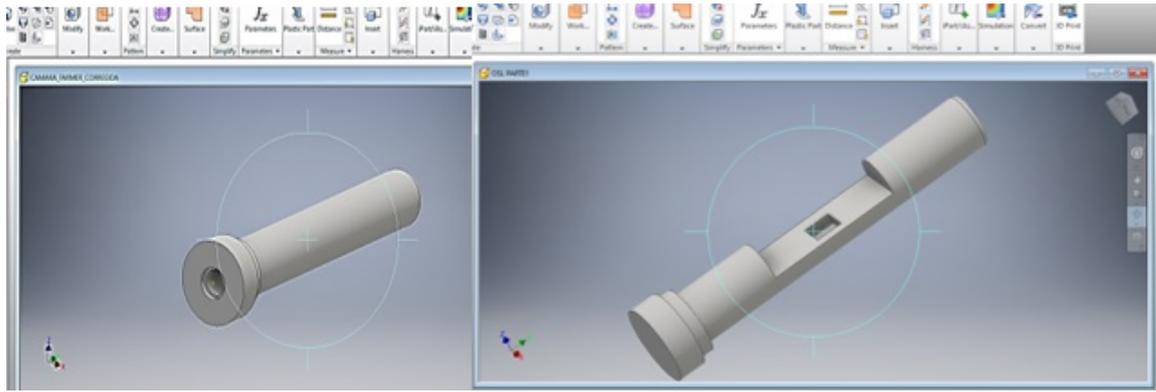


Figura 3.10: Diseños realizados con el software *Inventor*

seguidamente se va enfriando y por ende endureciendo. La tecnología más conocida es el *FuseDepositModelling, FDM* también conocido como *FuseFilamentFabrication FFF* [41] El *PLA*, es uno de los filamentos más utilizados para impresoras 3D, este filamento es

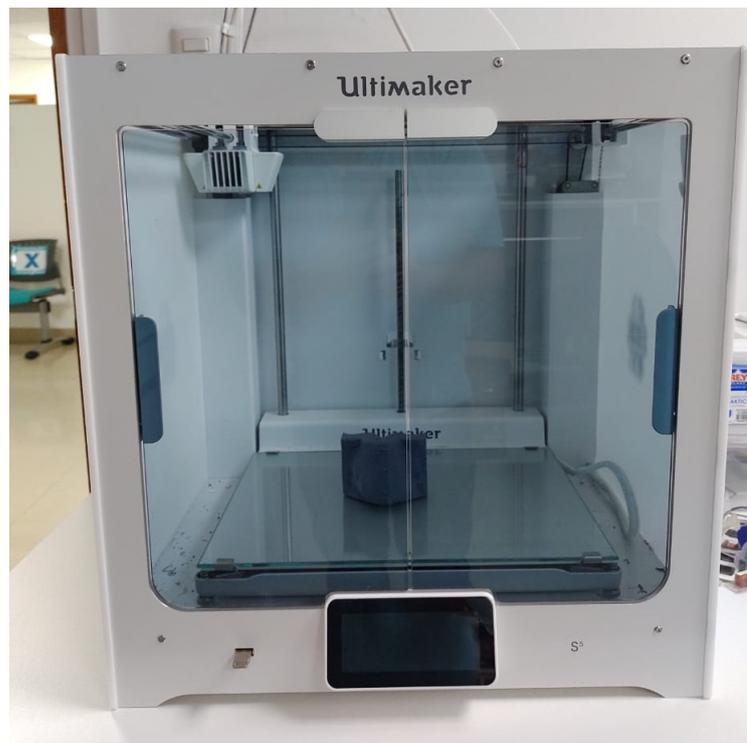


Figura 3.11: Impresora *Ultimaker S5*

un polímero termoplástico que se produce debido a la fermentación de algunas fuentes de carbohidratos (glucosa) como el almidón de maíz por ejemplo, esta fermentación genera el ácido L-láctico que es un componente básico del *PLA*, la temperatura de fusión del *PLA* se encuentra entre los 180°C. [41] El *PLA* comprado con otros tipos de filamentos tiene mayor viscosidad lo que puede atascar el cabezal de impresión si no se tiene mucho

cuidado. A continuación se muestra un cuadro con algunos datos técnicos de la impresora.

| | |
|---|--|
| Volumen de Impresión | 330mm x 240mm x 300mm |
| Tecnología de Impresión | Fused filament fabrication (FFF) |
| Diámetro de filamento compatible | 2.85 mm |
| Potencia Máxima | 500W |
| Cabezal | Sistema de elevación y doble extrusión automático de boquillas |
| Velocidad de Impresión | $< 24mm^3/s$ |
| Temperatura ambiente de funcionamiento | 15 – 32°C |

Cuadro 3.4: Características técnicas de Impresora *UltimakerS5* [42]

3.1.7. Equipo de Braquiterapia

El equipo de braquiterapia con el que se cuenta en el servicio es MULTISOURCE® - Eckert and Ziegler BEBIG, es un moderno sistema de Braquiterapia de Alta Tasa (HDR) con fuente de Cobalto-60, dicha fuente es de tamaño pequeño, esta fuente la hace rentable por el tiempo de vida media de 5.25 años. La fiabilidad del MultiSource® HDR es excepcional - 100.000 transferencias de fuente, son certificados y garantizados (Eckert and Ziegler BEBIG para Co-60); Con 20 canales que se duplica a 40, permitiendo una gama completa de aplicaciones de HDR. Incluso los implantes complejos se pueden realizar fácilmente con el MultiSource. El equipo cuenta con un software 3D que permite realizar una planificación de tratamiento optimizado, permitiendo un proceso rápido y preciso. El equipo consta de un sólo Software integral de planificación (TPS), para todas sus aplicaciones, con una interfaz de usuario moderna y con funciones de planificación avanzadas que permiten un flujo de trabajo eficiente y rápido. Admite varios formatos y modalidades de imagen, incluyendo CT, RM. Estas imágenes se pueden fusionar mediante un registro de imagen (manual, automático, puntos de referencia) permitiendo una definición confiable del objetivo y una adecuada evaluación de los planes de tratamiento. Consta de un registro de aplicadores con sus valores de atenuación y blindaje de forma individual por aplicador, permitiendo un correcto cálculo de dosis para fuente de cobalto.



Figura 3.12: MULTISOURCE® - Eckert and Ziegler BEBIG

3.2. Caracterización de OSL *NanoDot*TM

Las empresas de dosimetría nos proporcionan los OSLD para su uso en las prácticas que se desempeñe, pero surge la cuestión o interrogante porque realizar una caracterización de los OSLD, la respuesta es debida a diversos factores que tienen que ser evaluados y de acuerdo a esto indicar su idoneidad. Así por ejemplo, existen diferencias (inconsistencias) inherentes de la sensibilidad en cada dosímetro, ya sea en todo un lote de estos o lotes individuales fabricados. Por otro lado, es este trabajo se evalúa su respuesta ante la radiación.

3.2.1. Pérdida de lectura en el tiempo (fading)

Todo dosímetro muestra algún grado de pérdida progresiva (desvanecimiento) de señal después de ser irradiado.[16] Esto es un indicativo de prolongar el tiempo de lectura, después de la irradiación. Especialmente, para los OSLDs el período de desvanecimiento es muy rápido y se recomienda realizar las lecturas 10 minutos después de la irradiación[16]. Existen diversos trabajos y/o artículos sobre la evaluación de esta pérdida de señal (fading), podemos citar Jusirnic [4] quien encontró que el tiempo mínimo para la lectura post-irradiación se encuentra entre 8-15 minutos aproximadamente, estimando una pérdida de señal del 2% dentro de los primeros 2.5 días. Esta pérdida en la señal se da en forma

logarítmica en función del tiempo, siendo las zonas de mayor pronunciamiento aquellos generados después de la irradiación y volviéndose menormente pronunciada con el tiempo. Analizando las bandas, ocurre que hay electrones atrapados, en trampas inestables poco profundas y ante un estímulo térmico los electrones se liberan en forma espontánea a temperatura ambiente, generándose este desvanecimiento.[43]. Luego de estos 10 minutos de inestabilidad sustancial, sólo quedarán llenas las trampas dosimétricas y la señal es más estable y confiable.

Cabe indicar que en este trabajo no se logró evaluar el *fading*, pero se indica como se hubiera procedido; se irradió un mismo OSLD a las mismas condiciones de posicionamiento, día, dosis. Estas condiciones fueron ubicando el OSLD a 8cm de la fuente con una dosis de $0.5Gy$, el OSLD ubicado de forma que su punto efectivo se encuentre opuesto a la fuente. Este OSLD fue leído a diferentes tiempos.

A continuación se detallan las condiciones experimentales, consideradas en esta evaluación:

| | |
|------------------------------|---|
| Energía | 1.25 <i>MeV</i> |
| Fuente | Cobalto-60 |
| Distancia Fuente-OSLD | 8 cm |
| Dosis | 0.5 <i>Gy</i> |
| Fantomas | Fantoma cilíndrico Kreiger y aplicador de PLA para OSLD |

Cuadro 3.5: Condiciones experimentales en prueba *fading*

3.2.2. Reproducibilidad de las medidas de los OSLDs

En el 2005 la OIEA inició el proyecto de investigación coordinado (CRP), dentro de sus investigaciones se determinó que reproducibilidad de las medidas fueron insatisfactorias en algunos centros; se concluyó esto debido al momento de la lectura, debido a un problema mecánico con la perilla del lector que afectaba el funcionamiento del sistema óptico, otro

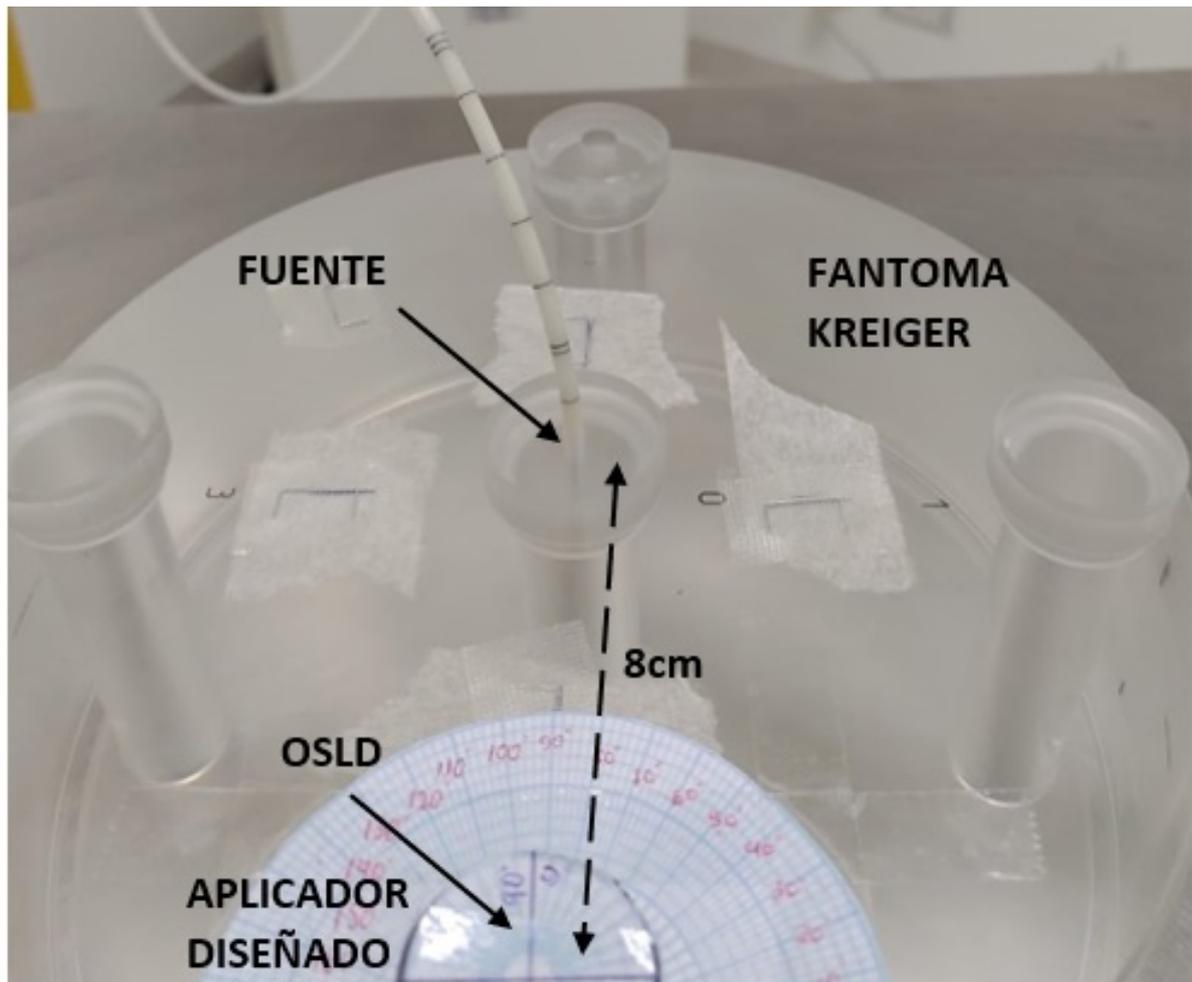


Figura 3.13: Disposición de fantoma y OSLD - *Fading*

problema a esta discrepancia es debido al obturador (evita que material sensible del OSL sea expuesto a luz), ya que este no se abre por completo o totalmente; lo que al final tenemos una lectura muy baja. El fabricante corrigió estos errores y recomienda leer 5 veces cada OSLD. En la reproducibilidad se evalúa las discrepancias debidas al proceso de la lectura, ya sea por problemas inherentes al OSLD y/o mecánicos del lector. Se evaluó la repetitibilidad en la lectura de los dosímetros. Para esta evaluación se irradiaron un paquete de 22 dosímetros sobre las mismas condiciones, luego de esto se descartaron algunos dosímetros. Luego de cada lectura se procedió a su blanqueamiento, para ser nuevamente irradiados.

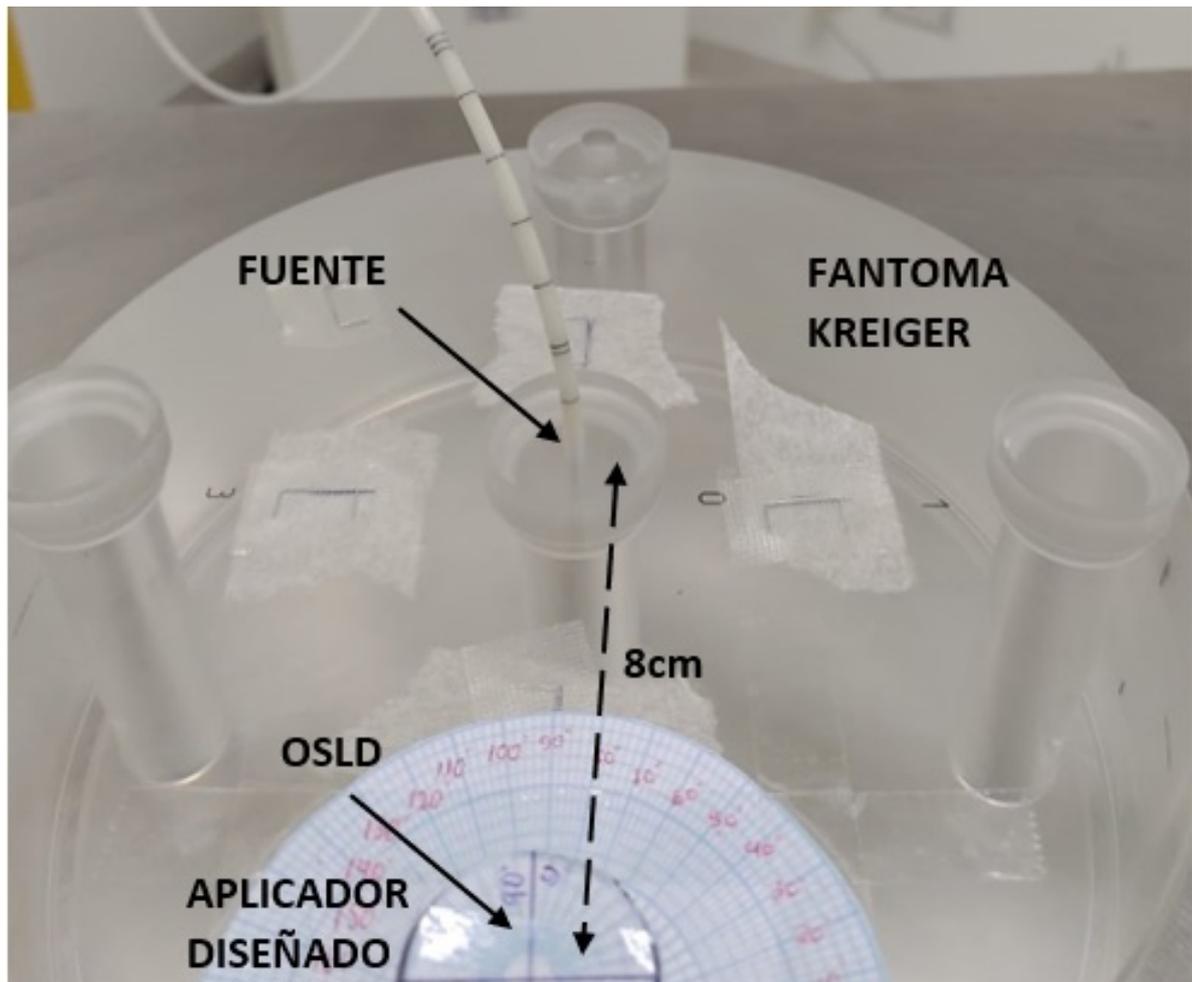


Figura 3.14: Disposición de fantoma y OSLD - *reproducibilidad*

| | |
|------------------------------|---|
| Energía | 1.25 MeV |
| Fuente | Cobalto-60 |
| Distancia Fuente-OSLD | 8 cm |
| Dosis | 0.5 Gy |
| Fantomas | Fantoma cilíndrico Kreiger y aplicador de PLA para OSLD |

Cuadro 3.6: condiciones experimentales en prueba reproducibilidad

3.2.3. Curva de Calibración para el cálculo de Dosis

Los OSLDs muestran una respuesta lineal a dosis bajas (desde 0.5 Gy hasta 6 Gy) [16] a medida del incremento de la dosis (dosis altas) su respuesta ya no es lineal y se observa una supralinealidad, la supralinealidad se interpreta como respuestas mayores a las previsibles ante la extrapolación en la linealidad y en dosis muy altas la respuesta con la dosis se vuelve casi prácticamente plana [43]. Ante una supralinealidad y sublinealidad

podrían llevar a respuestas del OSLD sobre e infra estimadas respectivamente. En este trabajo se utilizaron los OSLD NanoDot, los cuales presentan una no linealidad desde los 2Gy aumentado sólo en $\sim 15\%$ en 10Gy [43]. Esta curva evalúa la respuesta del dosímetro (variable dependiente-cuentas), en función de una variable independiente (D-dosis), en donde la región de interés dosimétrico es la región lineal, siendo esta la que nos muestra un mejor exactitud en la respuesta de nuestros nanodots utilizados en este trabajo.

En esta evaluación se trabajó con los aplicadores diseñados en PLA, como soporte a la CI y OSLD. La CI nos permite asegurar que la dosis prescrita en el planificador sea la que realmente se está entregando, la dosis se evalúa mediante el protocolo recomendado por el TRS-398, mediante la siguiente ecuación:

$$D_{(w,Q)} = M_Q N_{(D,w,Q_o)} k_{(Q,Q_o)} \quad (3.1)$$

Donde:

- $D_{(w,Q)}$: Dosis absorbida
- M_Q : Lectura en el electrometro
- $N_{(D,w,Q_o)}$: Factor de calibración
- $k_{(Q,Q_o)}$: Factores de corrección

El medio utilizado en este trabajo no fue agua, pero se usó el fantoma cilíndrico y este está hecho de acrílico ($\rho = 1,18g/cm^3$) y los aplicadores de PLA ($\rho = 1,24g/cm^3$). A continuación se muestra la disposición experimental de esta evaluación, además de los aplicadores.

Esta evaluación se desarrolló, individualmente por cada OSLD, incrementando la dosis desde 0.5Gy hasta 5Gy en pasos de 0.25Gy aumentando progresivamente dichos pasos en la evaluación, a una distancia fuente dosímetro de 8cm.

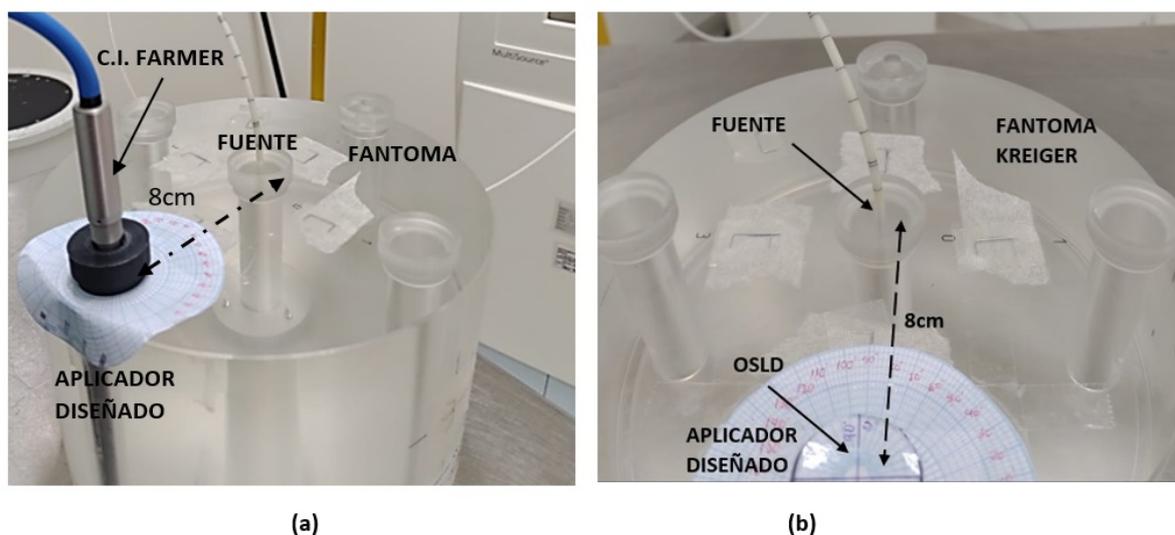


Figura 3.15: (a) Disposición experimental de C.I. (b) Disposición experimental de OSLD-NanoDot

| | |
|------------------------------|---|
| Energía | 1.25 MeV |
| Fuente | Cobalto-60 |
| Distancia Fuente-OSLD | 8 cm |
| Dosis | 0.5 Gy- 5 Gy |
| Fantomas | Fantoma cilíndrico Kreiger y aplicador de PLA para OSLD |

Cuadro 3.7: Condiciones experimentales en prueba linealidad

3.2.4. Dependencia Angular sobre el OSLD

Como se mencionó en capítulos anteriores, la zona sensible del OSLD NanoDot tiene forma de disco, debido a esta geometría su respuesta dependerá de como la radiación incida sobre ella, por ejemplo a simple entender la respuesta a la dosis recibida en el borde no será la misma que en sobre la respuesta a la dosis absorbida en la base. Existen diversos trabajos, que evalúan esta dependencia con los OSLDs, así pues señalan que a energías de megavoltaje esta cambia de entre la cara y el borde desde 1 hasta de 4 [43]. Esta dependencia a la dosis, es debida como se mencionó a la geometría del dosímetro lo cual cambiará en forma muy significativa entre un mismo lote. En esta evaluación se irradiaron los OSLDs a unas mismas condiciones de referencia, es decir misma dosis, distancia fuente-OSLD, mismo aplicador de PLA; sólo modificamos la angulación entre fuente detector, para ello usamos papel milimetrado polar, para marcar correctamente la angulación. El arreglo de los dispositivos para esta evaluación se indican en la figura 3.17.



Figura 3.16: Aplicadores diseñados con PLA para CI (abajo), para OSLD (arriba)

| | |
|------------------------------|--|
| Energía | 1.25 <i>MeV</i> |
| Fuente | Cobalto-60 |
| Distancia Fuente-OSLD | 8 cm |
| Dosis | 0.5 <i>Gy</i> |
| Angulación | 0 ⁰ , 10 ⁰ , 20 ⁰ , ..., 360 ⁰ |
| Fantomas | Fantoma cilíndrico Kreiger y aplicador de PLA para OSLD |

Cuadro 3.8: Condiciones experimentales en prueba dependencia angular

A continuación se detallan las condiciones experimentales, consideradas en esta evaluación:



Figura 3.17: Disposición de fantoma y OSLD-depdencia angular

Capítulo 4

CALCULOS Y RESULTADOS

4.1. Generalidades

El objetivo del presente trabajo es demostrar la idoneidad de los OSLDs **NanoDot** para la braquiterapia de alta tasa con fuente de Cobalto, como dosímetro; en el capítulo anterior se mencionaron cada uno de los procedimientos realizados en la caracterización, en este capítulo se muestran y evalúan los resultados encontrados de la parte experimental para su interpretación analítica y posterior discusión.

4.2. Evaluación de la Estabilidad de Lecturas de MicroStar Landauer

Los resultados presentados a continuación fueron gracias a **Nuclear Control**, empresa que facilitó los OSLD NanoDots utilizados en este trabajo. Recordar que esta evaluación se realiza en forma diaria previamente a las lecturas. Los gráficos 4.1, 4.2 y 4.3 nos muestra los resultados obtenidos de las evaluaciones del DRK, CAL y LED respectivamente, con los cuales se basan en la empresa de dosimetría[44]

El **DRK**, se midió con la LED apagada y para medir los recuentos del PMT de fondo, esto se realizó durante 30 días repitiéndose el procedimiento 10 veces.

El **CAL**, se midió con la LED apagada y mide los recuentos del PMT utilizando

^{14}C fijo en un centelleador de plástico en el interior del equipo, para mostrar el nivel de consistencia del PMT, esto se realizó durante 35 días repitiéndose el procedimiento 10 veces.

El **LED**, se midió con haz de LED fuerte, esto para indicar la intensidad del mismo. En la gráfica se indica los recuentos del PMT bajo este parámetro.

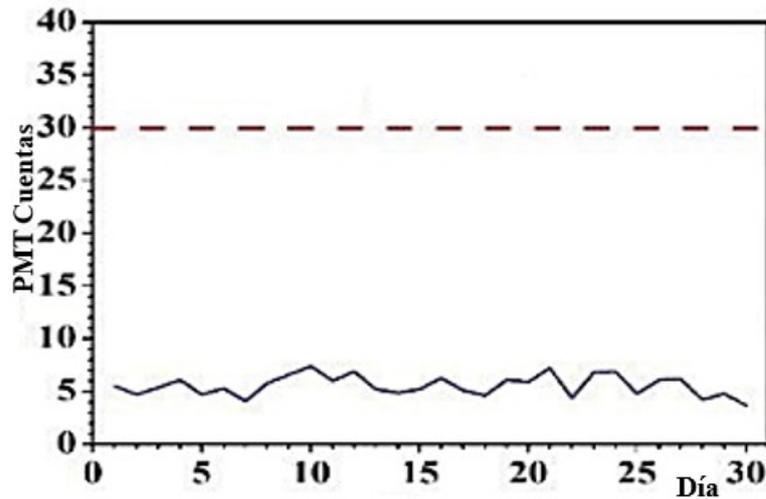


Figura 4.1: Evaluación del Estabilidad de DRK

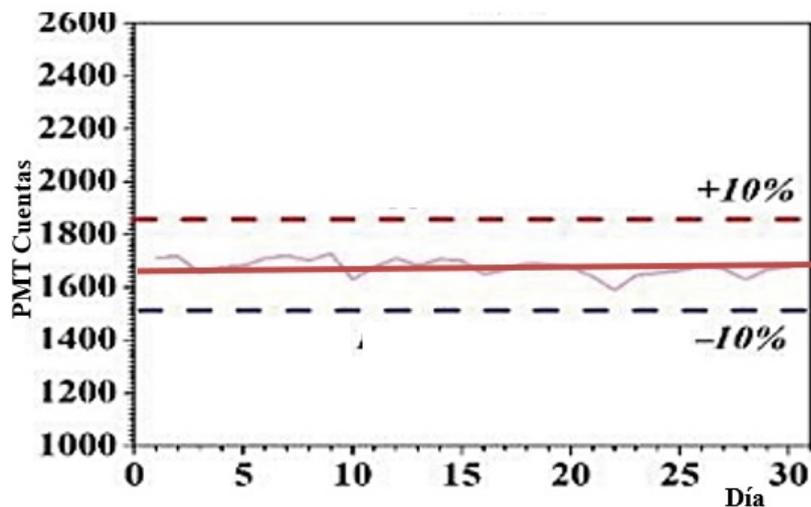


Figura 4.2: Evaluación del Estabilidad de CAL

A continuación en el cuadro siguiente se indican los resultados obtenidos.

El valor promedio de las lectura fue 10 veces. Se observa en el cuadro 4.1 que el valor máximo promedio de DRK es de $6 \pm 0,9$ cuentas, el cual se ajusta lo indicado en el

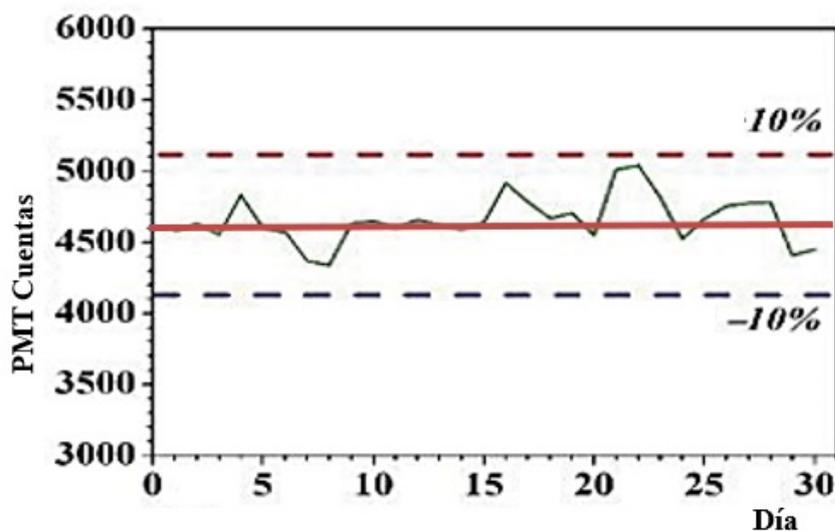


Figura 4.3: Evaluación del Estabilidad de LED

| Valores Determinados | DRK cuenta promedio | CAL cuenta promedio | LED cuenta promedio |
|-------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| Mínimo | 0 | 1845 | 5123 |
| Máximo | 30 | 1510 | 4191 |
| Valor Medio | 6 | 1677 | 4657 |
| Desviación Estandar(SD) | 0,98 | 31.42 | 563.08 |

Cuadro 4.1: Valores Medidos y Cálculados durante 30 días

capitulo anterior. Por otro lado, para LED y CAL tenían un promedio de $1677 \pm 31,42$ y $4657 \pm 563,08$ cuentas respectivamente.

4.3. Reproducibilidad de las medidas de los OSLDs

Antes de inicio de cualquier evaluación dosimétrica con los OSLD Nanodot, estos se proceden a blanquear, es decir borrar lecturas anteriores a las que consideramos fondo. Las cuentas consideradas en el trabajo son aquellas, nuevamente leídas menos el fondo. Se realizaron 5 mediciones por cada OSLD, tomándose el promedio de estos en los cálculos mostrados. Todos a las mismas condiciones de referencia, esto es a 8cm de distancia fuente OSLD con el aplicador de PLA de impresión 3D y a 0.5Gy de dosis.

Después de cada irradiación se procede al blanqueamiento grupal de los OSLD, para las nuevas medidas. Esta evaluación adicionalmente, nos muestra la eliminación de algunos OSLD ya que presentaban una respuesta no satisfactoria, con lo que evaluamos sólo 15

OSLDs. A continuación se muestra los valores medidos y calculados en el cuadro 4.2. Adicionalmente, para el lote de OSRD disponibles se obtuvo un factor denominado como factor de corrección ya que las lecturas de los OSRD no es la misma. Este factor de corrección se obtiene a partir del promedio de lectura(cuentas) del total del grupo o lote entre el promedio de lectura por cada OSRD NanoDot.

$$k_{s_i} = \frac{\sum_{i=1}^N L_i}{L_i} \quad (4.1)$$

Donde:

- k_{ki} : factor de corrección por OSRD
- N : Número de OSRDs
- L_i : Lectura individual promediada

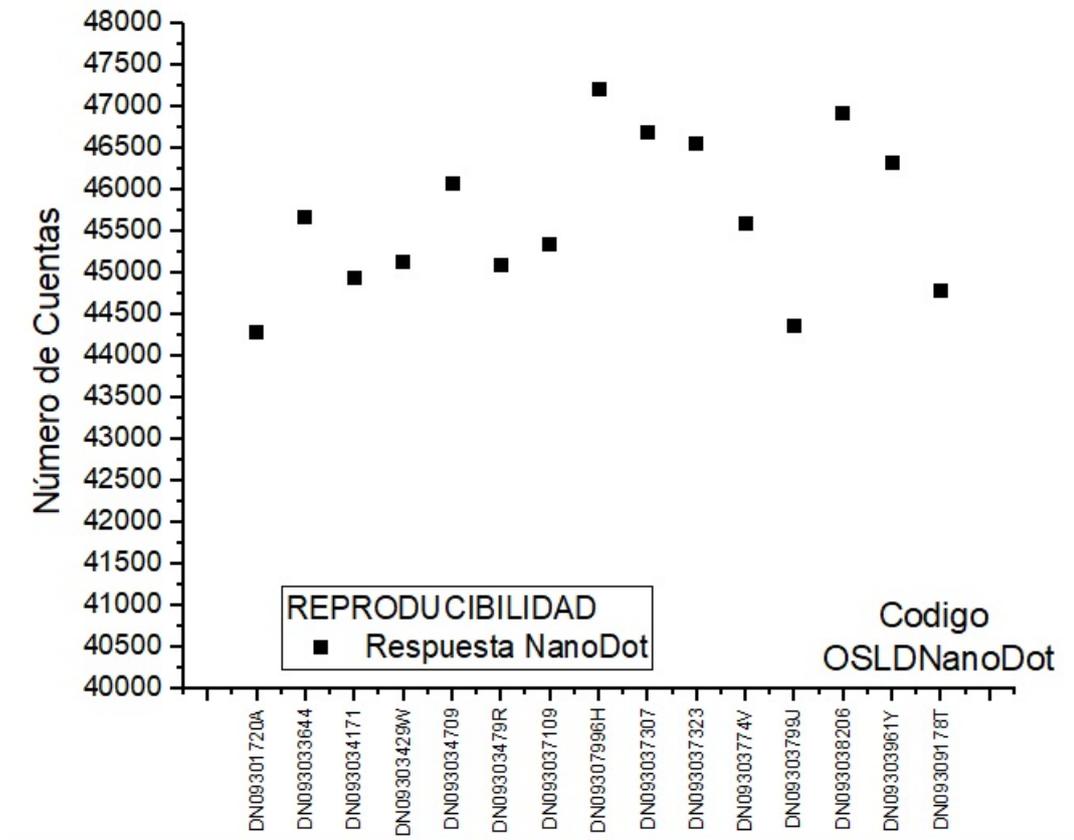


Figura 4.4: Número de Cuentas por OSRD NanoDot

A continuación se muestra, los valores calculados:

| Código OSLD | Promedio de Cuentas | Desviación Estandar | coeficiente de variación |
|------------------|---------------------|---------------------|--------------------------|
| DN09301720A (1) | 44269,857 | 270,68 | 0.6114 |
| DN093033644 (2) | 45663,364 | 316,287 | 0.6927 |
| DN093034171 (3) | 44933,6 | 223,3946 | 0.4971 |
| DN09303429W (4) | 45125 | 227,136 | 0.5033 |
| DN093034709 (5) | 46069,786 | 344,872 | 0.7486 |
| DN09303479R (6) | 45086,429 | 625,433 | 1.387 |
| DN093037109 (7) | 45339,2 | 366,740 | 0.8089 |
| DN09307996H (8) | 47198,111 | 227,27 | 0.4815 |
| DN093037307 (9) | 46680,167 | 150,649 | 0.3227 |
| DN093037323 (10) | 46554,167 | 376,268 | 0.8082 |
| DN09303774V (11) | 45590,25 | 235,820 | 0.5173 |
| DN09303799J (12) | 44362,25 | 377,807 | 0.8516 |
| DN093038206 (13) | 46911,167 | 353,891 | 0.7544 |
| DN09303961Y (14) | 46324,571 | 115,046 | 0.2483 |
| DN09309178T (15) | 44783,111 | 396,934 | 0.8863 |

Cuadro 4.2: Valores Medidos y Cálculados

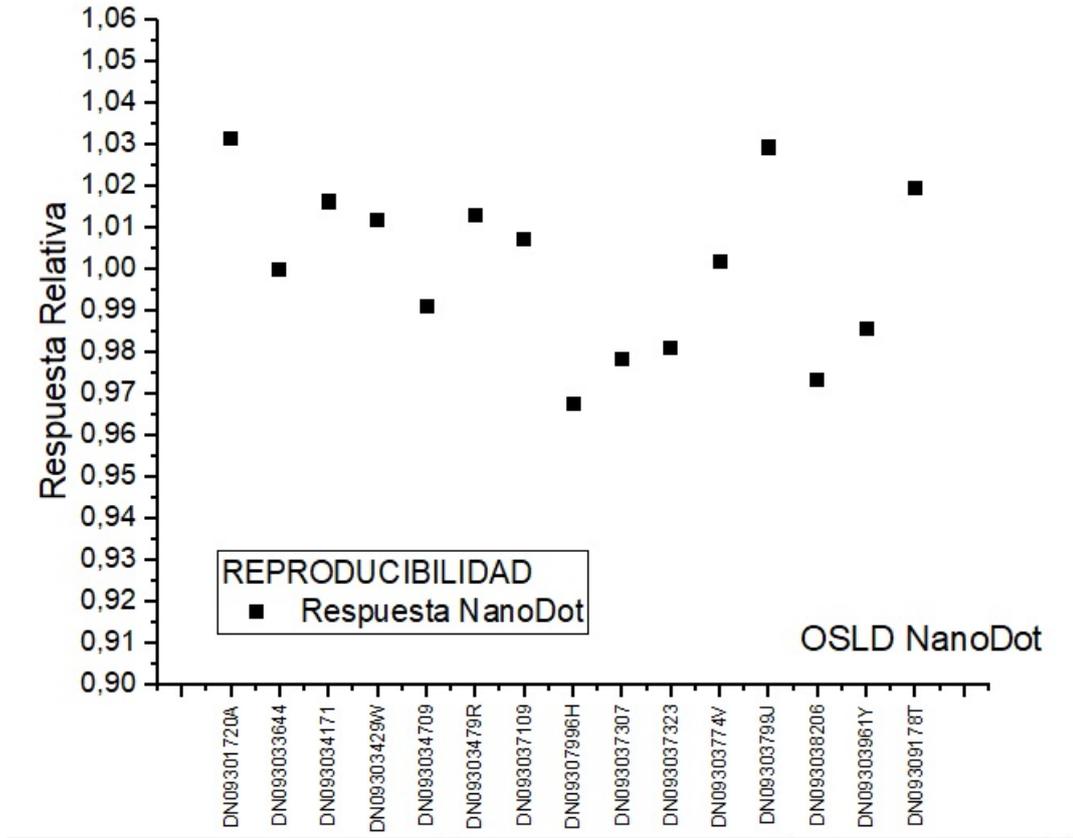


Figura 4.5: Respuesta promedio del grupo de dosímetros NanoDot

4.4. Dependencia Angular sobre el OSLD

Es muy complicado posicionar en forma paralela la zona efectiva del dosímetro con la la fuente, de forma que la radiación incida perpendicularmente con el dosímetro. Por ello se evalúa la respuesta de los OSLD ante la forma en que incide la radiación

En esta prueba se evaluaron 23 dosímetros irradiados 5 veces. En el cuadro 4.4 se muestran los resultados obtenidos y calculados. Se determinó el factor de corrección por esta dependencia para cada OSLD.

$$k_{\theta_i} = \frac{M_{(\theta=0^0)}}{M_{\theta_i}} \quad (4.2)$$

Luego de realizar las lecturas, se aplica la fórmula 4.2 a fin de determinar el factor de corrección por OSLD de dependencia angular.

| Número OSLD | factor de corrección individual |
|-------------|---------------------------------|
| (1) | 1.031 |
| (2) | 0.999 |
| (3) | 1.016 |
| (4) | 1.012 |
| (5) | 0.991 |
| (6) | 1.012 |
| (7) | 1.007 |
| (8) | 0.967 |
| (9) | 0.978 |
| (10) | 0.981 |
| (11) | 1.002 |
| (12) | 1.029 |
| (13) | 0.973 |
| (14) | 0.986 |
| (15) | 1.019 |

Cuadro 4.3: Valores Cálculados de Respuesta Relativa

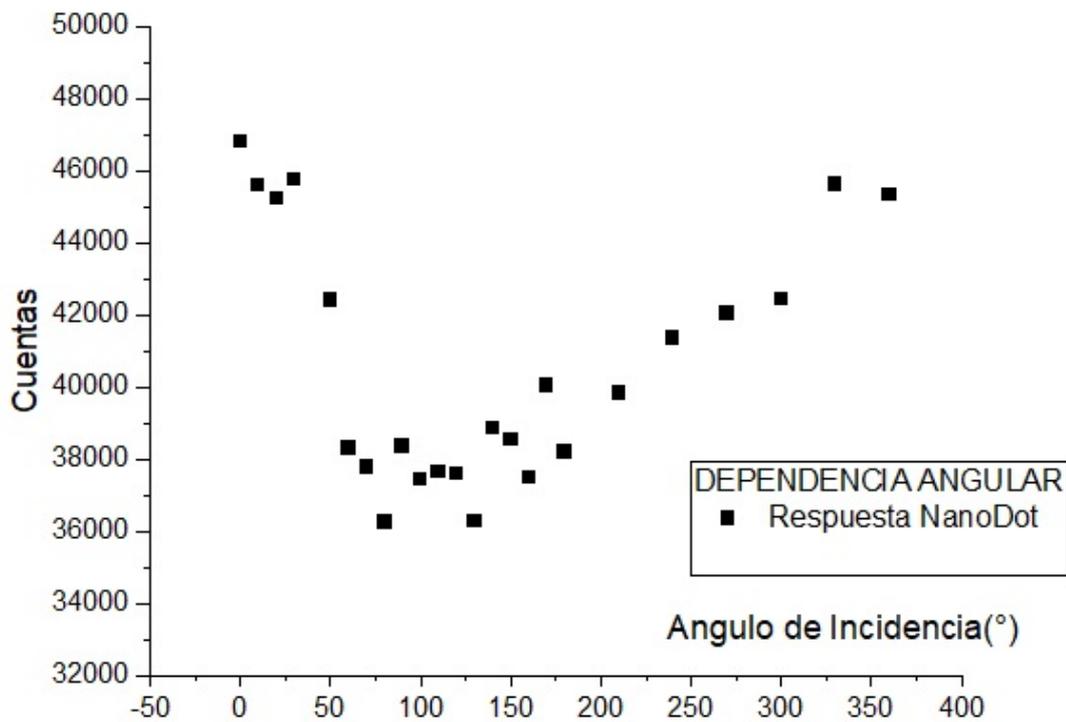


Figura 4.6: Número de Cuentas en función de Angulo de Incidencia

Se observan mayores valores de este factor al acercarnos a angulos de 90°, y su disminución del mismo de forma no tan progresiva a los 180°.

| Angulo de Incidencia(°) | Cuentas Promedio | factor de corrección relativo |
|-------------------------|------------------|-------------------------------|
| 0 | 46828 | 1 |
| 10 | 45604,6 | 1,02 |
| 20 | 45249,4 | 1,03 |
| 30 | 45781 | 1,02 |
| 50 | 42415,6 | 1,10 |
| 60 | 38324,4 | 1,22 |
| 70 | 37790,5 | 1,23 |
| 80 | 36261,8 | 1,29 |
| 90 | 38355,85 | 1,22 |
| 100 | 37430,2 | 1,25 |
| 110 | 37648,5 | 1,24 |
| 120 | 37587,8 | 1,25 |
| 130 | 36281,4 | 1,29 |
| 140 | 38876,8 | 1,20 |
| 150 | 38549,4 | 1,21 |
| 160 | 37498,8 | 1,24 |
| 170 | 40039,5 | 1,16 |
| 180 | 38216,42 | 1,22 |
| 210 | 39851,2 | 1,17 |
| 240 | 41360,8 | 1,13 |
| 270 | 42048 | 1,11 |
| 300 | 42454 | 1,10 |
| 330 | 45632,6 | 1,02 |
| 360 | 45334,4 | 1,03 |

Cuadro 4.4: Valores Cálculados de Respuesta Relativa

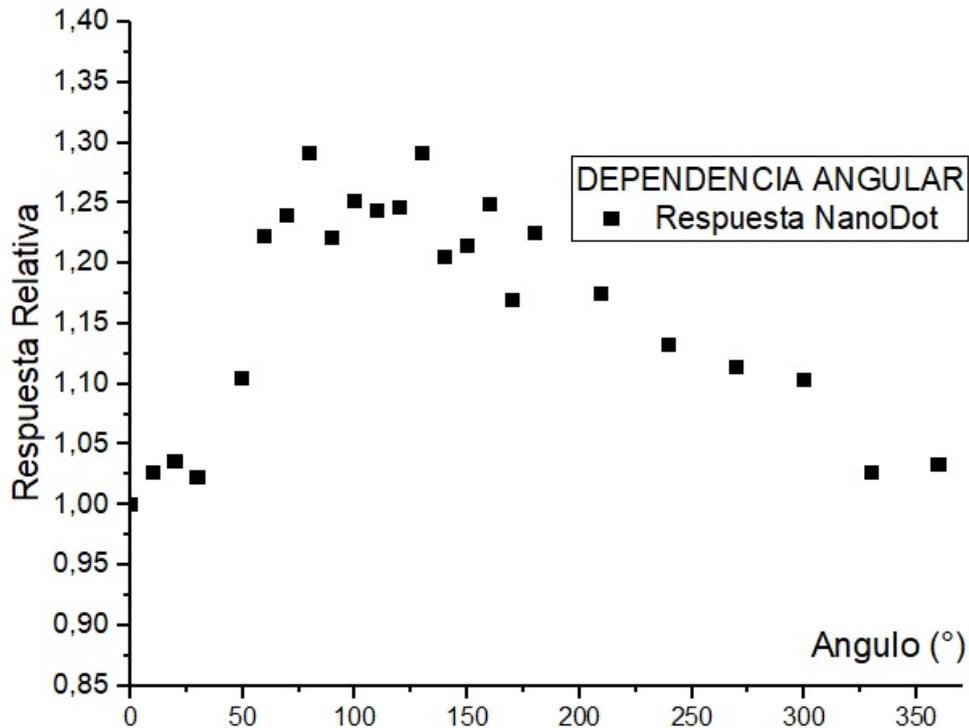


Figura 4.7: Factores de Corrección de los OSLD NanoDot

4.5. Curva de Calibración para la determinación de Dosis

Para la determinación de dosis (D) se aplicó la ecuación 3.1 y mediante la cámara de ionización se registran las lecturas, siendo esta cámara del tipo FARMER. Los factores de corrección por presión y temperatura se determinan de acuerdo al día que se realizan las mediciones. Las pruebas realizadas se desarrollaron en 3 días consecutivos. En un sótano presurizado y con aire condicionado que permiten mantener relativamente constante dichos valores, necesarios para el cálculo de la dosis. Se irradió hasta los 5Gy, buscando según la literatura reconocimineto de esta hasta los 3Gy en ambos casos se ajusta a una recta. Sin embargo, en una se logra mejor ajuste y esta en la de 3Gy.

Se presentan los OSLDs usados en este trabajo, con sus códigos con las cuentas y dosis determinadas mediante la C.I..

| Código OSLD | Cuentas Promedio | Dosis(Gy) |
|--------------------|-------------------------|------------------|
| DN093037406 | 517936,6 | 4,8321 |
| DN093037109 | 225768,8 | 2,1579 |
| DN093037307 | 125332,6 | 1,1997 |
| DN09303774V | 74180,1 | 0,7357 |
| DN09309178T | 49763,8 | 0,5069 |
| DN093036812 | 308768,2 | 2,9937 |
| DN093084621 | 402129,3 | 3,8997 |
| DN09301720A | 195593,7 | 1,9858 |
| DN093034709 | 248723,9 | 2,3921 |
| DN09303799J | 167637,9 | 1,6764 |
| DN093038206 | 152091,1 | 1,4564 |
| DN09303828Q | 103929,7 | 0,9694 |

Cuadro 4.5: Valores Cálculados de Respuesta Relativa

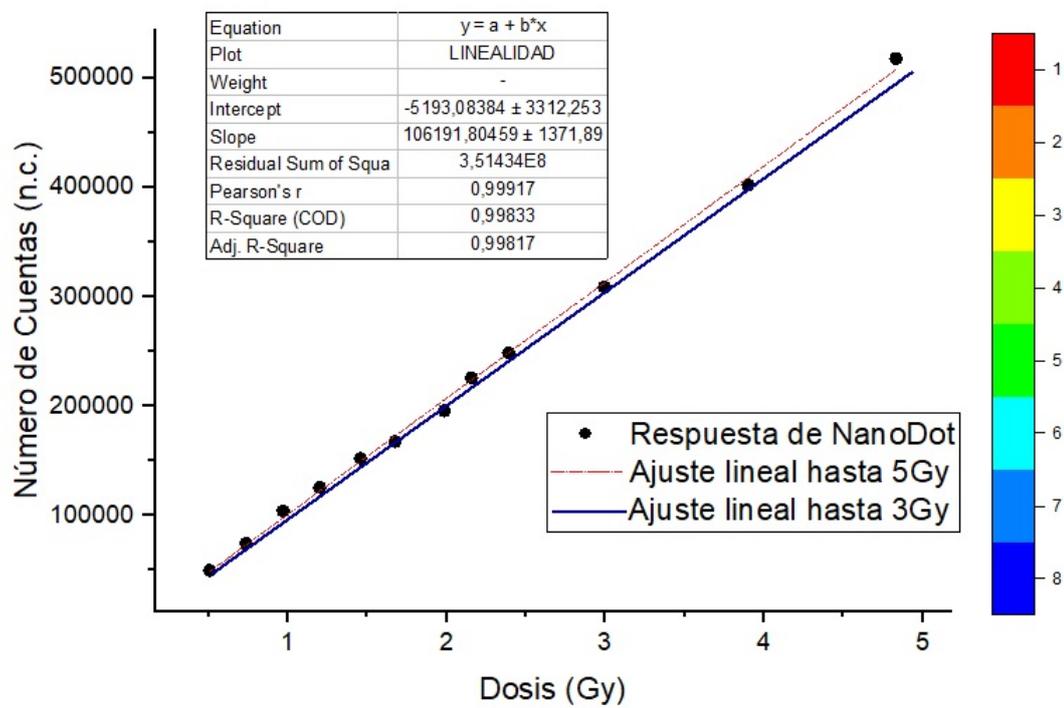


Figura 4.8: Curva de Linealidad, ajuste a 5Gy y 3Gy

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Este trabajo se ha realizado en las instalaciones de la Clínica Delgado, centro médico que dispone de equipos nuevos de última tecnología a nivel mundial. Lo cual motivo a que este trabajo se haya realizado con la mayor rigurosidad y responsabilidad. Se buscó la idoneidad de la tecnología OSLD como uso de dosímetro para la dosimetría en vivo en tratamientos particularmente en braquiterapia, cuyo resultados encontrados y mostrados nos indican su confiabilidad de uso.

El presente trabajo permitió realizar una revisión y comprensión de nuevos conceptos tales como: principios de la física de las radiaciones, procesos físicos basados en cristales de $Al_2O_3 : C$.

La caracterización nos permite comprobar la idoneidad del OSLD, determinándose su incertidumbre en la evaluación de la reproducibilidad, fue de 2.03%. el cual según [16] debe ser menor a 2%. Lo cuál indica que el grupo de OSLD trabajados son idóneos.

En la evaluación de dependencia angular, se determinó 8.5%, lo cual indica estar dentro de los parámetros a ser considerado ideal, ya que se reporta en el [16] valores de error entre 8%-10%.

La última evaluación realizada fue, la linealidad. Esta permitió relacionar la dosis con el número de cuentas leídas en el OSLD. En el ajuste lineal a 5Gy la ecuación lineal encontrada fue $y = -6,89 \times 10^{-2} + 1,03 \times 10^{-6}x$, donde y representa numero de cuentas e x la dosis, esto con un $r^2 = 0,9987$. Para el ajuste a 3Gy le ecuación lineal encontrada fue $y = 5,23 \times 10^{-2} + 9,4 \times 10^{-6}x$, donde y representa numero de cuentas e x la dosis, esto con un $r^2 = 0,99917$. Con lo cual se observa en ambos casos un buen ajuste a una función lineal, sin embargo la que mejor ajusta es la fucnión encontrada a 3Gy, sin embargo se debería observar la linealidad hasta los 10Gy[16]. Se confirma su idoneidad en esta evaluación.

Se recomienda usar el mismo fantoma, pero con una menor distancia fuente dosímetro, pues permite que las mediciones tomen menor tiempo, por otro lado no tan cerca ya que en braquiterapia se crean altos gradientes de dosis a distancias cortas.

Con los resultados obtenidos en las distintas evaluaciones desarrolladas se comprobó la idoneidad para su uso en la dosimetría en vivo de los OSLDs en la práctica de tratamientos de Braquiterapia; Este trabajo queda como antecedente para futuras investigaciones de uso con aplicadores 3D en PLA para tratamientos de braquiterapia.

Bibliografía

- [1] Yukihiro, E.G. and S.W.S "Optically stimulated luminescence dosimetry in medicine", *Physics in medicine and biology* 53.20 (2008).
- [2] Bos, A J. J. "High sensitivity thermoluminescence dosimetry". *Nuclear Instruments and Methods in physics research section B: beam interactions with materials and atoms* (2001)
- [3] J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin, W. F. Hanson, S. Leibel, R. J. Morton, J. R. Palta, J. A. Purdy, L. E. Reinstein, G. K. Svensson, M. Weller, and L. Wingfield, "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40," *Med. Phys.* 21, 581–618 (1994).
- [4] Jursinic, "Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements," *Med. Phys.* 34, 4594– 4604 (2007).
- [5] V. Schembri and B. J. M. Heijmen, "Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon-doped aluminum oxide ($Al_2O_3:C$) for film dosimetry radiotherapy," *Med. Phys.* 34, 2113–2118 (2007).
- [6] C. S. Reft, "The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams," *Med. Phys.* 36, 1690–1699 (2009).
- [7] E. G. Yukihiro, G. Mardirossian, M. Mirzasadeghi, S. Guduru, and S. Ahmad, "Evaluation of $Al_2O_3 : C$ optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters for passive

- dosimetry of high-energy photon and electron beams in radiotherapy,” *Med. Phys.* 35, 260–269 (2008).
- [8] A. Viamonte, L. A. da Rosa, L. A. Buckley, A. Cherpak, and J. E. Cygler, “Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system,” *Med. Phys.* 35, 1261–1266 (2008).
- [9] P. A. Jursinic, “Changes in optically stimulated luminescent dosimeter (OSLD) dosimetric characteristics with accumulated dose,” *Med. Phys.* 37, 132–140 (2010).
- [10] J. Lambert, T. Nakano, S. Law, J. Elsey, D. McKenzie, Nataalka Suchowerska. In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector. *Med. Phys.* May 2007
- [11] Helfrich, W. and Schneider, W.G. (1966) *J. Chem. Phys.* 44: 2902–9.
- [12] Adrian Kitai. “Luminescent Materials and Applications” (2008).
- [13] Harvey, E.N. “A history of luminescence”, Amer. Phil. Soc., Philadelphia, USA, 1957
- [14] Franz, K.A., Kehr, W.G., Siggel, A., Wieczoreck, J., Adam, W. “Luminescent Materials”. Ullmann’s Encyclopedia of Industrial Chemistry. 6th Ed. Electronic Release, Ed. Wiley-VCH, Germany, 1999
- [15] Essers, Marion and Benj Mijnheer. in vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy". *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 43.2(1999): 245-259.
- [16] Development of procedures for in vivo dosimetry in radiotherapy, IAEA Human Health Reports No. 8 (2013)
- [17] Antonio Brosed, Fundamentos de Física Médica, Sociedad Española de física Médica, Madrid-España, 2011
- [18] José Fernando Marquez Pachas. “Implementación de un sistema dosimétrico basado en detectores de Al_2O_3 y su uso en radioterapia”, 2015

- [19] Antnoio Ferer Soria, "Física de Nuclear y de Partículas", Valencia-España, 2006
- [20] Horton J. "Handbook of radiation therapy physics", Prentice Hall, New York, U.S.A. (1987).
- [21] Turner, J. Atoms, Radiation, and Radiation Protection. Ed. Wiley. 85. 560-563, 2007.
- [22] Bränlich, P., Shafer, D. and Sharmann, A. (1967) A simple model for thermoluminescence and thermally stimulated conductivity of inorganic photoconducting phosphors and experiments pertaining to infraredstimulated luminescence. Proc. 1st Int. Conf. on Luminescence Dosimetry. Stanford, June 1965.
- [23] Hugo Julio Virafuentes Chávez, Síntesis de $Al_2O_3 : C$ y estudio de la señal TL, inducida por radiación gamma Estado de México, Febrero 2017
- [24] Markey, B. G., Colyott, L. E. and McKeever, S. W. S. Timeresolved optically stimulated luminescence from $\alpha Al_2O_3 : C$. Radiat. Meas. 24, 1995.
- [25] Ozuna, O. Hirata, G. McKittrick, J. Pressure influenced combustion synthesis of $\alpha\gamma$ Al_2O_3 nanocrystalline powders. Journal of Physics. 16, (2004).
- [26] M.S. Akselroda, L. Bötter-Jensenb, S.W.S. McKeever, Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry, (2007)
- [27] K. Sandeep Rao^{1a}, H. G. Salunke, Distribution of multiple intrinsic defects in C doped αAl_2O_3 , (2019)
- [28] Akselrod, M.S. and Kortov, V.S. Thermoluminescent and exoemission properties of new high-sensitivity TLD $\alpha Al_2O_3 : C$ crystals. Radiat. Prot. Dosim, 1990.
- [29] Eduardo G. Yukihiro and Stephen W. S. McKeever, Optically Stimulated Luminescence Fundamentals and Applications, Physics Department, Oklahoma State University Oklahoma, USA, 2011
- [30] Yang, X.B., Li, H.J., Bi, Q.Y. et al. Influence of carbon on the thermoluminescence and optically stimulated luminescence of $\alpha Al_2O_3 : C$ crystals. J. Appl. Phys. 104, 123112. (2008)

- [31] Lei, Anh Pham, Defect induced charge trapping in Cdoped $\alpha\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$
- [32] T. I. Gimadova, T. S. Bessonova, I. A. Tale, L. A. Avvakumova, and S. V. Bodyachevsky, Radiat. Prot. Dosim. (1990).
- [33] B. Hu, “Optically Stimulated Luminescence (OSL) and its applications in radiationtherapy dosimetry”, Doctor of Philosophy thesis, 2010.
- [34] Evans, B.D. “A review of the optical properties of anion lattice vacancies, and electrical conduction in $\alpha\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ their relation to radiation-induced electrical degradation”. J. Nucl. Mater. (1995)
- [35] Xin-Bo Yang, Hong-Jun Li, Qun-Yu Bi, Influence of carbon on the thermoluminescence and optically stimulated luminescence of $\alpha\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ crystals, December 2008
- [36] L. Bötter-Jensenb, McKeever, Optically stimulated luminescence dosimetry, (2003)
- [37] Summers G. P. Thermoluminescence in single crystal $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ Radiat. Prof. Dosim. 8, 69 80 (1984)
- [38] Recuperado de: [http : //www.landauer.com/uploadedFiles/InLight_nanoDot_FN.pdf](http://www.landauer.com/uploadedFiles/InLight_nanoDot_FN.pdf).
- [39] Recuperado de: [https : //www.equiphos.com/wp-content/uploads/2015/05/Sistemas-para-control-de-calidad-en-braquiterapia-Brochure.pdf](https://www.equiphos.com/wp-content/uploads/2015/05/Sistemas-para-control-de-calidad-en-braquiterapia-Brochure.pdf)
- [40] Theodor W Kaulich, Ulrich Quast, Direct reference air-kerma rate calibration of ^{192}I for a thimble-type ionization chamber in a cylindrical solid phantom, 2012
- [41] R. A. Montalvo, A. D. De La Cruz y P. H. Rivera, Impresiones 3D en física aplicada, Revista de Investigación de Física, 2018
- [42] Recuperado de: [https : //ultimaker.com/es/3d-printers/ultimaker-s5](https://ultimaker.com/es/3d-printers/ultimaker-s5)
- [43] Paola Alvarez, Joanna E. Cygler, Larry A. DeWerd, Rebecca M. Howell, Sanford Meeks, Jennifer O’Daniel, Chester Reft, Gabriel Sawakuchi, Eduardo G. Yukiha-

ra, Dimitris Mihailidis *AAPMTG191* : Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs, AAPM, 2019

[44] Ratna Suffhiyanni Omar, Suhairul Hashim, Sib Krishna Ghoshal, et al., Light induced fading in optically stimulated luminescence dots for medical dosimetry measurement, 2019

[45] Recuperado de <https://twitter.com/crciencia/status/629663405423599618>

[46] Recuperado de <https://luminiscentecanarias.es/proyecto-smart-glow-road/>