



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MÉXICO**



**HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO  
“DR. EDUARDO LICEAGA”**

---

FACULTAD DE MEDICINA

***CARACTERIZACIÓN ÓPTICA DE CRISTALES  
DE FLUORURO DE LITIO POR  
LUMINISCENCIA ÓPTICAMENTE  
ESTIMULADA PARA USO POTENCIAL EN  
DOSIMETRÍA CLÍNICA***

**TESIS**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

**MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA**

PRESENTA

***Fís. Ivar Diego Aceves Sánchez***

Comité de Tutores:

Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López

Dra. en C. S. Elsa Yazmín León Marroquín

Dra. en C. Keila Isaac Olivé



**TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO**

**2019**

## ÍNDICE GENERAL:

RESUMEN .....	7
ABSTRACT .....	8
ABREVIATURAS .....	9
ÍNDICE DE FIGURAS .....	10
ÍNDICE DE TABLAS .....	12
Capítulo 1. INTRODUCCIÓN .....	13
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	14
Capítulo 2. ESTADO DEL ARTE .....	15
2.1. MATERIALES USADOS EN DOSIMETRÍA CLÍNICA .....	15
2.2. CARACTERÍSTICAS DE OSL USADOS EN DOSIMETRÍA CLÍNICA .....	18
2.3. CARACTERÍSTICAS DE CRISTALES DE FLUORURO DE LITIO (LiF) .....	18
2.4. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	19
2.5. HIPÓTESIS .....	19
2.6. OBJETIVOS GENERALES.....	19
2.7. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	19
Capítulo 3. MARCO TEÓRICO.....	20
3.1. LUMINISCENCIA ÓPTICAMENTE ESTIMULADA.....	20
3.2. TIPOS DE DEFECTOS EN CRISTALES .....	21
3.3. NIVELES DE DEFECTOS.....	22
3.4. ESTIMULACIÓN ÓPTICA DE LAS CARGAS ATRAPADAS .....	23
3.5. MÉTODO SAVITZKY-GOLAY.....	24
3.6. AJUSTE DE LOS ESPECTROS .....	24
Capítulo 4. METODOLOGÍA.....	25
4.1. INFRAESTRUCTURA Y APOYO TÉCNICO DISPONIBLE.....	25
4.1.1. MATERIALES .....	25
4.2. CARACTERIZACIÓN DE LA LUZ LÁSER DE ESTIMULACIÓN .....	26
4.3. MONTAJE DEL SISTEMA ÓPTICO DE LECTURA .....	27
4.4. IRRADIACIÓN DE LOS CRISTALES .....	28
4.5. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL .....	29
Capítulo 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	45
Capítulo 6. CONCLUSIONES .....	54
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	56
ANEXOS .....	58
A.1. UBICACIÓN DE LOS PICOS DE LA RESPUESTA LUMINISCENTE DEL FLUORURO DE LITIO..	58
A.2. DETERMINACIÓN DE DOSIS ABSORBIDA PARA HACES EXTERNOS .....	59
A.2.1. FORMALISMO BASADO EN $N_D W$ .....	59
A.2.2. CONDICIONES DE REFERENCIA.....	60
A.2.3. CÁMARA DE IONIZACIÓN .....	60
A.2.4. CONJUNTO DE MEDIDA.....	60
A.2.5. MANIQUÉS .....	60
A.2.6. CORRECCIÓN POR MAGNITUDES DE INFLUENCIA .....	61
A.2.6.1. FACTOR POR PRESIÓN, TEMPERATURA Y HUMEDAD .....	61
A.2.6.2. FACTOR POR LA CALIBRACIÓN DEL ELECTRÓMETRO.....	62

A.2.6.3.	FACTOR DE EFECTO DE POLARIDAD .....	62
A.2.6.4.	FACTOR POR RECOMBINACIÓN DE IONES .....	62
A.2.6.5.	ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ (FACTOR $k_{Q,Q_0}$ ) .....	63
A.3.	PRESENTACIÓN EN CONGRESO .....	68
A.4.	ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN.....	70

## RESUMEN

Los dosímetros por luminiscencia ópticamente estimulada (OSLD por sus siglas en inglés Optically Stimulated Luminescent Dosimeter) son dispositivos usados para registrar y guardar información sobre la dosis (energía impartida por unidad de masa) impartida a un objeto, debido a la exposición de radiación ionizante, para su posterior lectura.

Entre muchas otras prácticas en diferentes campos, algunos procedimientos clínicos utilizan radiación ionizante incluyendo rayos-X, rayos- $\gamma$ , electrones, protones y partículas cargadas pesadas para tratar y diagnosticar diferentes tipos de enfermedades. Para esto los OSLD han sido utilizados como una herramienta para llevar un control de la dosis absorbida en el personal ocupacionalmente expuesto (POE) y de esta manera garantizar el cumplimiento de los límites de dosis internacionales para dichas personas.

Actualmente se utilizan exitosamente, entre muchos otros, cristales de Fluoruro de Litio en dosimetría Termoluminiscente (LiF:Mg,Ti y LiF:Mg,Cu,P). Sin embargo, estos tienen la desventaja que al ser cristales dopados con diferentes materiales se eleva el costo del dosímetro. Por otra parte, además al emplearse una técnica de lectura Termoluminiscente en este tipo de dosímetros, se generan diferentes inconvenientes como lo son: el desvanecimiento en el número de trampas presentes en el cristal a lo largo de su uso debido a la forma en la que son estimulados, pérdida de la información dosimétrica una vez leído el dosímetro, costo elevado del equipo de lectura, entre otros. En este contexto es deseable poder obtener las mismas propiedades que nos ofrecen los cristales dopados de Fluoruro de Litio, pero sin las desventajas que genera la técnica de lectura termoluminiscente y además reducir los costos del material.

Para esto y debido a las características que un sistema dosimétrico basado en cristales de Fluoruro de Litio (LiF), utilizando una técnica por luminiscencia ópticamente estimulada, pudiera ofrecer y al hecho de que el material es relativamente económico y de fácil acceso surge el interés de caracterizar cristales de Fluoruro de Litio para evaluar su uso potencial como dosímetro clínico.

Con esto en mente, en el presente trabajo se caracterizaron cristales de Fluoruro de Litio utilizando la técnica de lectura por luminiscencia ópticamente estimulada, debido a las características y ventajas que esta ofrece, con el fin de encontrar su espectro de emisión, dependencia de la dosis entregada (rango de dosis para el cual tendrá un comportamiento lineal), dependencia energética y desvanecimiento de la señal dentro de las primeras 12 horas después de su exposición a radiación ionizante.

## ABSTRACT

Optically Stimulated Luminescent Dosimeters are useful devices to record and store information about the dose (energy imparted per unit mass) imparted to an object due to exposition to ionizing radiation.

Among many others practices in different fields currently some clinical procedures use ionizing radiation including X-Rays,  $\gamma$ -Rays, electrons, protons and heavy charged particles to treat and to diagnose different types of diseases. For this OSLD have been used as a tool to track of the absorbed dose for occupationally exposed personnel and thus ensure compliance of the international dose limits for such persons.

Nowadays Lithium Fluoride crystals are successfully used in thermoluminescent dosimetry (LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P). However, these have the disadvantage that being crystals doped with different materials increases the price of the dosimeter. On the other hand, due to use a thermoluminescent reading technique in this type of dosimeters, different inconveniences are generated such as: the fading in the number of traps present in the crystal throughout its use to due to the way in which they are stimulated, loss of dosimetric information once the dosimeter is read, high cost of reading equipment, among others. In this context, it is desirable to obtain the same properties offered by the crystals of lithium fluoride doped but without the disadvantages generated by the thermoluminescent reading technique and also to reduce material costs.

Due to the characteristics that both a dosimetric system based on Lithium Fluoride crystals using the optically stimulated luminescence reading technique could offer as the fact that the material is relatively cheap and easy to get, emerge the interest to characterize crystals of lithium fluoride using an optically stimulated luminescence reading technique to evaluate its potential use as a clinical dosimeter.

So this research work aims to characterize crystals of Lithium Fluoride using an optically stimulated luminescence reading technique, by the characteristics and advantages that it offers, in order to find its emission spectrum, the dependence of the dose delivered (range of doses for which it will have a linear behavior), energy dependence and signal fading within the 12 hours after the exposition to ionizing radiation.

## ABREVIATURAS

OSL	→ Optically Stimulated Luminescence.
OSLD	→ Optically Stimulated Luminescence Dosimeter.
TL	→ Thermoluminescence.
TLD	→ Thermoluminescent Dosimeter.
POE	→ Personal Ocupacionalmente Expuesto.
ALARA	→ As Low As Reasonably Achievable.
LiF	→ Fluoruro de Litio.
PDD	→ Percentage Depth Dose.

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Probabilidad de Liberación de Electrones Atrapados .....	17
Figura 2. Etapas en el proceso de luminiscencia ópticamente estimulada.....	20
Figura 3. Niveles energéticos localizados, introducidos por defectos en la red cristalina .....	23
Figura 4. Transición electrónica posible seguida de la estimulación óptica de los electrones .	24
Figura 5. Espectro de la fuente de estimulación (centrado en 445nm) .....	26
Figura 6. Estabilidad de la fuente de estimulación dentro de los primeros 30 minutos después de ser encendido .....	27
Figura 7. Arreglo de Lectura.....	28
Figura 8. Configuración para la irradiación de los cristales.....	28
Figura 9. Respuesta luminiscente de los cristales.....	29
Figura 10.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm .....	34
Figura 11.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm .....	35
Figura 12.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm.....	35
Figura 13.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm .....	36
Figura 14.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para todo el espectro .....	36
Figura 15.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm .....	37
Figura 16.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm.....	37
Figura 17.Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm.....	38
Figura 18. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm .....	38
Figura 19 Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, para todo el espectro .....	39
Figura 20. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm.....	40
Figura 21. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm.....	40
Figura 22. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm .....	41
Figura 23. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm .....	41
Figura 24. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, para todo el espectro .....	42
Figura 25 Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm .....	42

Figura 26. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm .....	43
Figura 27. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm .....	43
Figura 28. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm.....	44
Figura 29. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, para todo el espectro .....	44
Figura 30. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal I.....	45
Figura 31. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal II.....	46
Figura 32. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal III.....	46
Figura 33. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal IV.....	47
Figura 34. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Grupo I.....	47
Figura 35. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Grupo II.....	48
Figura 36. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para todo el Lote .....	48
Figura 37. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal I.....	49
Figura 38. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal II.....	50
Figura 39. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal III.....	50
Figura 40. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal IV.....	51
Figura 41. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Grupo I.....	51
Figura 42. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Grupo II.....	52
Figura 43. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para todo el Lote .....	52
Figura 44. Dependencia Energética .....	53
Figura 45. Desvanecimiento de la señal luminiscente.....	54
Figura 46. Ubicación de los picos de las componentes gaussianas para los cristales irradiados con energía de 6MV .....	58
Figura 47. Ubicación de los picos de las componentes gaussianas para los cristales irradiados con energía de 10MV .....	58
Figura 48. Interpolación de los valores calculados <sup>[23]</sup> de $k_Q$ para haces de fotones de alta energía para la cámara de ionización Semiflex.....	66
Figura 49. Distribuciones de dosis en profundidad para las energías de 6MV y 10MV .....	67

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Límites de Dosis .....	13
Tabla 2. Composición de la capa activa de la película EBT3.....	15
Tabla 3. Unidades Monitor entregadas para cada energía en $D_{MAX}$ .....	29
Tabla 4. Ubicación de los picos del espectro de emisión del LiF .....	34
Tabla 5. Composición Química del Agua Sólida .....	61
Tabla 6. Coeficientes de Ajuste Cuadrático para el cálculo de $k_s$ mediante la técnica de las dos tensiones.....	63
Tabla 7. Valores calculados $k_Q$ para haces de fotones de alta energía en función de la calidad del haz ( $TPR_{20,10}$ ) .....	64
Tabla 8. Lecturas para la calibración del equipo.....	65
Tabla 9. Dosis entregada por unidad monitor a profundidad de dosis máxima .....	67

## Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

El uso de la radiación ionizante en la sociedad moderna se respalda en un sistema integral de protección radiológica que ha evolucionado continuamente desde el reconocimiento de los efectos nocivos de la radiación y con el establecimiento tanto de la Comisión Internacional de Unidades y Mediciones de Radiación (ICRU) en 1925 como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) en 1928. Estas organizaciones internacionales realizaron, en base a la experiencia de comunidades científicas y técnicas, una serie de recomendaciones las cuales sirven de base para la legislación y la implementación de la protección radiológica en todo el mundo, aunque con variaciones de un país a otro. Estas recomendaciones se basan en tres principios:

- Justificación → cualquier decisión que involucre el uso de radiación deberá tener más beneficios que perjuicios para la persona expuesta.
- Optimización → ampliamente conocido como el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) el cual establece que el número de personas expuestas a radiación y la magnitud de sus dosis individuales debe mantenerse lo más bajo posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.
- Limitación de Dosis → la dosis total a cualquier individuo en situaciones de exposición planificadas no debe exceder los límites apropiados especificados por la comisión.

De esta manera uno de los requerimientos fundamentales en este sistema de protección radiológica es la medición y evaluación de las dosis para demostrar el cumplimiento de los límites de dosis recomendados por dichos organismos internacionales. <sup>[1], [2]</sup>

Tabla 1. Límites de Dosis

	NCRP (1993)	ICRP (2007)
<b>Exposición Ocupacional</b>		
<b>Dosis Efectiva Anual</b>	50 mSv	20mSv/año promediado sobre 5 años (no más de 50 mSv en cualquiera los 5 años)
<b>Dosis Efectiva Acumulada</b>	10 mSv por año	100 mSv en un periodo de 5 años
<b>Dosis Equivalente Anual</b>	150 mSv para cristalino 500 mSv para piel, pies y manos	150 mSv para cristalino 500 mSv para piel, pies y manos
<b>Exposición para Público General</b>		
<b>Dosis Efectiva Anual</b>	1 mSv si es continuo 5 mSv si no es frecuente	1 mSv; más alto si es necesario siempre y cuando el promedio en 5 años no exceda 1 mSv
<b>Dosis Equivalente Anual</b>	50 mSv a piel, manos y pies	15 mSv a cristalino 50 mSv a piel
<b>Embrión-Feto</b>		
<b>Dosis Equivalente</b>	0.5 mSv por mes una vez declarado el embarazo	Lo mismo que la exposición a público general

Por lo que al realizar un monitoreo individual de dosis al personal ocupacionalmente expuesto podemos:

- Evaluar la dosis efectiva y, en su caso, dosis equivalente para fines de cumplimiento.
- Contribuir al control de operación y diseño de las instalaciones.
- Proporcionar información para la vigilancia y el tratamiento de la salud en caso de exposiciones accidentales.

Para llevar a cabo el monitoreo individual de dosis se han utilizado, entre otros, tanto dosímetros termoluminiscentes (TLD por sus siglas en inglés termoluminiscent dosimeters), como los dosímetros por luminiscencia ópticamente estimulada, siendo estos últimos los que presentan mejores características.

## **1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Debido al constante incremento en el uso de la radiación ionizante en diferentes campos y para varias prácticas como las presentes en el ámbito clínico (diagnóstico o terapia), es esencial el uso de dispositivos que permitan llevar un registro de la cantidad de dosis recibida tanto por el personal ocupacionalmente expuesto como para los individuos expuestos a radiación ionizante con fines médicos, con la intención de evitar exposiciones indebidas buscando siempre garantizar el principio ALARA.

Aunque actualmente existen materiales luminiscentes usados en dosimetría clínica, la gran mayoría de estos se basan en la técnica termoluminiscente generando así varias desventajas propias de la técnica de lectura como son: detrimento de las trampas donde se almacena la información dosimétrica del cristal, desvanecimiento y variación considerable de la señal luminiscente en el proceso de lectura, equipo especializado para efectuar su lectura, entre muchos otros, estos también tienen en común un precio elevado debido a su dopaje con tierras raras; por lo que la caracterización de cristales de Fluoruro de Litio (LiF), mediante la técnica de lectura por luminiscencia ópticamente estimulada, pudiera ofrecer características deseables de un sistema de dosimetría por OSL además de contar con un material relativamente económico y de fácil acceso debido a que es usado como ventana óptica. De este modo surge el interés de caracterizar cristales de Fluoruro de Litio para evaluar su posible uso en el campo clínico.

## Capítulo 2. ESTADO DEL ARTE

### 2.1. MATERIALES USADOS EN DOSIMETRÍA CLÍNICA

Entre los materiales usados en dosimetría clínica se encuentran tres grandes grupos:

- Películas radiocrómicas.
- Dosímetros termoluminiscentes.
- Dosímetros por luminiscencia ópticamente estimulada.

Para el primer grupo de dosímetros consta (para la película EBT3) de una capa orgánica activa de 28 $\mu\text{m}$  de espesor colocada entre dos sustratos de poliéster mate de 125 $\mu\text{m}$  de espesor cada una. Dicha capa activa está compuesta por:

Tabla 2. Composición de la capa activa de la película EBT3

Hidrógeno	56.8%
Carbono	27.6%
Oxígeno	13.3%
Aluminio	1.6%
Litio	0.6%

Con número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}}$ ) de 7.26 de acuerdo con lo reportado por el fabricante <sup>[3]</sup>, su uso es particularmente adecuado para fotones de alta energía diseñado para un rango de dosis dinámico que va desde 0.1 Gy a 20 Gy, sin embargo, para mediciones de dosis mayores a 10 Gy no se recomienda su uso <sup>[4]</sup>.

Entre los inconvenientes que presenta este tipo de materiales se encuentra que solo pueden ser utilizados una única vez debido que al ser irradiados cambian su densidad óptica por medio de una configuración molecular en la estructura de la capa activa la cual es irreversible. Además, estas exigen un manejo muy cuidadoso para evitar que ciertos factores pudieran incrementar la incertidumbre en el proceso de medición como lo es el ennegrecimiento producido en la película debido al número de escaneos realizados, ya que estas son sensibles a la componente UV de las lámparas presentes en los escáneres <sup>[5]</sup>. Debido a esto, este tipo de dosímetro no es usado como dosímetro personal sino como una herramienta para realizar controles de calidad en equipos de radioterapia o en la verificación de tratamientos en radioterapia externa debido a sus excelentes características de resolución espacial <sup>[5]</sup>.

Por otro lado en la actualidad, muchos materiales termoluminiscentes son exitosamente empleados en diferentes aplicaciones médicas, como en radioterapia donde se han utilizado para medir la entrada y salida de dosis en varios tejidos incluyendo la piel y el sistema linfático, ya que debido al pequeño tamaño de los dosímetros, estos pueden ser fácilmente adaptados a mediciones *in vivo* sin cambios significativos en el tratamiento radioterapéutico <sup>[6]</sup>, entre estas, algunas investigaciones se enfocan en mediciones de dosis superficiales para radiología

diagnóstica, en las cuales se reportan medidas de hasta  $10\mu\text{Gy}$  con una incertidumbre menor al 20% para un nivel de confianza del 95% utilizando Fluoruro de Litio dopado con Magnesio y Titanio (TLD-100) <sup>[7]</sup>, así como en la medición de neutrones secundarios generados por el haz de tratamiento en terapias de alta energía en la cual se reporta el uso adecuado del TLD-100 en mediciones de dosis fuera del campo de irradiación para energías de tratamiento de hasta 10MV ya que la respuesta del material a neutrones causa una sobre respuesta cuando es irradiado con fotones de 15MV y 18MV<sup>[8]</sup>, dosimetría de campo mixto para determinar el tipo y energía de la radiación a la cual un individuo pudiera ser expuesto accidentalmente, para así obtener la dosis equivalente con el propósito de evaluar el riesgo biológico (ya que los límites de exposición a radiación recomendados se basan en dosis equivalente) en dicho trabajo se analiza, prueba y valida un método para discriminar el tipo de radiación utilizando tanto el TLD-100 como el TLD-300 (Fluoruro de Calcio dopado con Tulio) encontrando que es posible la discriminación del tipo de radiación utilizando las regiones de alta temperatura de la curva de brillo <sup>[9]</sup>, mediciones en campos de radiación mixta utilizando el TLD-100 así como también dosímetros de Fluoruro de Litio dopado con Magnesio, Cobre y Fosforo (LiF:Mg,Cu,P) mostrando que es posible distinguir cualitativamente las componentes de un campo de radiación mixta utilizando las lecturas Fotoluminiscentes y Termoluminiscentes combinadas <sup>[10]</sup>, además se han investigado las propiedades OSL en dosímetros basados en Fluoruro de litio para los cuales se encuentra que tanto los dosímetros de LiF:Mg,Cu,P como los de LiF:Mg,Ti exhiben una sensibilidad bastante sustancial de OSL en la cual para el caso de LiF:Mg,Cu,P esta sensibilidad es muy alta excediendo significativamente a la sensibilidad de los dosímetros de Oxido de Berilio (BeO), sin embargo, también reportan un desvanecimiento considerable de la señal de casi el 80% dentro de las primeras 80 horas posteriores a la irradiación<sup>[11]</sup>.

Aunque los dosímetros termoluminiscentes basados en LiF dopados con ciertos materiales (impurezas) han mostrado ser dosímetros eficientes en la última década, ha existido un constante incremento en las investigaciones dirigidas a las propiedades termoluminiscentes en cristales de Fluoruro de Litio puro, mostrando que aunque la presencia de impurezas en la estructura cristalina del material es importante en el fenómeno termoluminiscente, una porción significativa de la respuesta termoluminiscente de materiales basados en Fluoruro de Litio es debido a defectos inducidos por radiación<sup>[12], [13]</sup>.

También hay materiales que presenta propiedades tanto termoluminiscentes como por luminiscencia ópticamente estimulada en los cuales encontramos los cristales de Oxido de Aluminio dopado con Carbón ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ), siendo el material estándar de elección en un amplio rango de aplicaciones de dosimetría ambiental como personal debido a su:

- Alta sensibilidad intrínseca a la radiación ionizante.
- Respuesta OSL lineal con respecto a la dosis sobre 7 órdenes de magnitud, sin desvanecimiento de la información registrada por el material debido a la naturaleza profunda de las trampas.
- Excelente estabilidad en condiciones ambientales normales <sup>[14]</sup>.

Para este tipo de material dosimétrico se reportan diferentes usos como la verificación de dosis *in vivo* en braquiterapia utilizando una fuente de Iridio-192 en el rango de dosis de 0 Gy a 4 Gy usando un maniquí de agua sólida [15].

Sin embargo, su número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}} = 11.3$ ) causa que el material tenga una sobre respuesta para Rayos-X de baja energía por un factor de hasta 3.5 [16].

No obstante para este grupo de dosímetros (TL) existe un fenómeno conocido como desvanecimiento térmico de la luminiscencia en el cual se reduce la eficiencia de luminiscencia durante la lectura del dosímetro, causando así que la dosis calculada mediante la señal termoluminiscente difiera de la real, diferente a la calculada con la señal ópticamente estimulada en la cual siempre que la lectura sea llevada a cabo en un rango de temperatura en el que la eficiencia de la luminiscencia emitida por el material sea aproximadamente la unidad no existirá una variación de la luminiscencia durante la lectura. [18]

Además, al utilizar una técnica de lectura termoluminiscente se tienen diferentes inconvenientes como hacer un buen contacto térmico, minimizar los gradientes de temperatura, determinar con precisión la temperatura de la muestra (no del calentador), entre muchas otras. Pareciera ser que el principal problema de dicha técnica es el propio calentamiento de la muestra ya que el simple hecho de medir la señal luminiscente reduce la habilidad de medirla eficientemente y aunque el efecto no es considerable para algunos materiales y para otros es significativo, este siempre está presente. Además la emisión de luz emitida por el dosímetro, por unidad de dosis absorbida, es dependiente de la tasa de calentamiento, teniendo en cuenta que tasas de calentamiento mayores conducen a mayor pérdida de sensibilidad.

Por otra parte, entre muchos otros dosímetros que operan bajo el principio de luminiscencia ópticamente estimulada encontramos los de BeO los cuales muestran una alta sensibilidad a la radiación ionizante, así como un comportamiento lineal sobre seis ordenes de magnitud (de  $5 \mu\text{Gy} \sim 5 \text{Gy}$ ) y un número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}} = 7.2$ ) similar al del tejido biológico ( $Z_{\text{eff}} = 7.5$ ) [17].

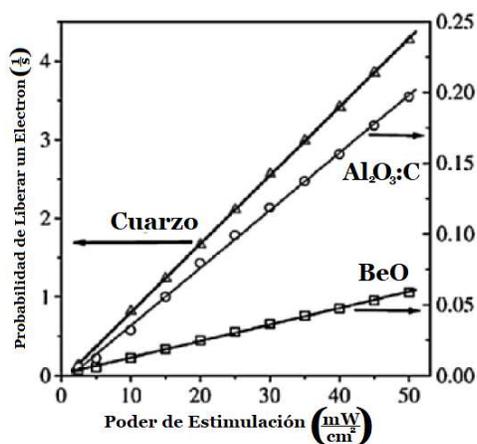


Figura 1. Probabilidad de Liberación de Electrones Atrapados

En la Figura 1 se muestra que, tanto para los dosímetros de BeO como los de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C, la probabilidad de que un electrón atrapado sea liberado al ser estimulado varía linealmente con la intensidad de estimulación <sup>[18]</sup>.

También existen reportes sobre el comportamiento de la señal luminiscente ópticamente estimulada para cristales de fluoruro de litio dopados con tierras raras y su relación con las curvas de brillo termoluminiscentes <sup>[11]</sup>, sin embargo, falta información sobre sus características OSL del material para poder ser usado en dosimetría personal.

## **2.2. CARACTERÍSTICAS DE OSL USADOS EN DOSIMETRÍA CLÍNICA**

Un material OSL usado en dosimetría clínica es deseable que conste de:

- Alta concentración de trampas presentes en la estructura cristalina del material.
- Alta eficiencia de la emisión de luz asociada con el proceso de recombinación.
- Espectro de estimulación simple, el cual permita obtener la interpretación de las lecturas de la forma más sencilla posible y en caso de ser un espectro complejo que el pico principal de absorción se encuentre bien definido.
- La luminiscencia emitida por el material deberá tener una buena respuesta por el sistema detector de lectura.

## **2.3. CARACTERÍSTICAS DE CRISTALES DE FLUORURO DE LITIO (LiF)**

Ya que todos los miembros de la familia de los haluros alcalinos, como el LiF, son candidatos para la dosimetría por luminiscencia del centro M <sup>[19]</sup>, se escogió al Fluoruro de Litio como material a caracterizar debido a:

- El cristal es comercialmente disponible en grandes cantidades debido a su uso como ventana óptica.
- Es casi equivalente a tejido ( $Z_{\text{effe}}=8.2$ ) en respuesta energética a fotones, haciéndolo un material ideal para aplicaciones de dosimetría de campo mixto.
- El centro M de absorción (443 nm) emite significativamente dentro del espectro visible (665 nm aproximadamente). <sup>[19]</sup>

Esta última característica simplifica la detección de la luminiscencia emitida por el cristal debido a que los tubos fotomultiplicadores que son sensibles al espectro de luz visible son fácilmente disponibles. Más aun, debido que la longitud de onda de estimulación difiere significativamente de la longitud de onda de emisión, las mediciones de la respuesta de dichos cristales puede llevarse a cabo simultáneamente con la excitación. <sup>[19]</sup>

Aunque en la actualidad se utilizan en dosimetría termoluminiscente dosímetros hechos a base de Fluoruro de Litio los cuales están dopados con diferentes materiales (LiF:Mg,Cu,Na,Si

y LiF:Mg,Cu,Si); los cuales fueron desarrollados por el Instituto Coreano de Investigación de Energía Atómica (KAERI) y han sido ampliamente explorados como materiales termoluminiscentes <sup>[20]</sup>, sin embargo investigaciones sobre sus propiedades por medio de luminiscencia ópticamente estimulada son escasas <sup>[21]</sup>.

Más aun, el interés en la técnica de lectura OSL es debido a que cuando la señal es extraída con una técnica de lectura termoluminiscente la información dosimétrica guardada por el material es completa o parcialmente borrada por lo que cada medida del cristal será diferente una de otra, de esta forma utilizando una técnica de lectura por luminiscencia ópticamente estimulada, el material puede ser leído múltiples veces permitiendo así una menor incertidumbre en la medición realizada y obteniendo una mejor precisión en el cálculo de la energía absorbida por el material <sup>[22]</sup>.

## **2.4. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿Será posible obtener información dosimétrica útil al excitar cristales de Fluoruro de Litio sin dopar, previamente expuestos a radiación ionizante, por medio de estimulación óptica?

## **2.5. HIPÓTESIS**

Debido al buen comportamiento del material como dosímetro termoluminiscente y al hecho que en la estructura cristalina del material se producen defectos debido a la exposición de este a radiación ionizante, podremos encontrar información dosimétrica de interés para el campo clínico.

## **2.6. OBJETIVOS GENERALES**

Caracterizar la respuesta luminiscente en cristales de Fluoruro de Litio para evaluar su uso potencial en el campo clínico.

## **2.7. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Montar y verificar el sistema de lectura OSL.
- Irradiar a una dosis considerable los cristales (10Gy) y separar aquellos con misma respuesta luminiscente.
- Irradiar los cristales de Fluoruro de Litio a energías y dosis utilizadas en radioterapia.
- Leer la respuesta de los cristales previamente irradiados utilizando la técnica de luminiscencia ópticamente estimulada de onda continua.
- Obtener el espectro de emisión de los cristales de Fluoruro de Litio.
- Obtener la estabilidad del cristal en condiciones de laboratorio estándar.
- Determinar el rango de dosis para el cual el comportamiento de la respuesta es lineal.

- Determinar la dependencia energética respecto a la respuesta de los cristales.
- Evaluar el desvanecimiento de la señal de los cristales previamente irradiados.
- Evaluar su reusabilidad.

## Capítulo 3. MARCO TEÓRICO

### 3.1. LUMINISCENCIA ÓPTICAMENTE ESTIMULADA

El principio físico de la luminiscencia ópticamente estimulada consta de la emisión de luz transitoria emitida por un material, el cual previamente fue excitado típicamente por la exposición a radiación ionizante, durante su exposición a una cierta longitud de onda la cual en la mayoría de los casos es luz visible.

Estos pueden ser tanto materiales aislantes como semiconductores los cuales contienen defectos o impurezas presentes en su estructura cristalina. Así al incidir radiación ionizante sobre el cristal, esta coloca a el cristal en un estado meta-estable caracterizado por electrones y agujeros (cargas virtuales positivas que consisten de estados vacíos en una banda energética completamente llena) atrapados por separado en los defectos de la red cristalina. Durante el proceso de luminiscencia ópticamente estimulada, la energía óptica estimula la liberación de dichos electrones y agujeros de los centros de captura, lo que resulta en la recombinación de estos y la excitación de los centros de luminiscencia en el cristal; de esta manera podemos decir que la OSL consiste de la emisión de fotones cuando estos centros de luminiscencia excitados decaen a su estado base debido a la estimulación con energía óptica.

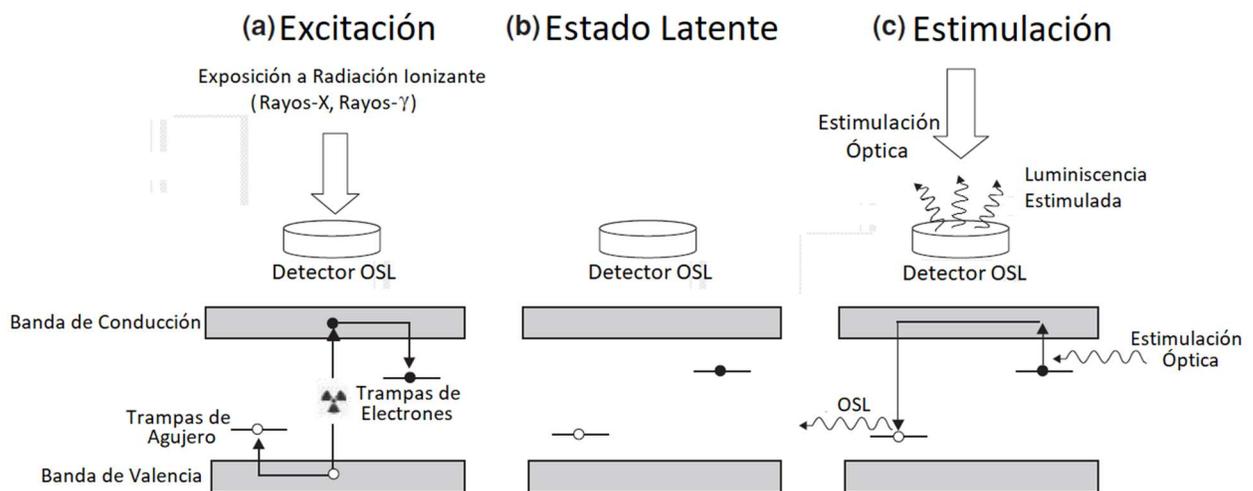


Figura 2. Etapas en el proceso de luminiscencia ópticamente estimulada

De este modo la cantidad de energía absorbida y registrada en principio deberá de ser directamente proporcional a la intensidad de luz emitida por el material cuando este es estimulado ópticamente.

En la Figura 2. Se describe el proceso OSL, (2.a) en primera instancia el material es expuesto a radiación ionizante, de esta manera la energía depositada en el material causa ionización y excitación en los electrones, por lo que algunos de estos son promovidos a la banda de conducción, donde pueden moverse libremente dejando un hueco en la banda de valencia el cual también puede moverse libremente.

Hay una probabilidad que dichos electrones libres y huecos llegaran a ser atrapados en defectos presentes en la banda prohibida de la estructura cristalina del material, los cuales son creados ya sea por impurezas o bien inducidos por la propia exposición a la radiación ionizante.

Después de la exposición del material a radiación ionizante se presenta un periodo de latencia (2.b) el cual es caracterizado por una concentración meta-estable de electrones y huecos atrapados. Si el pozo de potencial asociado con los defectos de la estructura cristalina es suficientemente profundo entonces la probabilidad de escape, de las cargas atrapadas, inducido ópticamente será despreciable en condiciones ambientales normales. Esta relativamente estable concentración de electrones y huecos atrapados se encuentra relacionada con la energía absorbida por el cristal durante el proceso de excitación.

Posteriormente la información guardada en la estructura cristalina del material puede ser leída por medio de estimulación con luz (2.c), de esta manera un fotón con una cierta longitud de onda ( $\lambda_{stim}$ ) promueve el electrón atrapado a la banda de conducción. Una vez en la banda de conducción el electrón es libre de moverse y pudiera encontrarse con un hueco llevando al electrón a su estado base y emitiendo un fotón de cierta longitud de onda ( $\lambda_{OSL}$ ).<sup>[18]</sup>

### **3.2. TIPOS DE DEFECTOS EN CRISTALES**

El proceso OSL en cristales existe debido a niveles energéticos introducidos en la banda prohibida por la presencia de defectos en la estructura cristalina del material. Dichos defectos son violaciones en la periodicidad de la superficie cristalina, algunos ejemplos son átomos faltantes en ciertos puntos de la red (vacancias), átomos adicionales entre los puntos de la red cristalina (intersticiales), átomos extraños que reemplazan a los átomos de la red (impurezas), así como otros defectos extendidos tales como dislocaciones.<sup>[23]</sup>

Los defectos formados por desplazamientos de átomos propios de la estructura cristalina son conocidos como defectos intrínsecos, mientras que los defectos formados por átomos diferentes a los presentes en la estructura cristalina son conocidos como defectos extrínsecos o impurezas.

Los defectos pueden ser introducidos como resultado de algún dopaje en el proceso de crecimiento del cristal o bien después de este y por la exposición a partículas energéticas o fotones. Por ejemplo, para un cristal en equilibrio termodinámico a una cierta temperatura existe una probabilidad de que un átomo regular en la estructura cristalina sea desplazado a una posición intersticial, resultando en un defecto intrínseco el cual consiste de una vacancia más un átomo intersticial (defecto Frenkel). La concentración de este tipo de defectos incrementa con la temperatura en un factor de:

$$e^{\frac{-W}{2T}} \dots \textcircled{1}$$

Dónde:  $W \rightarrow$  es la energía requerida para llevar a un átomo de la estructura cristalina y colocarlo en una posición intersticial.

De esta forma un cristal calentado cerca de su temperatura de fusión y rápidamente enfriado a temperatura ambiente pudiera tener una gran concentración de defectos intrínsecos.

Un defecto que ha sido ampliamente estudiado en cristales haluro alcalinos (LiF, NaCl, KCl, etc) y el cual es de interés en algunos materiales OSL es el centro F. Este centro recibe su nombre de la palabra alemana "*Farbzentren*" (la cual significa centro de color), debido a que este defecto es el responsable en la coloración de cristales haluro alcalinos de alta pureza calentados en presencia de vapor de su catión metálico. <sup>[24]</sup>

El centro F, para el caso de cristales haluro alcalinos, es un defecto intrínseco el cual consiste de un electrón no apareado, haciendo al cristal paramagnético.

No obstante aunque es el primer defecto que presenta una banda de absorción detectable debido a la exposición a radiación ionizante de cristales haluro alcalinos y que además presenta la concentración de defectos producidos por radiación más grande, sus propiedades físicas imposibilitan su uso para cuantificar la exposición a radiación ionizante usando técnicas luminiscentes, ya sea por medios ópticos o térmicos, debido a que la luminiscencia proveniente de dicho defecto (F) es térmicamente inestable por debajo de la temperatura ambiente. <sup>[19]</sup>

Por otro lado cuando se incrementa la exposición a la radiación ionizante comienza a aparecer un segundo defecto causado por radiación (centro M), dicho defecto implica un arreglo Stokes permitiendo que la luminiscencia emitida sea observada a una longitud de onda significativamente diferente de la luz de excitación. <sup>[19]</sup>

### 3.3. NIVELES DE DEFECTOS

En un cristal los electrones en la banda de conducción pueden comportarse como cargas libres, es decir son libres de moverse a lo largo de toda la estructura atómica del cristal. De esta manera como los defectos introducen un campo eléctrico local, este pudiera ser pensado como niveles energéticos localizados en la parte superior e inferior de la banda prohibida.

Los niveles energéticos cercanos a la banda de conducción actúan como trampas para electrones mientras que los niveles cercanos a la banda de valencia actúan como trampas para los huecos. Los niveles en la región intermedia de la banda prohibida actúan como centros de recombinación. En la ausencia de estimulación óptica o térmica la concentración de huecos y electrones atrapados puede permanecer estable durante largos periodos de tiempo.

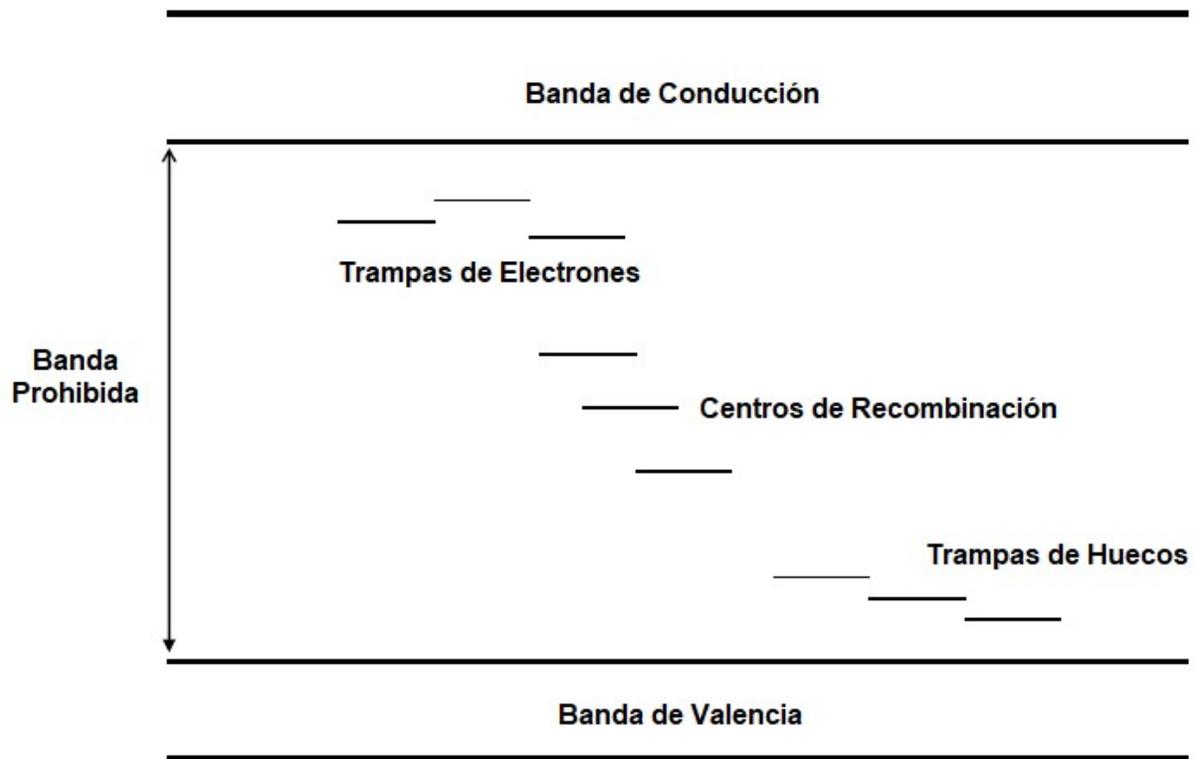


Figura 3. Niveles energéticos localizados, introducidos por defectos en la red cristalina

### 3.4. ESTIMULACIÓN ÓPTICA DE LAS CARGAS ATRAPADAS

La estimulación óptica del cristal pudiera resultar en la liberación de las cargas atrapadas inducidas por radiación ionizante resultando en un proceso OSL. En este proceso también existe la posibilidad de que la carga liberada sea re atrapada por alguna otra trampa de electrones, tal como se representa en la Figura.4.

La probabilidad de transición óptica  $P$  puede ser expresada en términos de la sección eficaz de fotoionización ( $\sigma$ ), la cual es definida como la probabilidad de fotoionización por unidad de tiempo por átomo por el flujo de fotones incidentes ( $\phi$ ), es decir:

$$P = \sigma \cdot \phi \quad \dots \textcircled{2}$$

La sección eficaz de fotoionización tiene una energía límite ( $E_i$ ) por abajo de la cual su valor es cero.

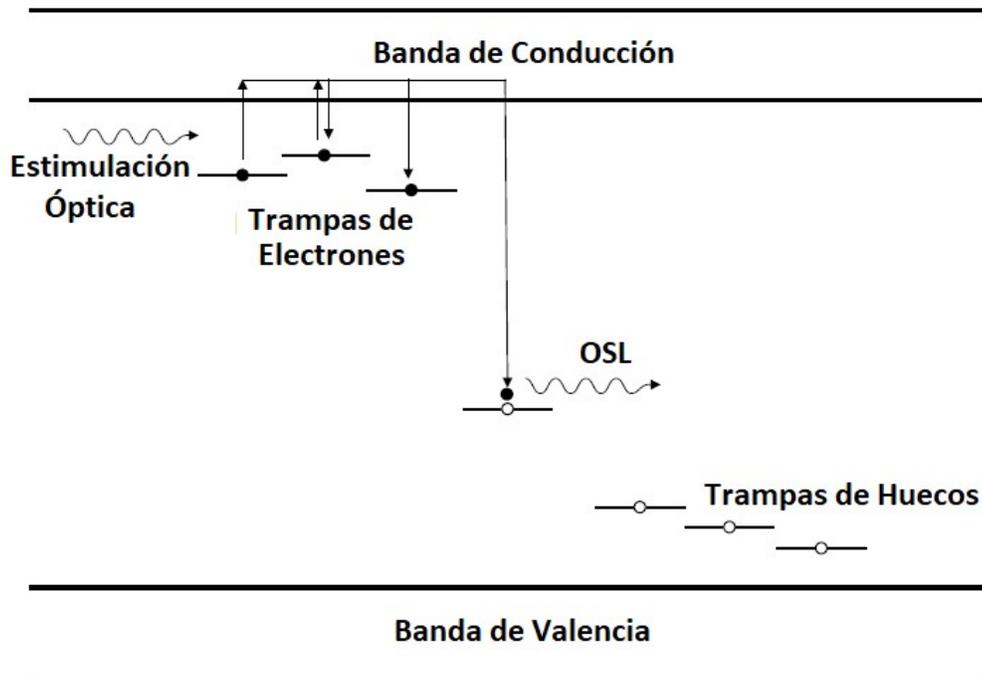


Figura 4. Transición electrónica posible seguida de la estimulación óptica de los electrones

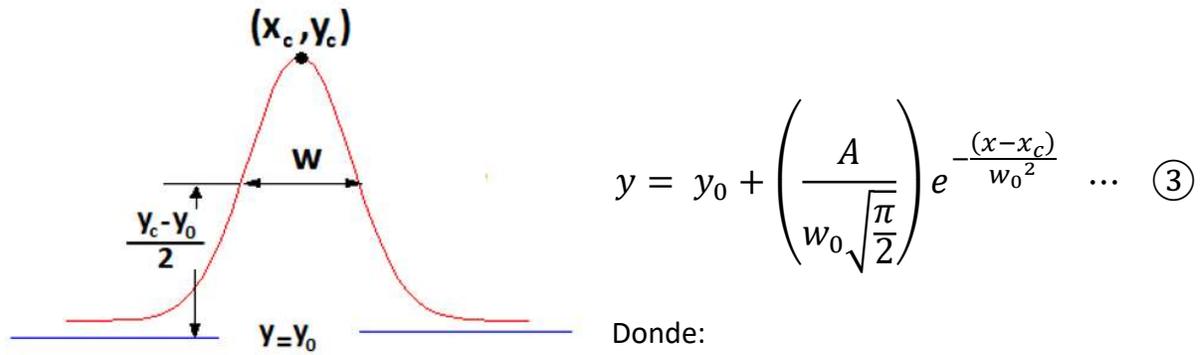
### 3.5. MÉTODO SAVITZKY-GOLAY

Descrito por primera vez en 1964 por Abraham Savitzky y Marcel J. E. Golay, es un método digital que suaviza un conjunto de datos con el propósito de incrementar la relación señal ruido y sin distorsionar la señal en lo posible, esto se logra por medio de un proceso conocido como convolución, ajustando sub conjuntos sucesivos de puntos adyacentes con un polinomio de bajo grado por el método lineal de mínimos cuadrados. Así cuando los puntos son equidistantes, se puede encontrar una solución analítica en forma de un solo conjunto de “coeficientes de convolución” los cuales posteriormente se aplican a cada sub conjunto de datos para encontrar una estimación de la señal suavizada. [25]

La principal ventaja, y por lo que fue elegido como el método para suavizar los espectros, es que la aproximación tiende a preservar características de la distribución inicial tal como los máximos y mínimos relativos, así como el ancho de los picos.

### 3.6. AJUSTE DE LOS ESPECTROS

Para el ajuste de los espectros, una vez suavizados, se escogió una función compuesta por 3 curvas gaussianas, dicha función es de la forma:



$x_c$  → Posición del pico principal en el eje x

$y_c = y_0 + \left( \frac{A}{w \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \right)$  → Posición del pico principal en el eje y

$w_0$  → Aproximadamente 0.849 la anchura a la mitad de la altura del pico

## Capítulo 4. METODOLOGÍA

### 4.1. INFRAESTRUCTURA Y APOYO TÉCNICO DISPONIBLE

- Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México. Asesoría sobre el manejo del mismo por parte del Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López.
- Acelerador Lineal Modelo “Silhouette” y equipo dosimétrico, así como asesoría y capacitación por parte del físico médico M. en C. Jorge Omar Hernández Oviedo sobre su manejo y uso en el Hospital General de México “Dr. Eduardo Liceaga”.

#### 4.1.1. MATERIALES

- Acelerador Lineal Modelo Silhouette marca Varian.  
Energías de fotones de 6MV y 10MV.
- Cámara de Ionización Semiflex.  
Geometría Cilíndrica.

- Espectrofotómetro Stellarnet.  
Rango de detección de 200nm-1100nm.
- Filtro pasa altos.  
500nm.
- Láser ThorLabs.  
Longitud de Onda de 445nm.
- Placas de Agua Sólida.

## 4.2. CARACTERIZACIÓN DE LA LUZ LÁSER DE ESTIMULACIÓN

Para estimular la respuesta luminiscente de los cristales de Fluoruro de Litio previamente expuestos a radiación ionizante se utilizó un láser ThorLabs de 120mW de potencia y con una longitud de onda de 450nm, lo cual se corroboró tomando un espectro de la longitud de onda de dicho láser obteniendo su pico centrado en  $445\text{nm} \pm 2\text{nm}$ .

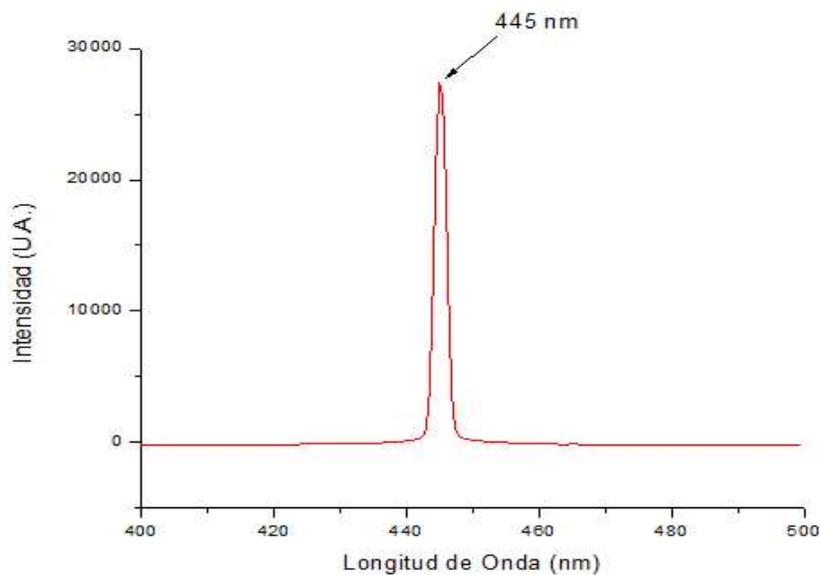


Figura 5. Espectro de la fuente de estimulación (centrado en 445nm)

Además se midió la estabilidad del láser, obteniendo un espectro cada 10 segundos, graficando la intensidad contra el tiempo de adquisición durante la primera media hora de uso, obteniendo una buena estabilidad de este después de los 3 minutos de encendido, con una variación de  $\pm 1\%$ .

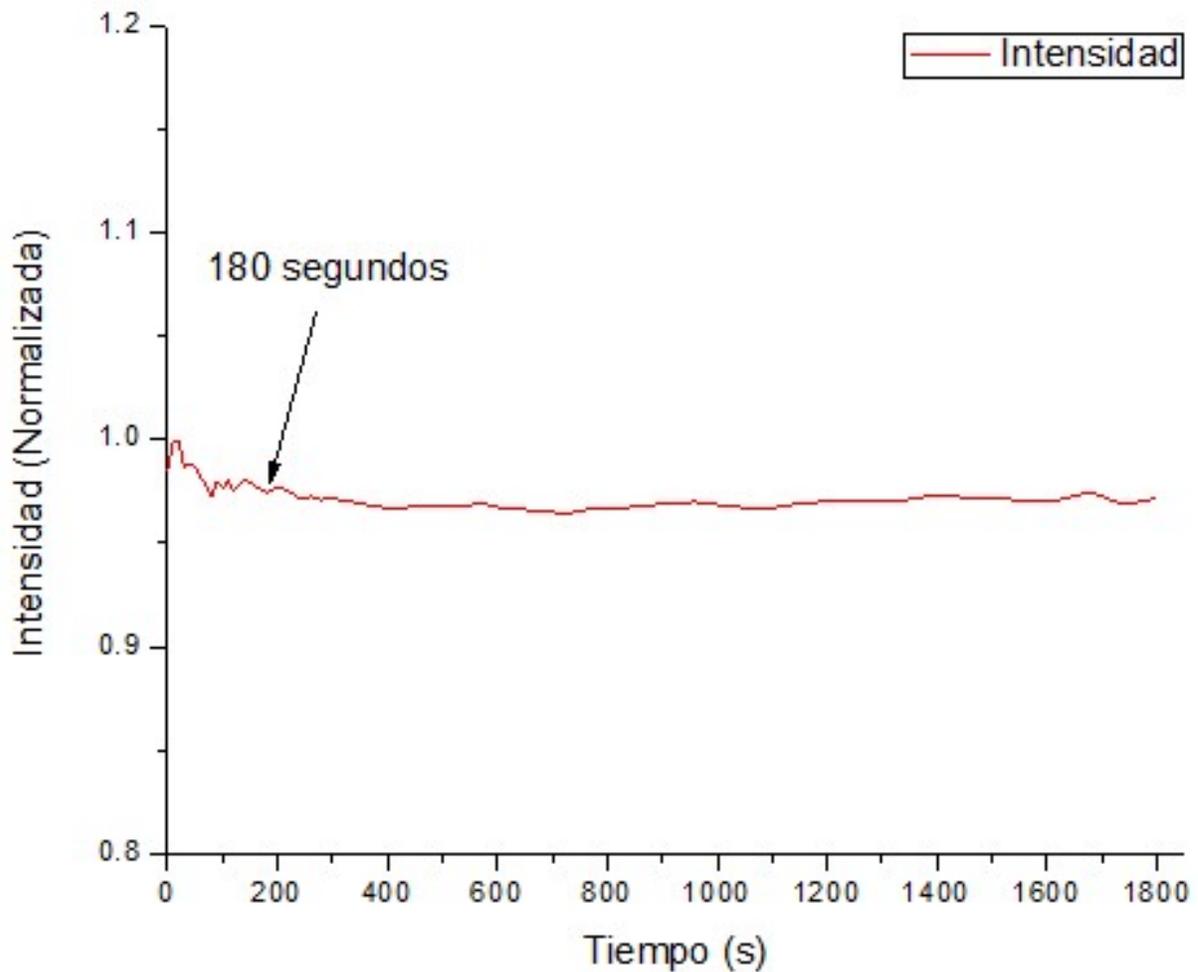


Figura 6. Estabilidad de la fuente de estimulación dentro de los primeros 30 minutos después de ser encendido

Con esto en mente se dejó un periodo de estabilización para el láser de 4 minutos y los cristales se comenzaron a estimular después de este tiempo de haber encendido la fuente de luz láser. El periodo de tiempo en el que se registró la estabilidad del láser fue de 30 minutos ya que leer los cristales tomó aproximadamente 15 minutos.

### 4.3. MONTAJE DEL SISTEMA ÓPTICO DE LECTURA

Para la lectura de los cristales, se utilizó un espectrofotómetro marca estellarnet con rango de detección de 200nm hasta 1100nm con tamaño de paso de 0.5nm, además fue colocado un filtro pasa altos (500nm) frente a la apertura del detector con el fin de discriminar entre la luz de emisión de la de estimulación, se incidió luz láser de 445nm y para cada cristal se tomaron 3 espectros.

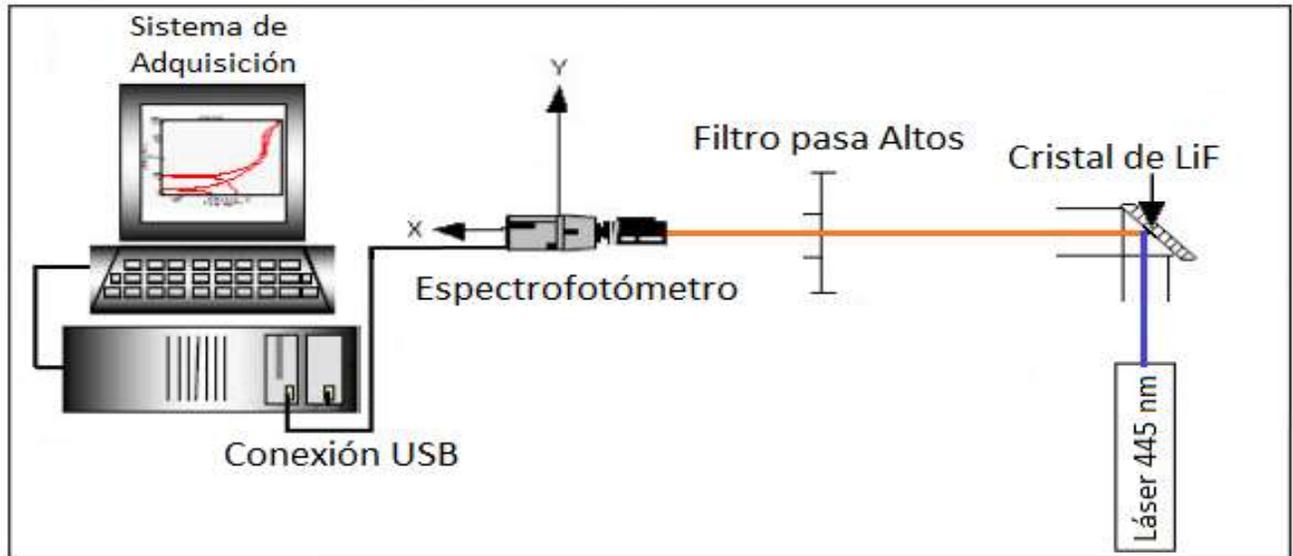


Figura 7. Arreglo de Lectura

#### 4.4. IRRADIACIÓN DE LOS CRISTALES

Los cristales para su irradiación se colocaron a la profundidad de dosis máxima correspondiente para cada energía (1.5cm para fotones de 6MV y 2.5cm para fotones de 10MV, obtenida de los PDD del equipo proporcionados por el departamento de radio-oncología (Figura 49)), con tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , a una distancia fuente-superficie de 100cm y por debajo de estos se colocaron 10cm de agua sólida para proporcionar suficiente retrodispersión (Figura 8).

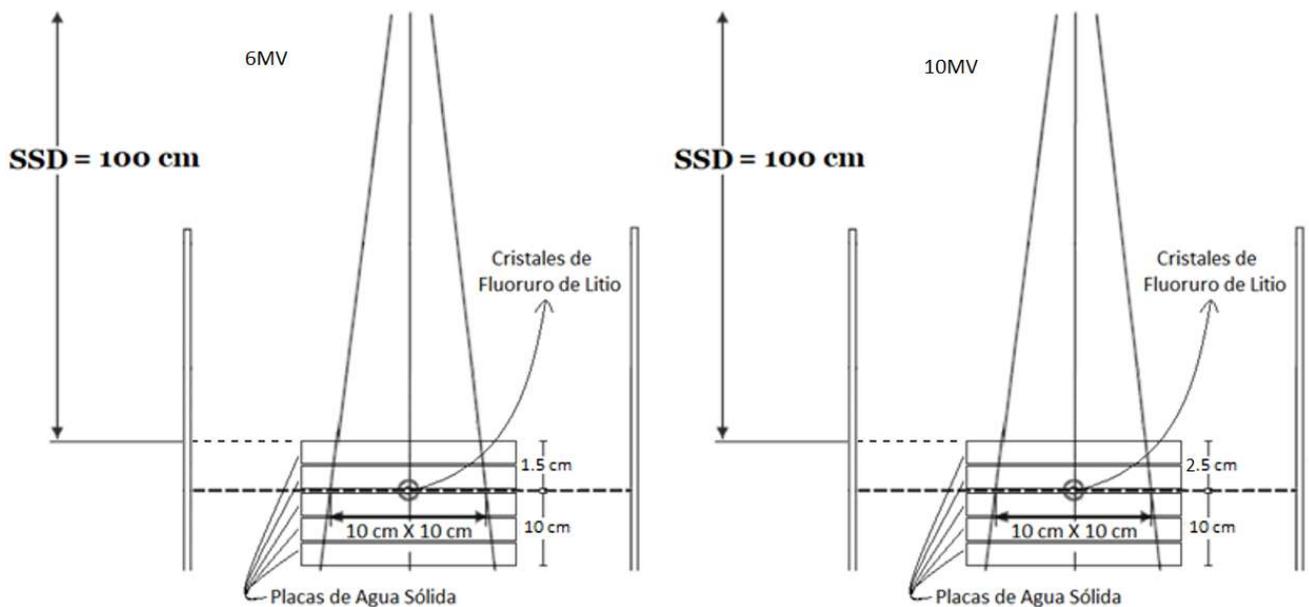


Figura 8. Configuración para la irradiación de los cristales

## 4.5. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

A fin de conocer la respuesta luminiscente intrínseca de cada cristal, se irradió todo el lote a una misma dosis con el fin de separar estos por respuesta luminiscente, obteniendo para los cristales I y II, y para los cristales III y IV respuestas similares, de esta manera se obtuvo la curva de calibración para cada cristal y se analizó también por grupos.

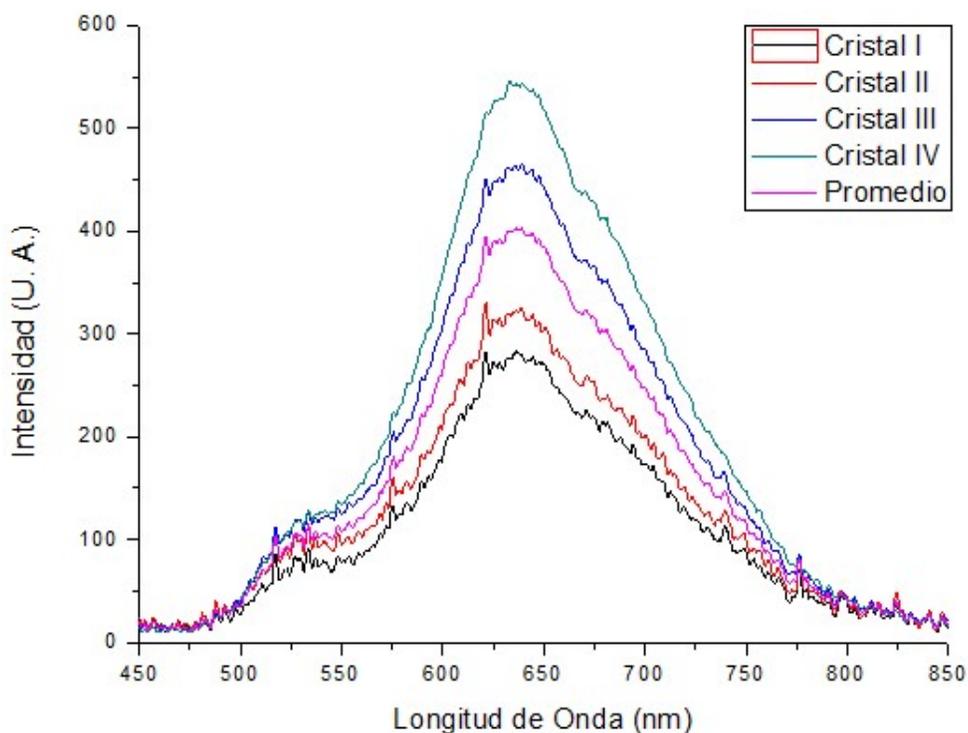


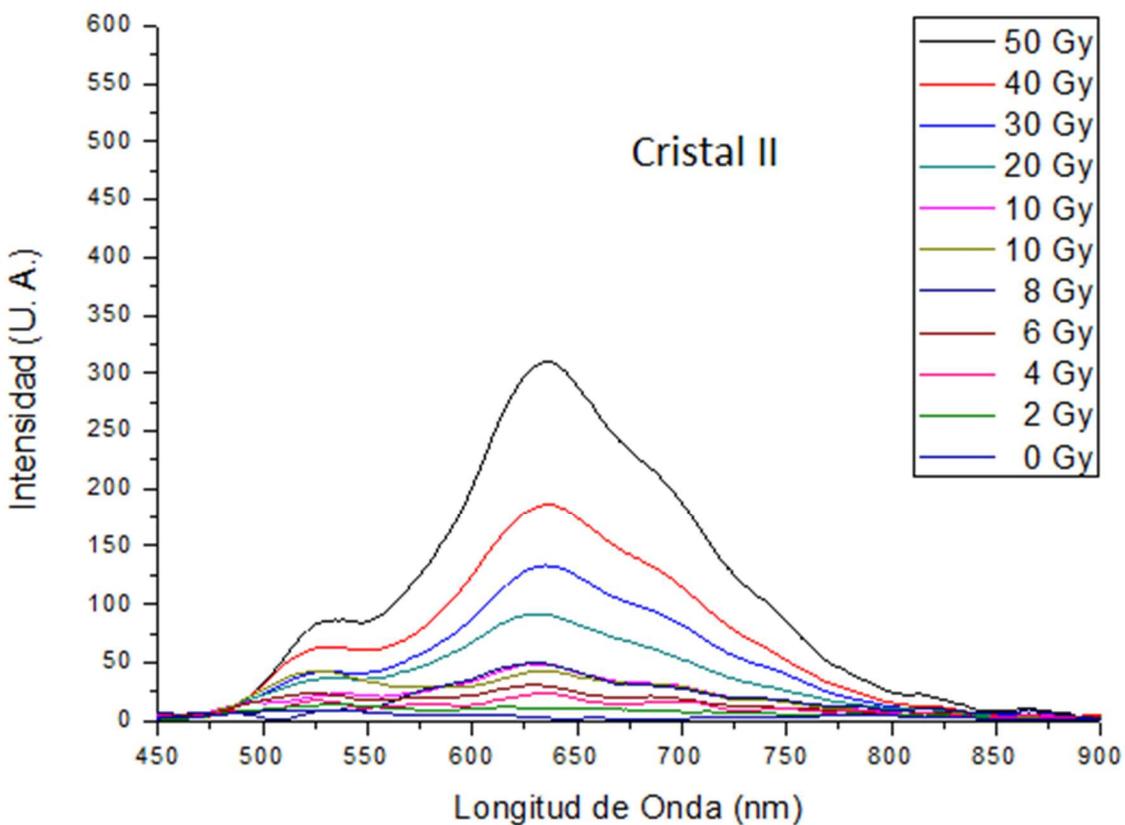
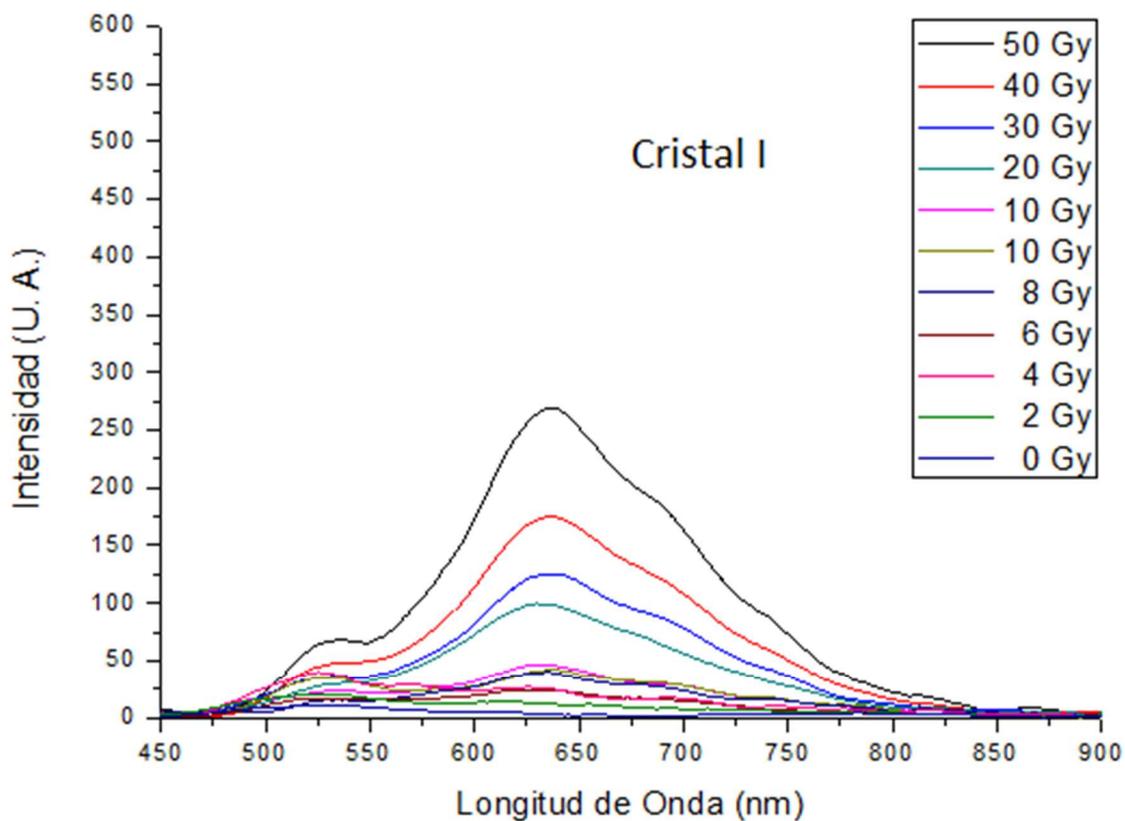
Figura 9. Respuesta luminiscente de los cristales

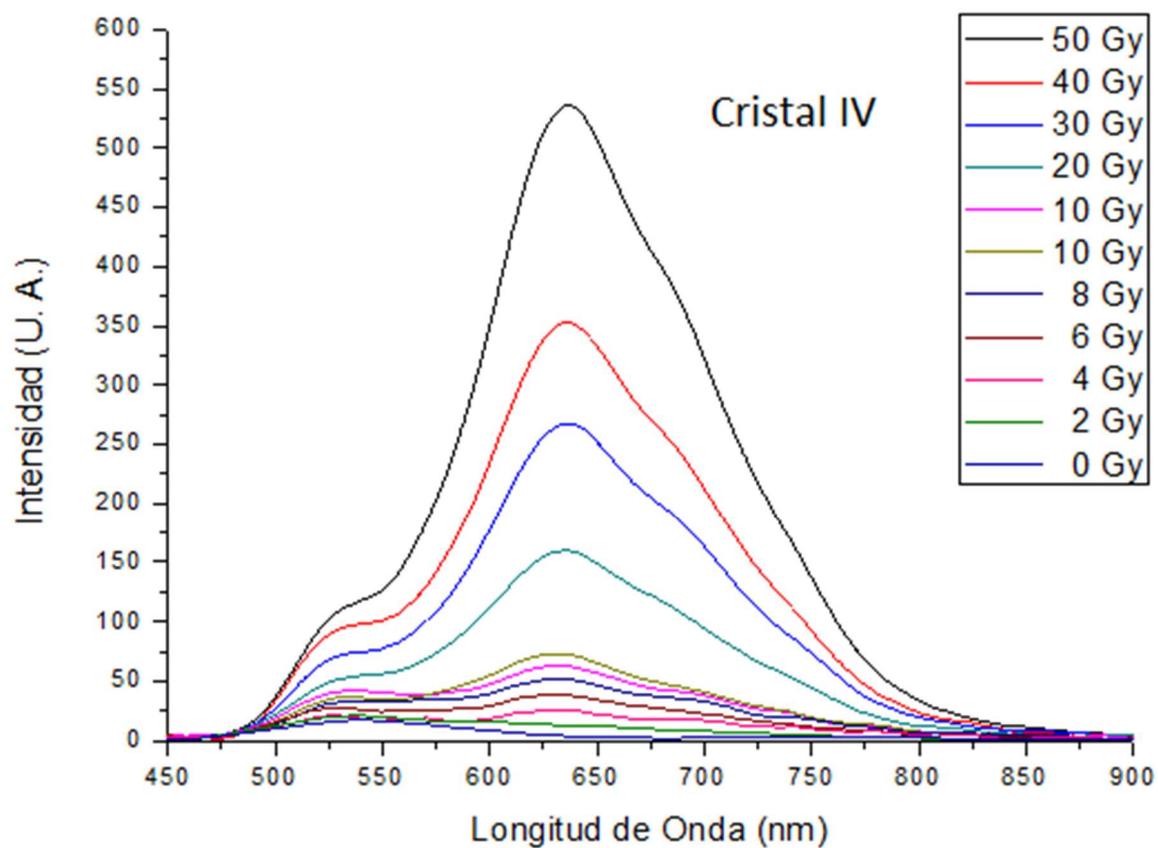
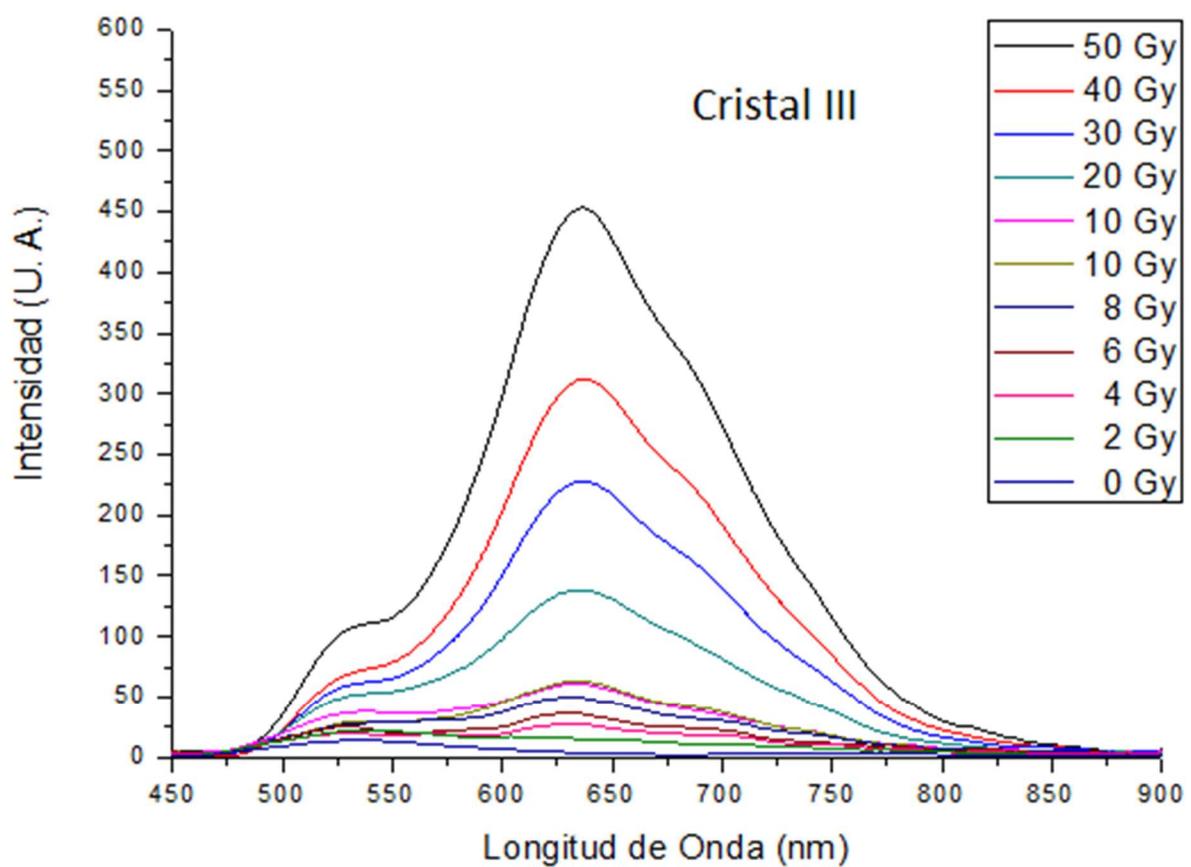
Posteriormente con el factor de calibración del equipo para cada energía (Tabla 9) se calcularon las unidades monitor necesarias para depositar las siguientes dosis a profundidad de dosis máxima ( $D_{MAX}$ ), obteniendo:

Tabla 3. Unidades Monitor entregadas para cada energía en  $D_{MAX}$

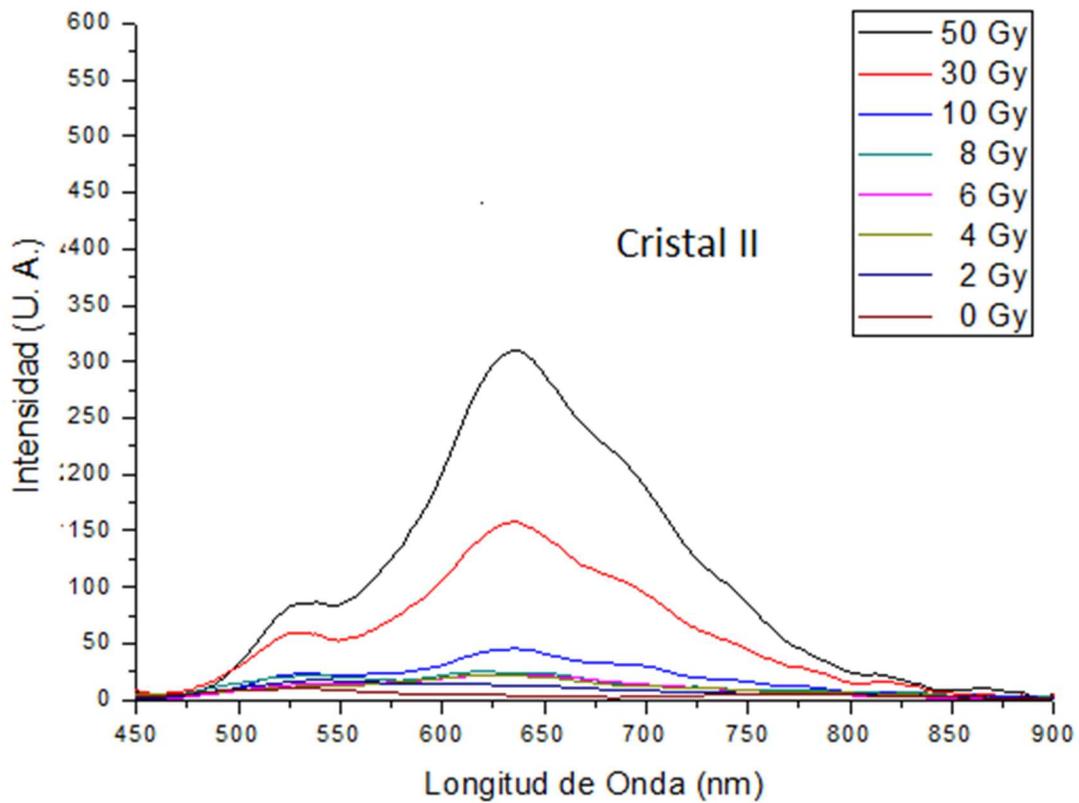
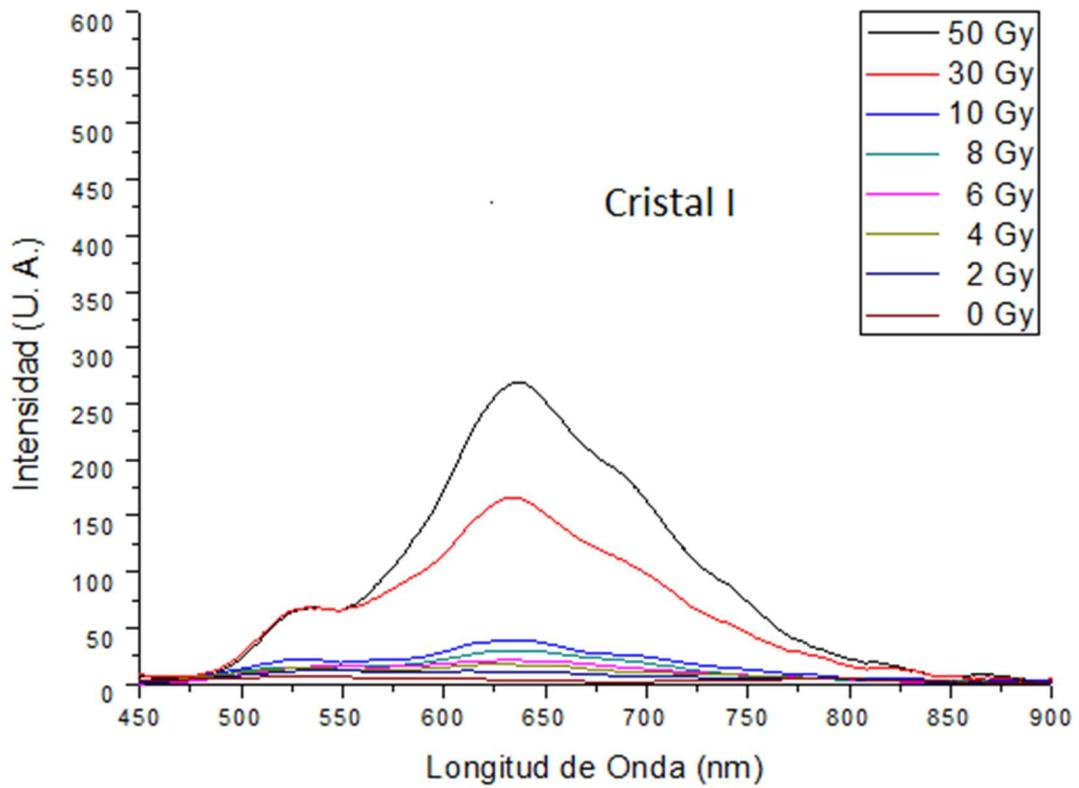
Dosis (cGy)	UM para energía de 10MV	UM para energía de 6MV
5000	5015	4941
4000	4012	-----
3000	3009	2964
2000	2006	-----
1000	1003	988
800	802	791
600	602	593
400	401	395
200	201	198

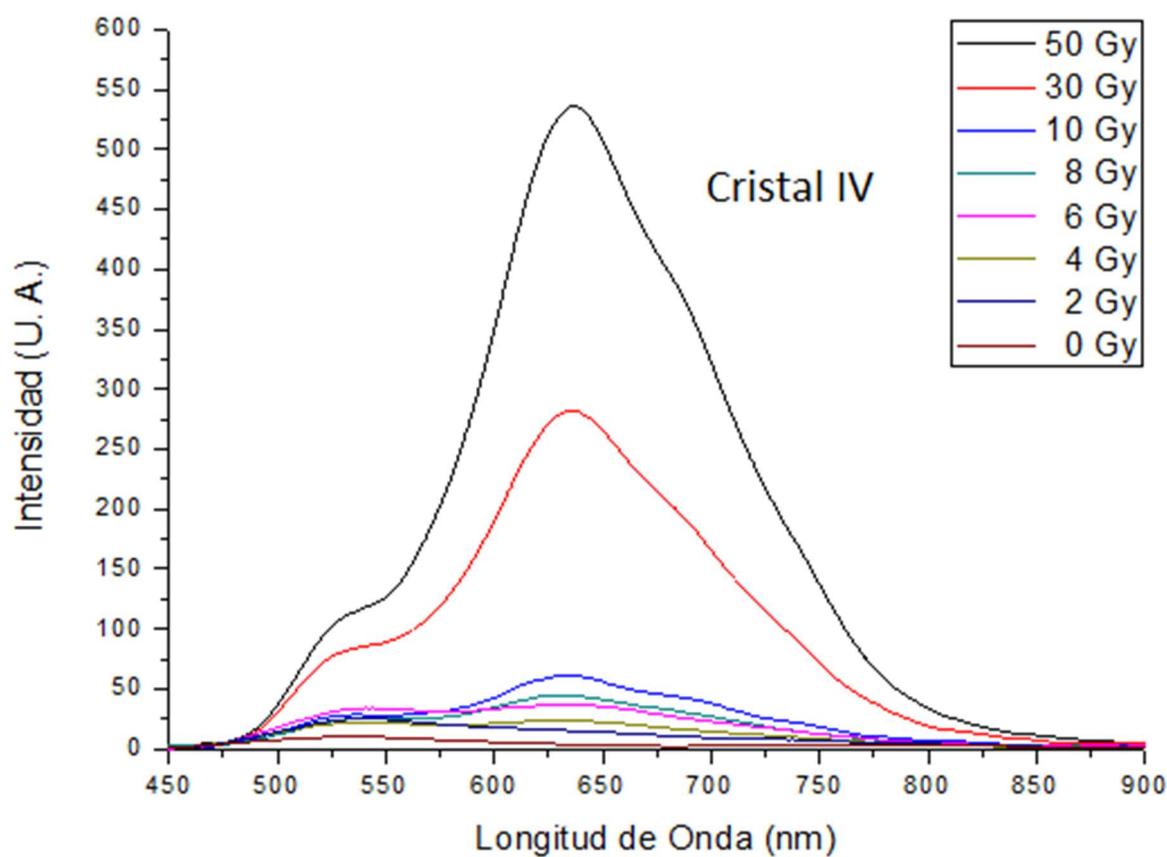
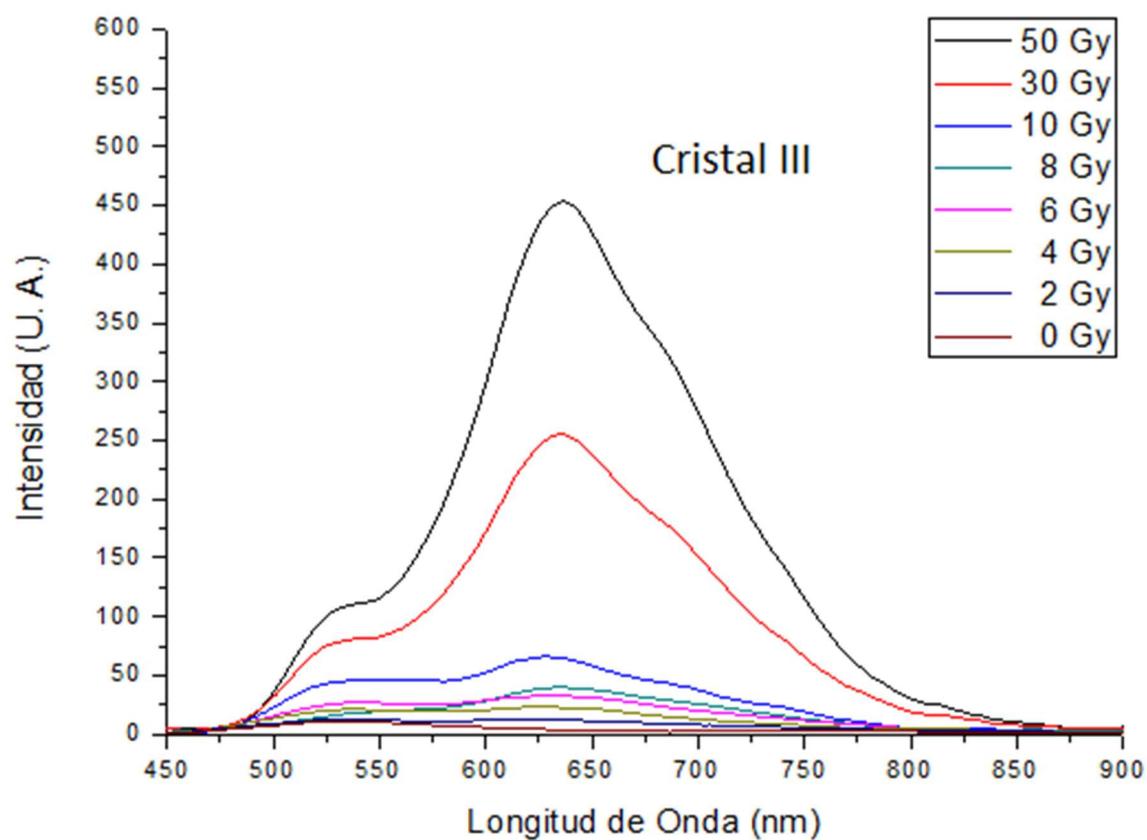
Obteniendo para los cristales irradiados con fotones de 10MV los siguientes espectros:





Para los cristales irradiados con fotones de 6MV se obtuvo:





Para los anteriores espectros se observa la forma de una función gaussiana, por lo que se le ajustó a una función compuesta por la contribución de tres curvas gaussianas independientes las cuales, posteriormente analizando la ubicación de los picos (Anexo 1) se obtuvo que se encuentran centradas en:

Tabla 4. Ubicación de los picos del espectro de emisión del LiF

<b>Pico I</b>	630nm $\pm$ 2.2nm (0.4%)
<b>Pico II</b>	652.5nm $\pm$ 5.3nm (0.8%)
<b>Pico III</b>	525.4nm $\pm$ 2.3nm (0.4%)

Una vez obtenida la función de ajuste se calculó el área bajo la curva para cada componente gaussiana y para todo el espectro en conjunto. Se graficó el área bajo la curva con respecto a la dosis a la que fue expuesto el cristal, obteniendo para los cristales irradiados con energía de 10MV:

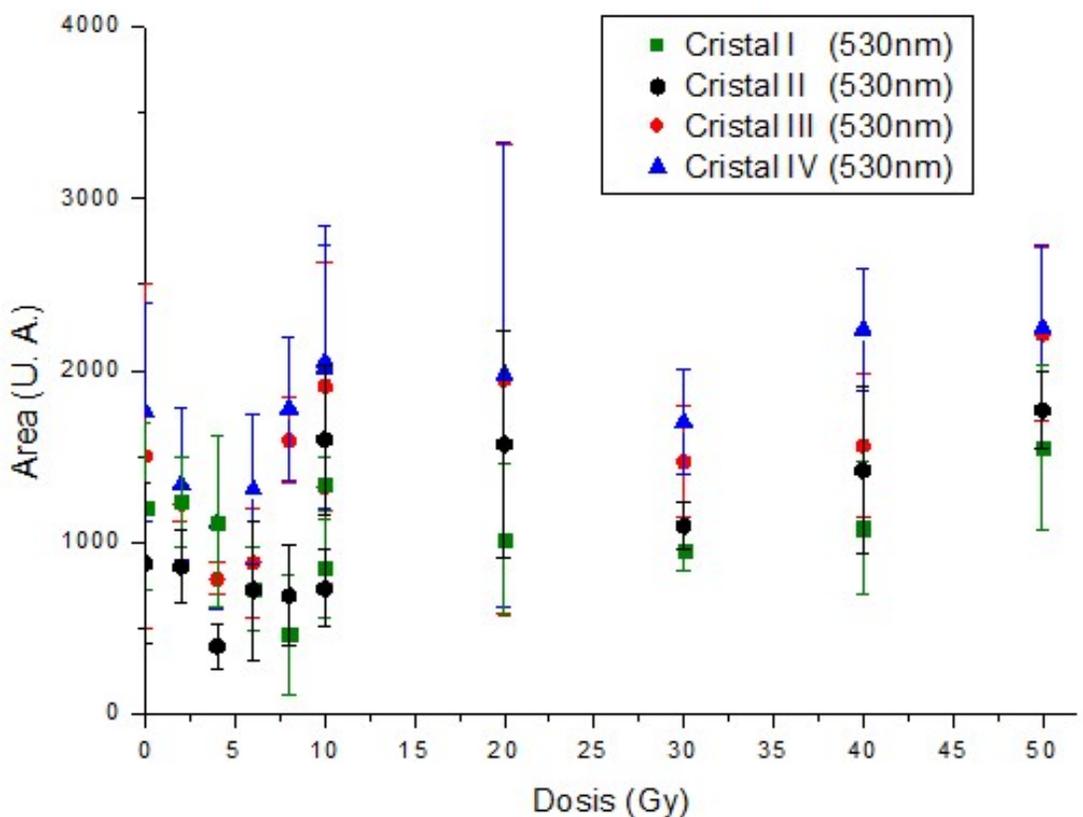


Figura 10. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm

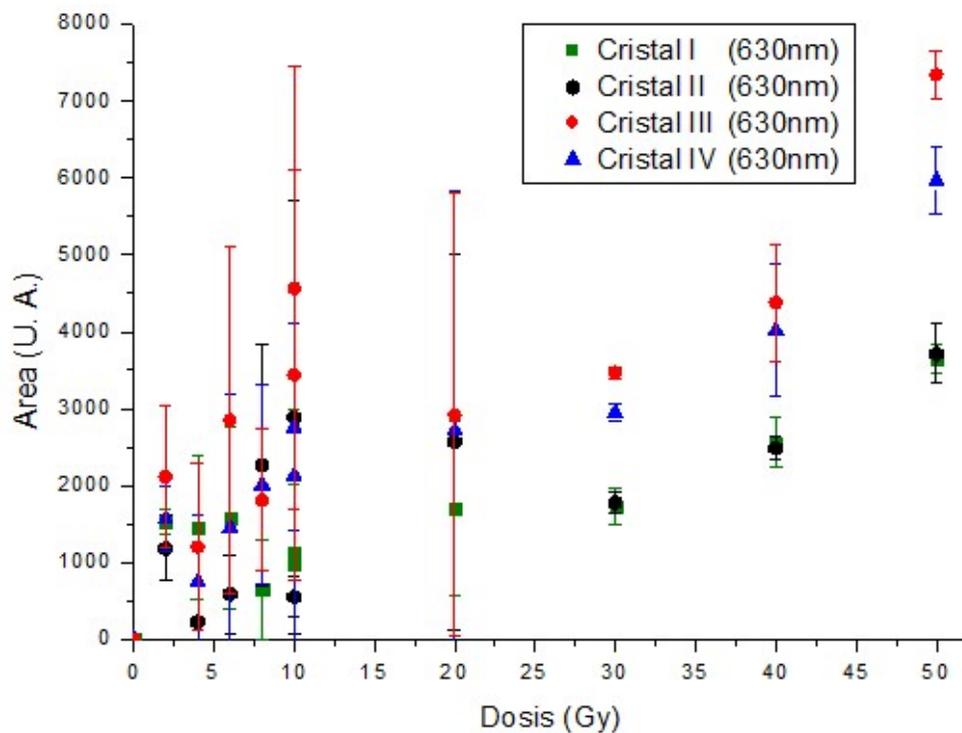


Figura 11. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm

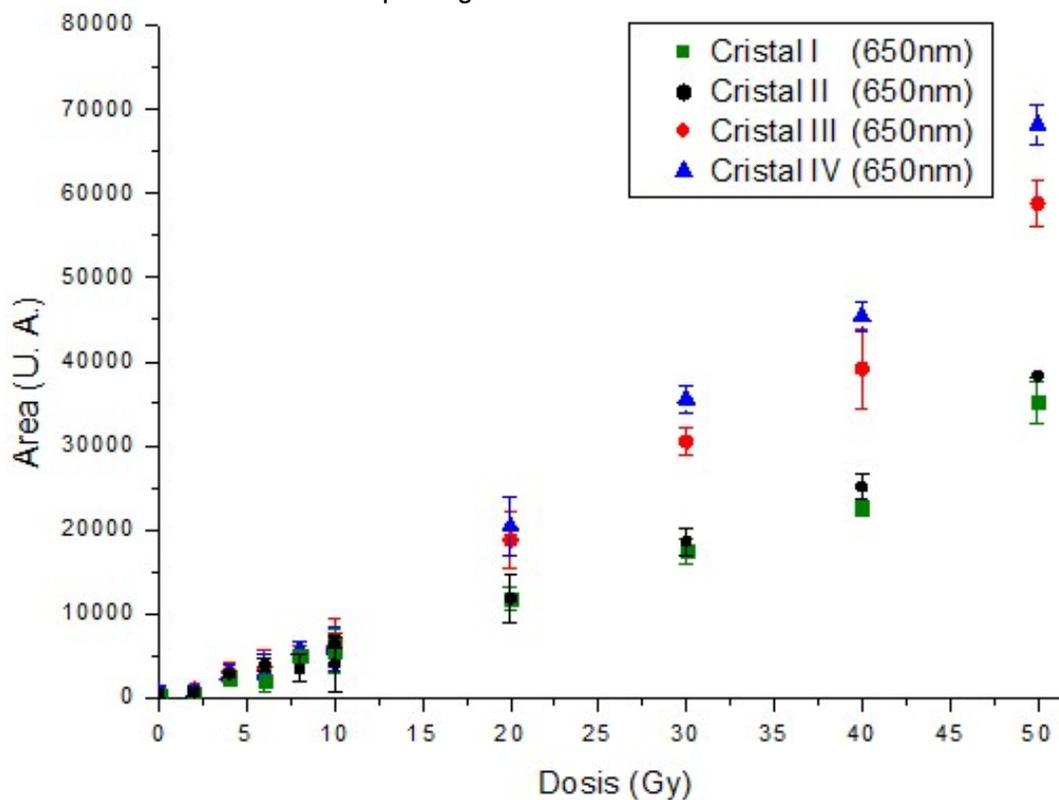


Figura 12. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm

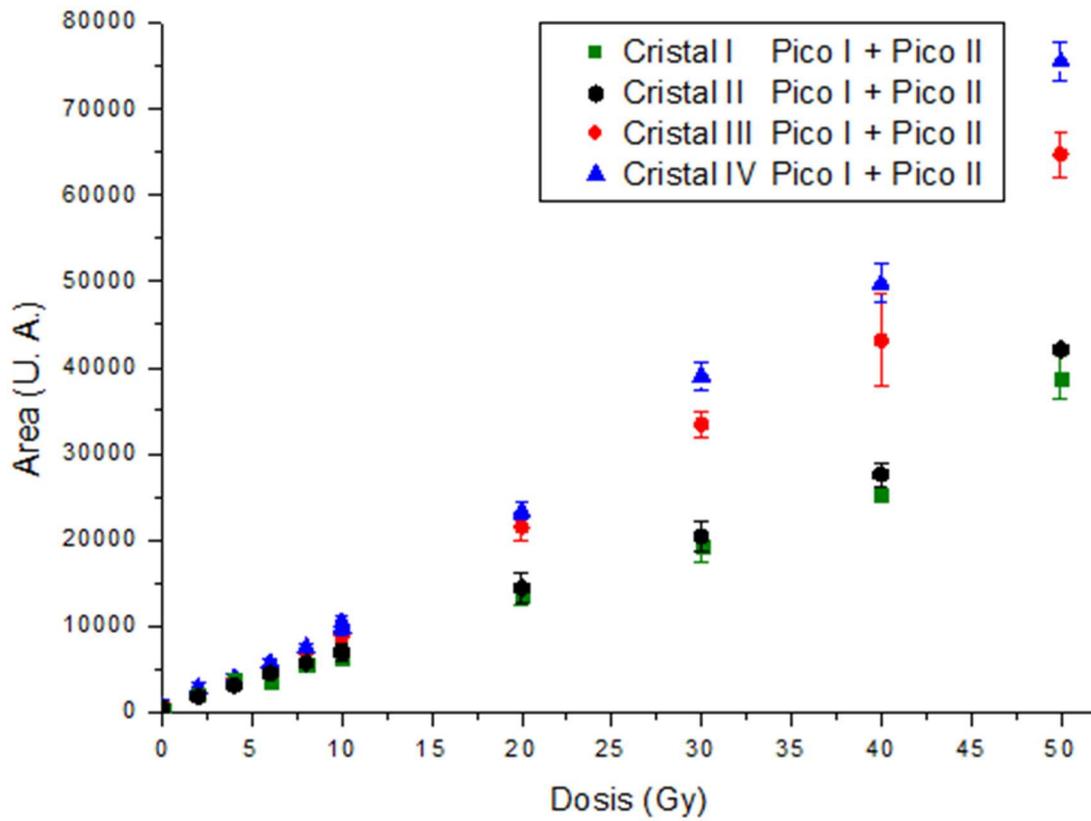


Figura 13. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm

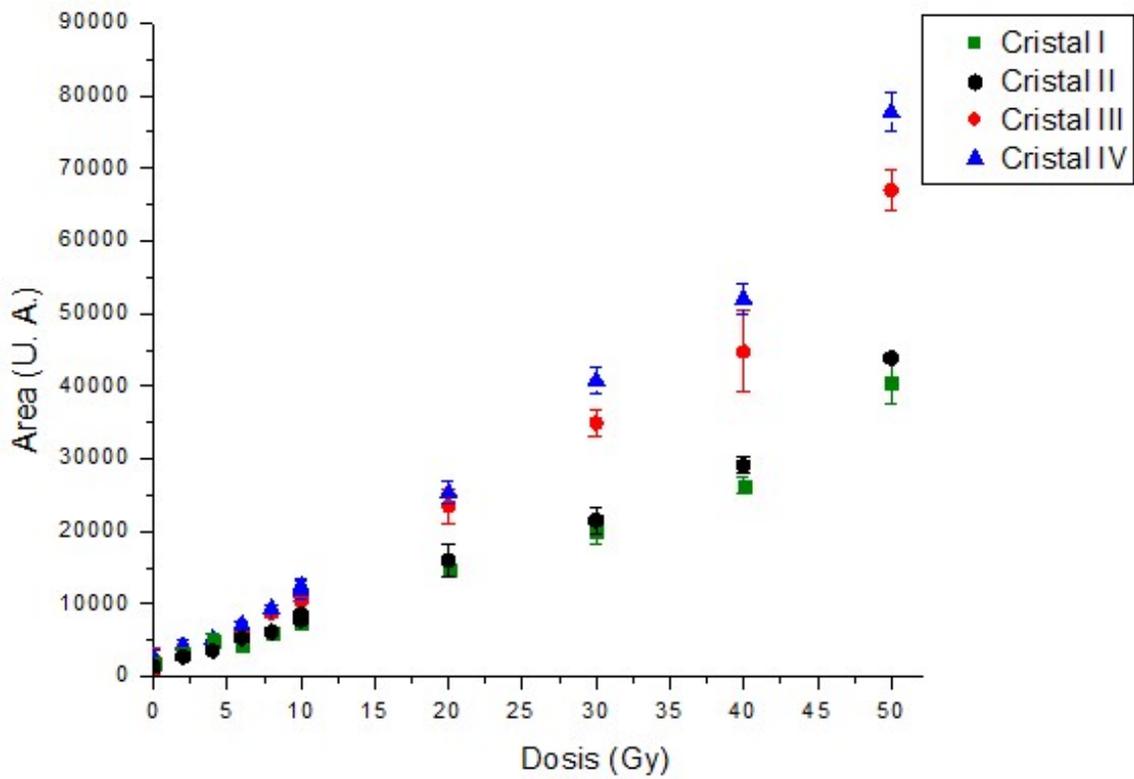


Figura 14. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para todo el espectro

Para los cristales irradiados con energía de 6MV se obtuvo:

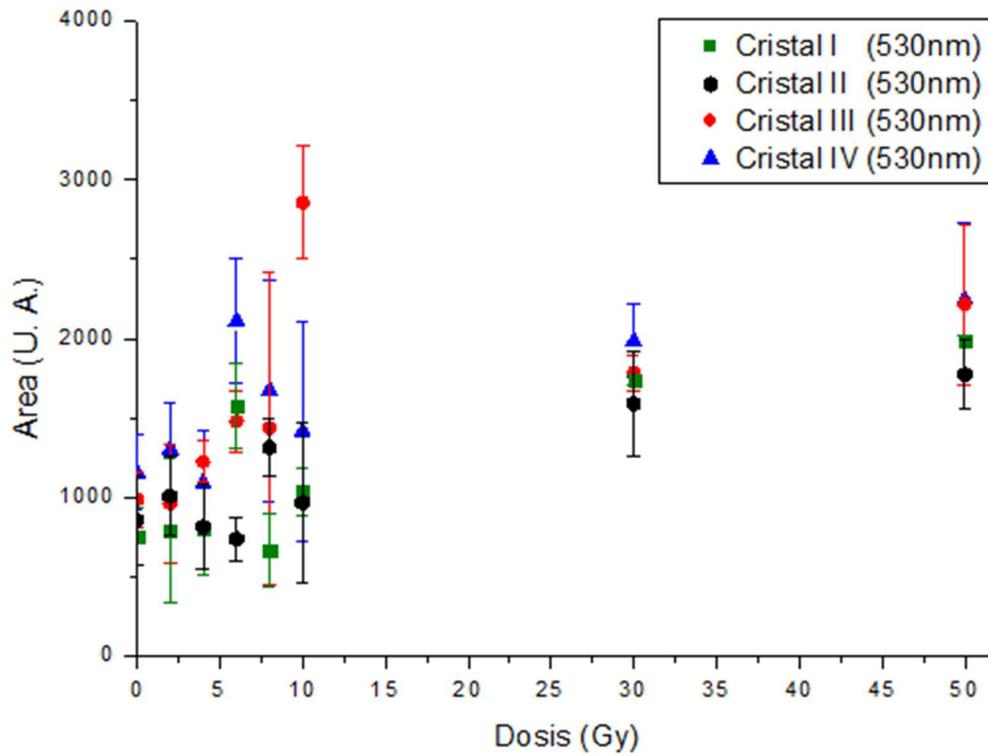


Figura 15. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm

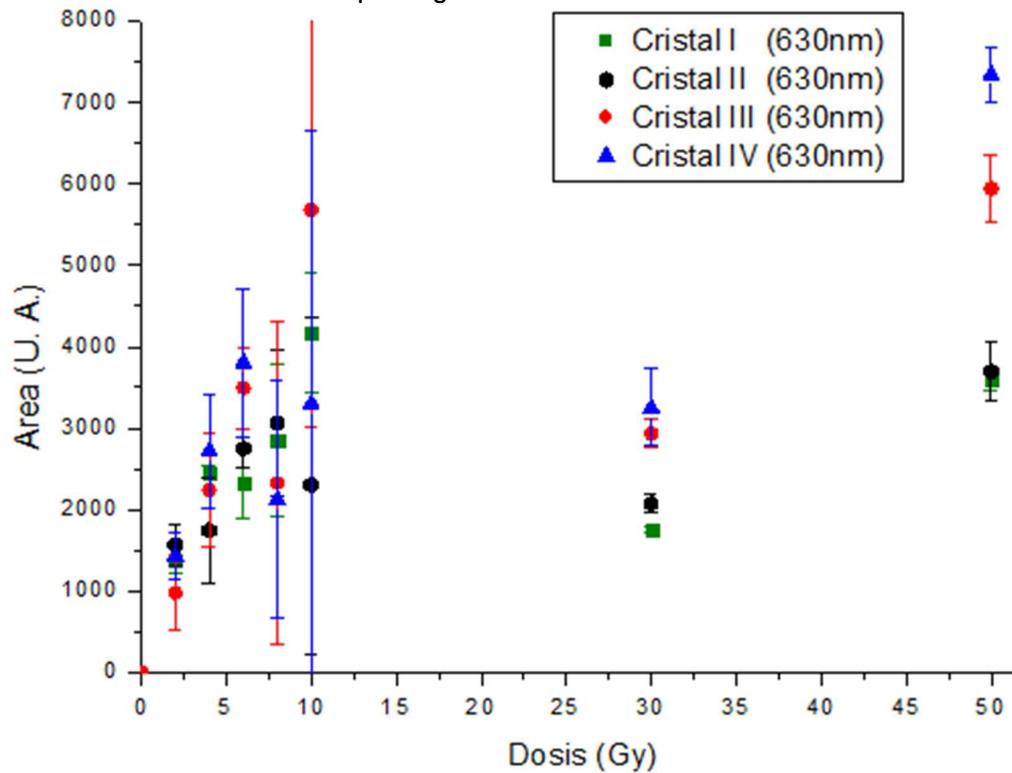


Figura 16. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm

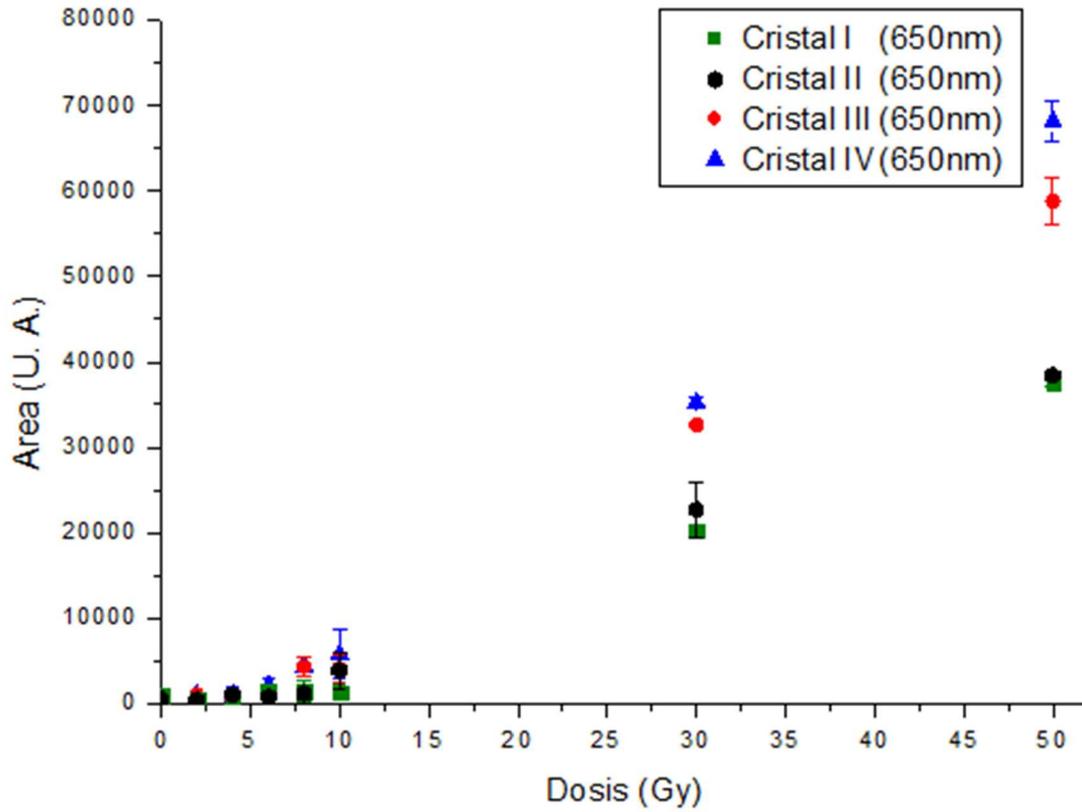


Figura 17. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm

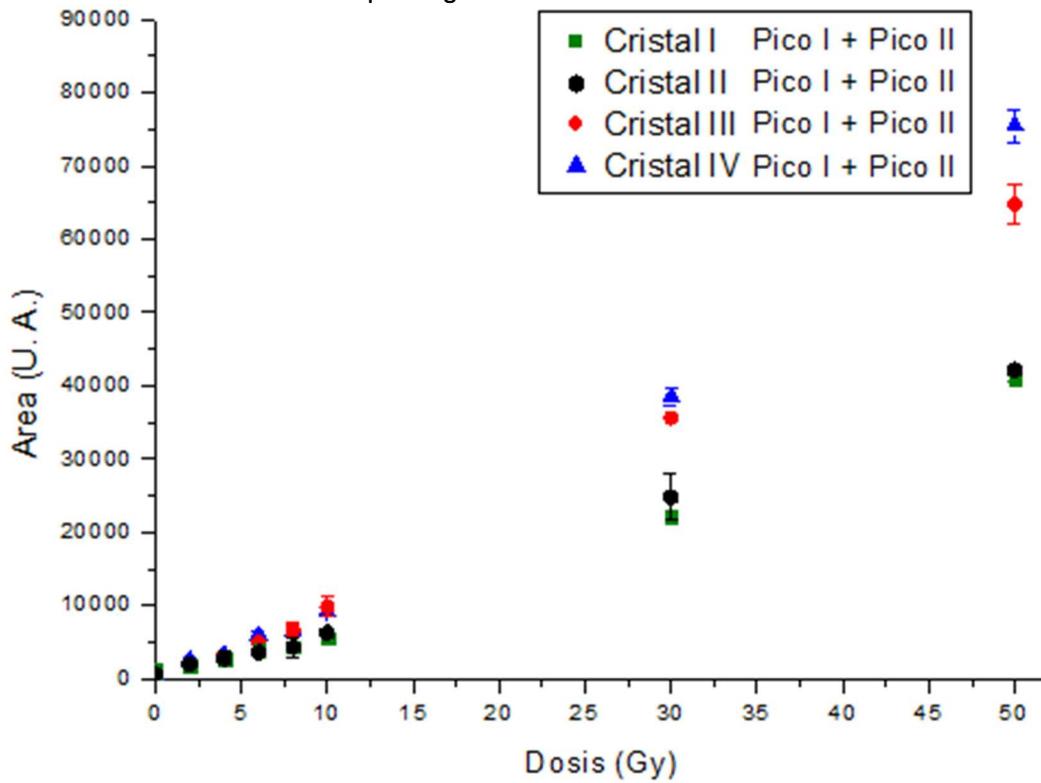


Figura 18. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm

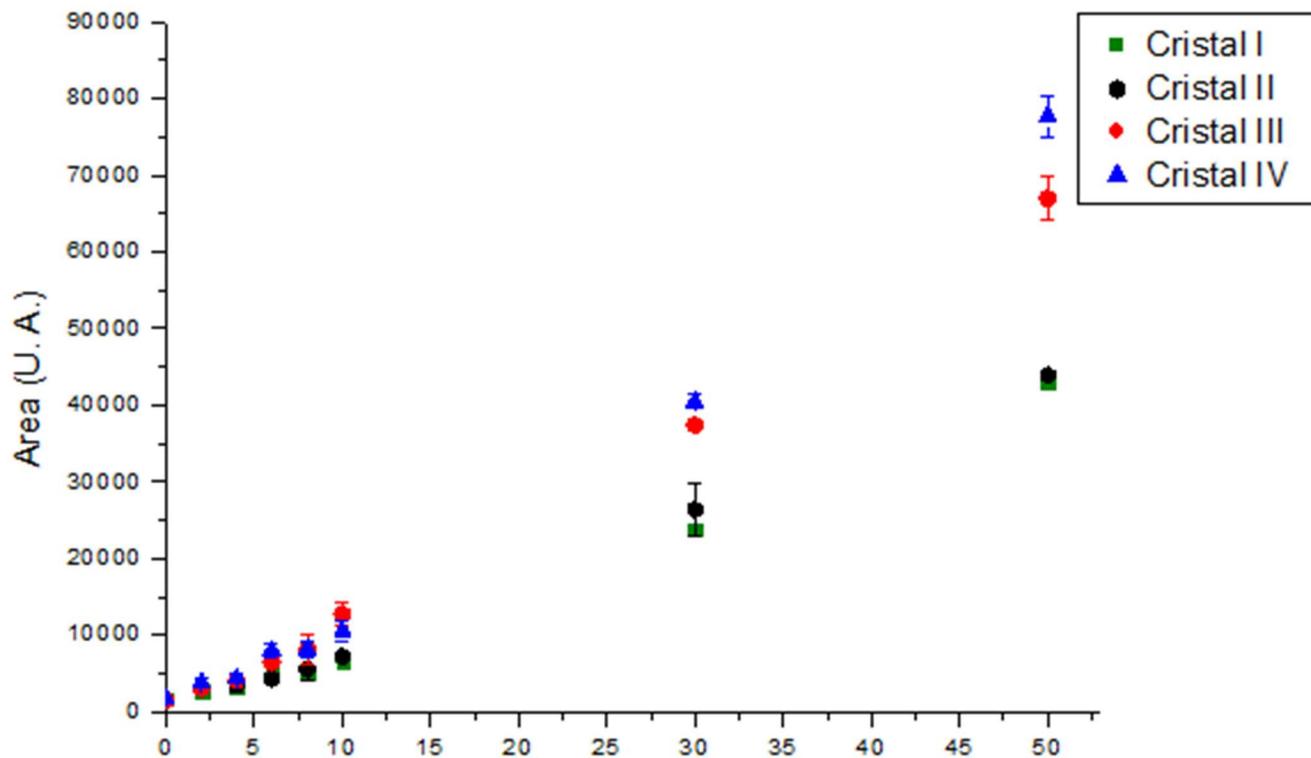


Figura 19 Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, para todo el espectro

Además se graficó la respuesta agrupando los cristales que mostraban “similar” comportamiento:

- Grupo I → Cristal I y Cristal II
- Grupo II → Cristal III y Cristal IV

Obteniendo, para los cristales irradiados con energía de 10MV:

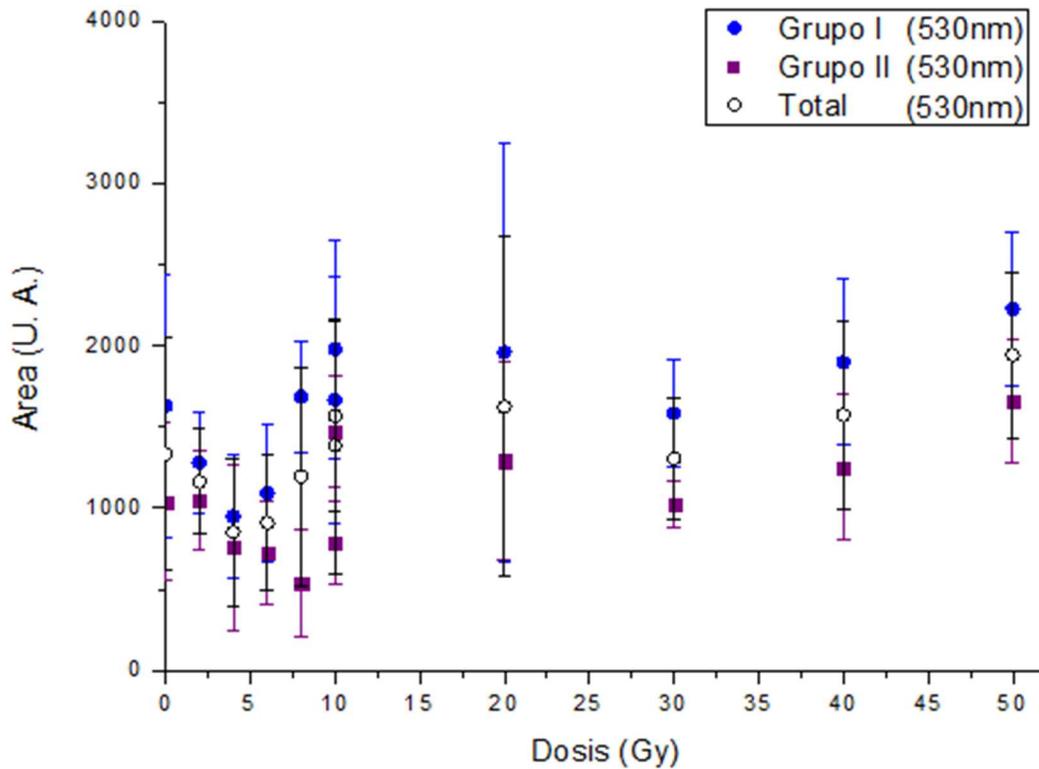


Figura 20. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm

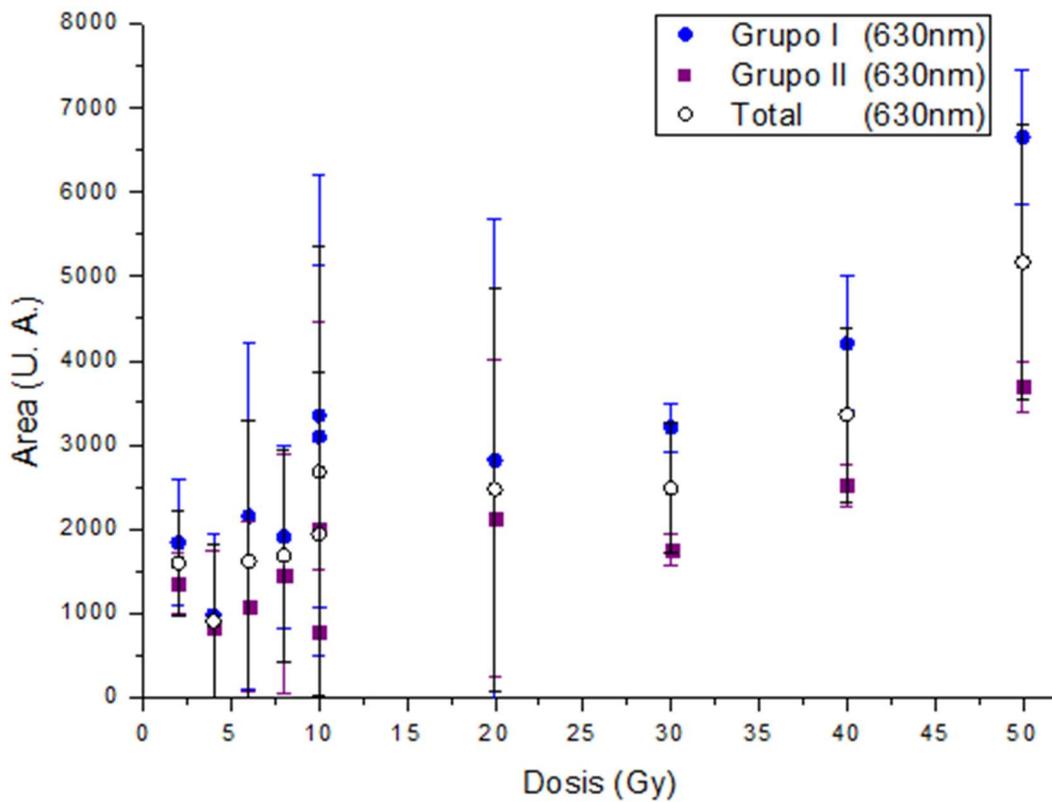


Figura 21. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 10MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm

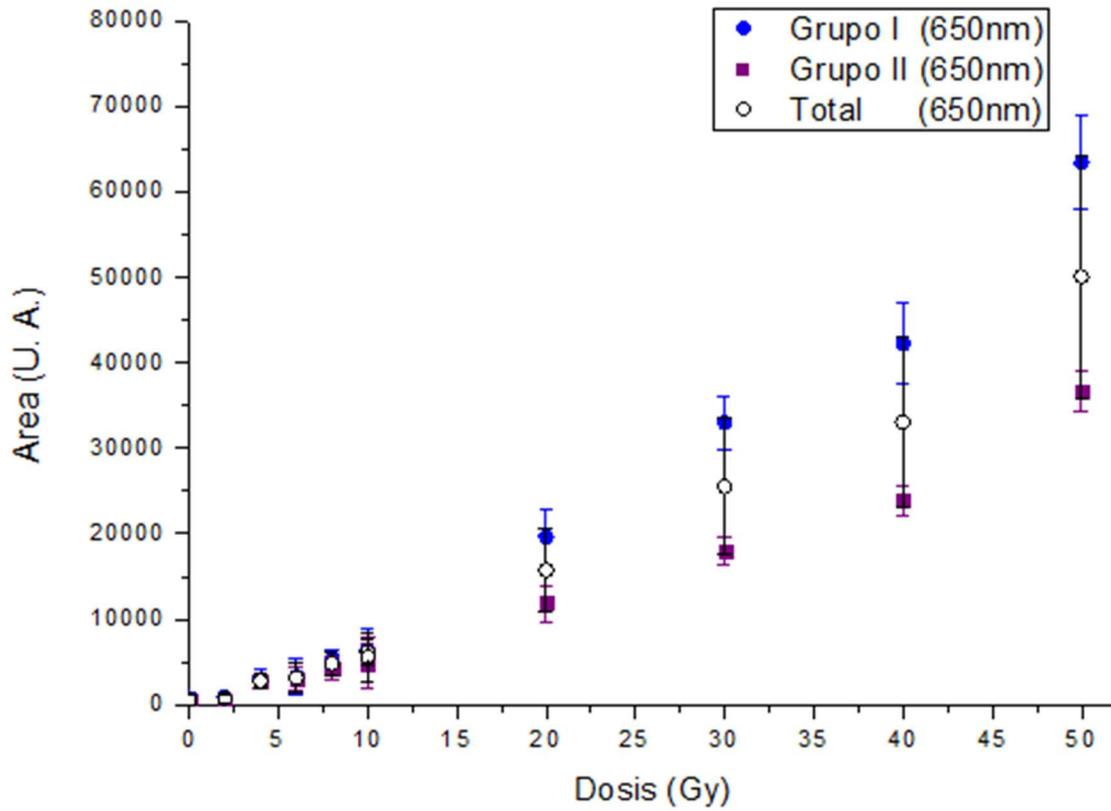


Figura 22. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm

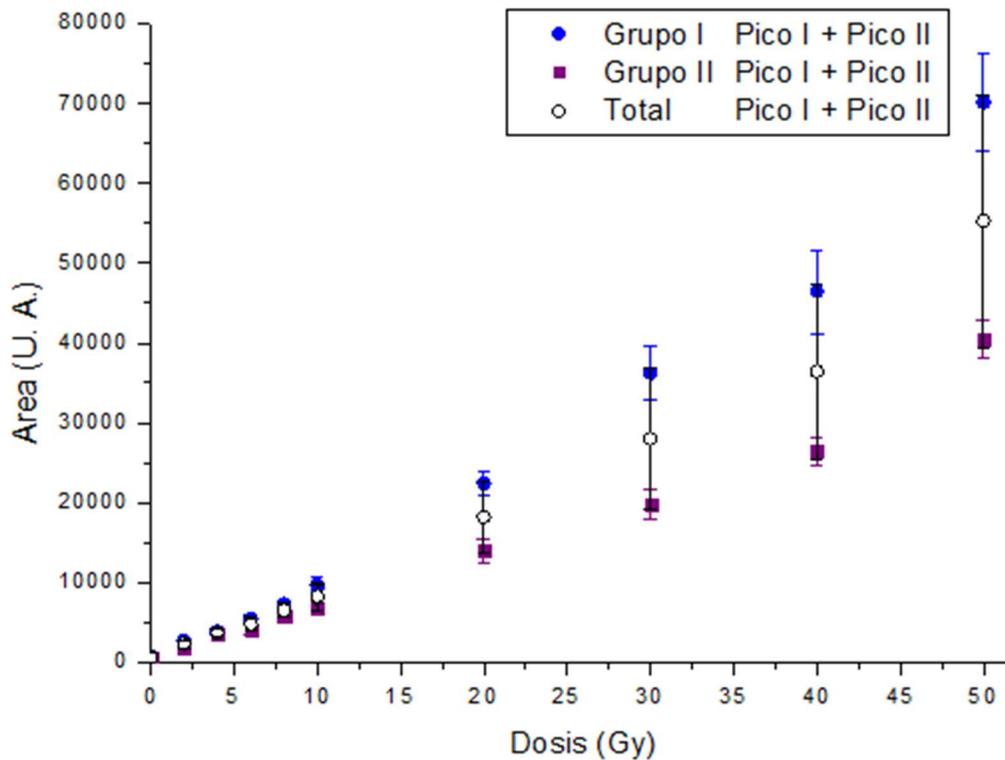


Figura 23. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm

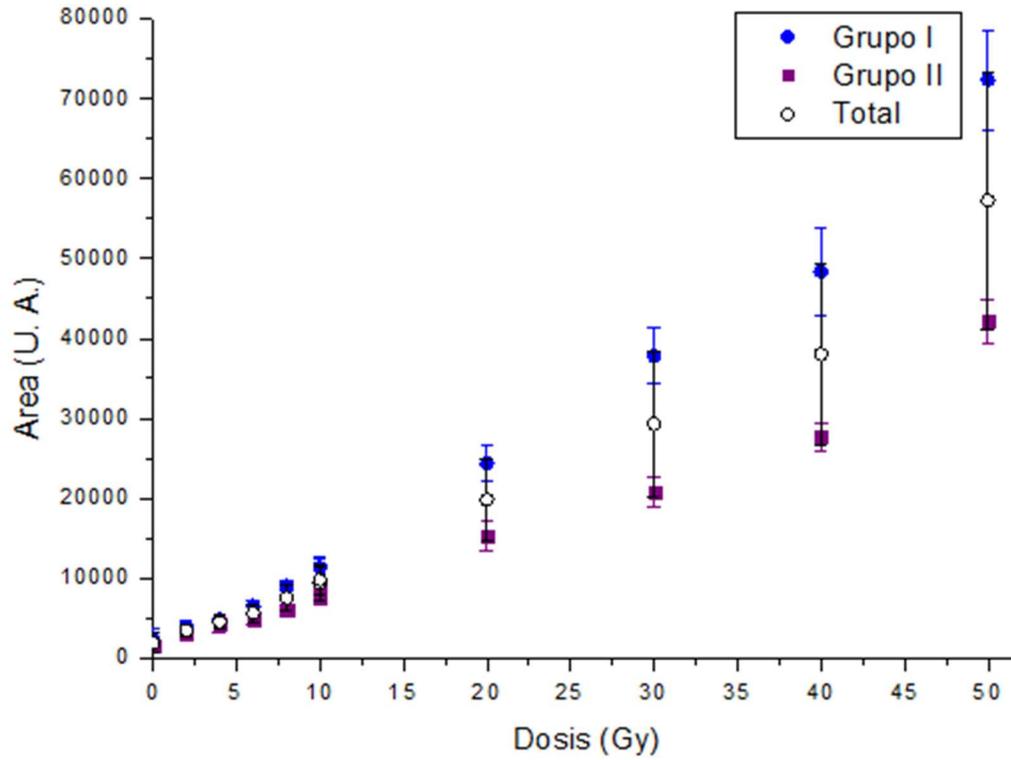


Figura 24. Relación de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 10MV, para todo el espectro

Para los cristales irradiados con energía de 6MV se obtuvo:

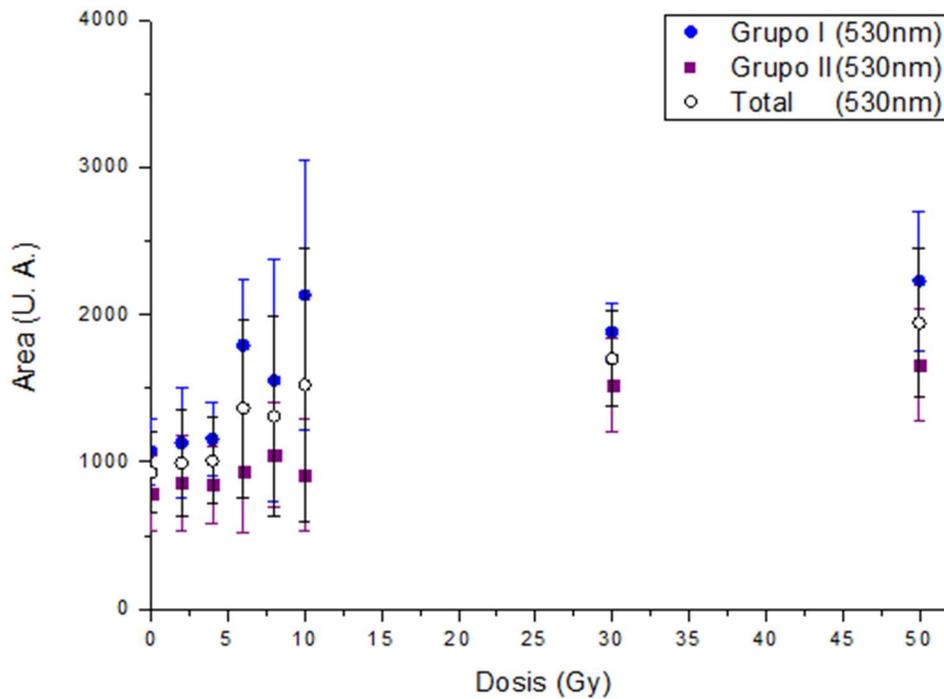


Figura 25 Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 530nm

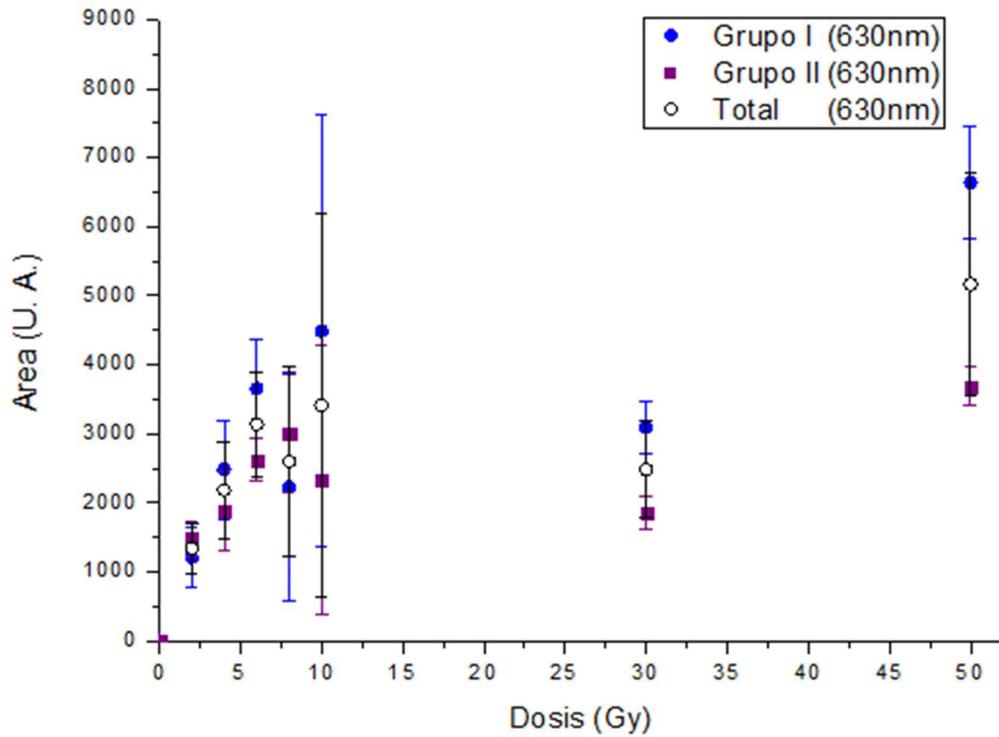


Figura 26. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 630nm

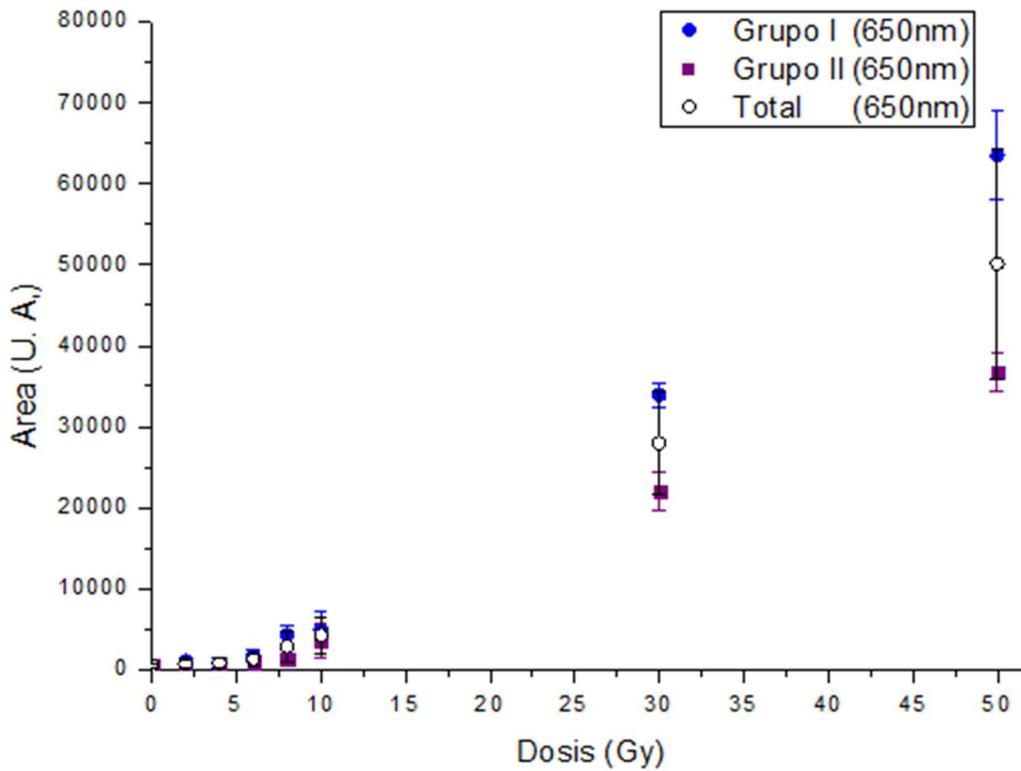


Figura 27. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, para cristales irradiados con fotones de 6MV, con respecto a la dosis para la gaussiana centrada en 650nm

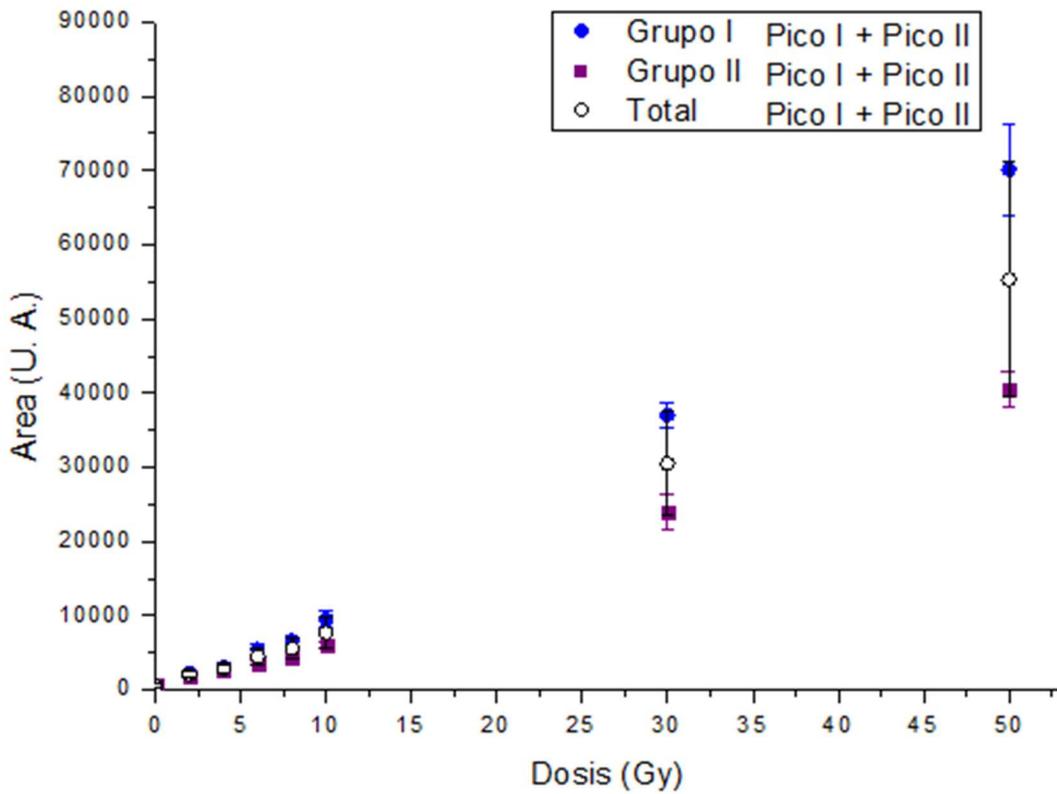


Figura 28. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, eliminando la contribución de la gaussiana centrada en 530nm

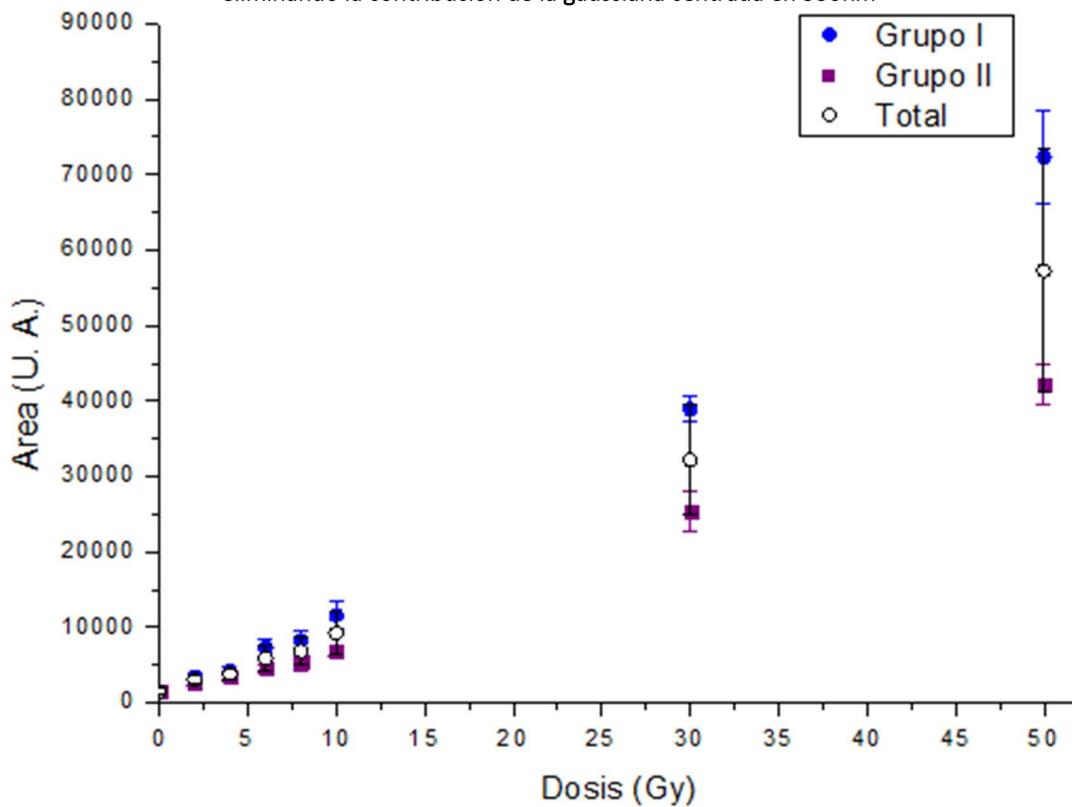


Figura 29. Relación por grupos de la respuesta luminiscente, de cristales irradiados con fotones de 6MV, para todo el espectro

## Capítulo 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Tomando en cuenta el comportamiento de cada una de las componentes del espectro total, podemos notar que para el comportamiento de la gaussiana centrada en 530nm y el de la gaussiana centrado en 630nm no se tiene un comportamiento ascendente de la respuesta del cristal con respecto a la dosis, sin embargo, para la gaussiana centrada en 650nm si se observa este. Esto es de esperarse debido a que la luminiscencia es característica de los defectos M (665nm) los cuales son comunes en cristales haluro alcalinos. [19]

Por lo que para el análisis de la curva de calibración se tomó en cuenta únicamente la componente centrada a 650nm, la cual además es la que contribuye más a la señal luminiscente emitida por los cristales, sin embargo, no se aprecia una linealidad de la respuesta para todo el rango de dosis utilizadas por lo que para su análisis se dividió en dos segmentos, el primero de 0Gy hasta 10Gy y el segundo desde los 10Gy hasta los 50Gy.

Obteniendo el siguiente ajuste para el rango de dosis desde 0Gy hasta 10Gy:

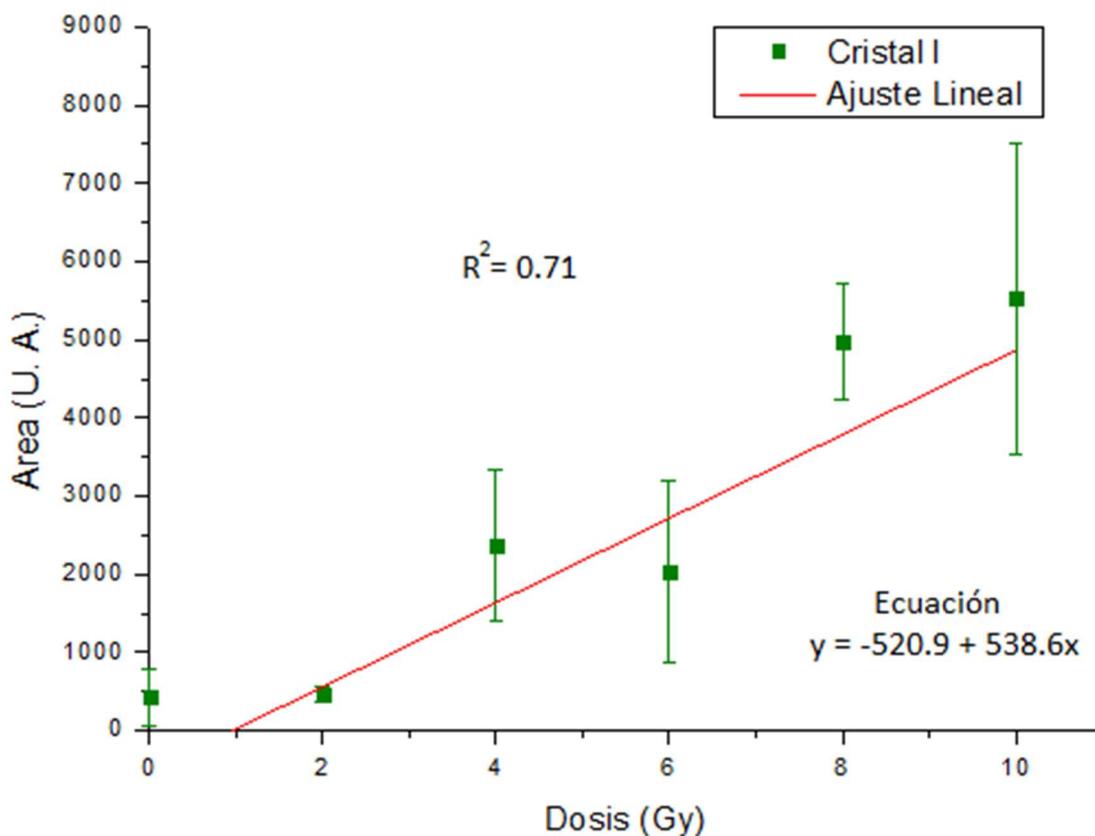


Figura 30. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal I

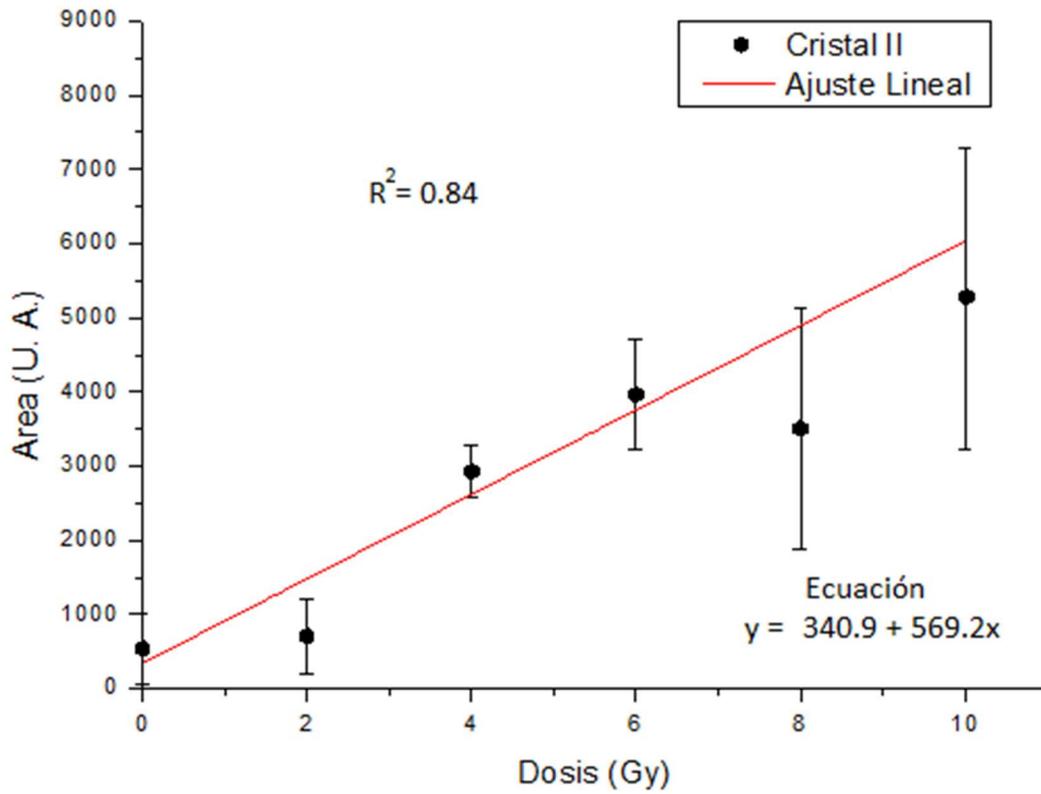


Figura 31. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal II

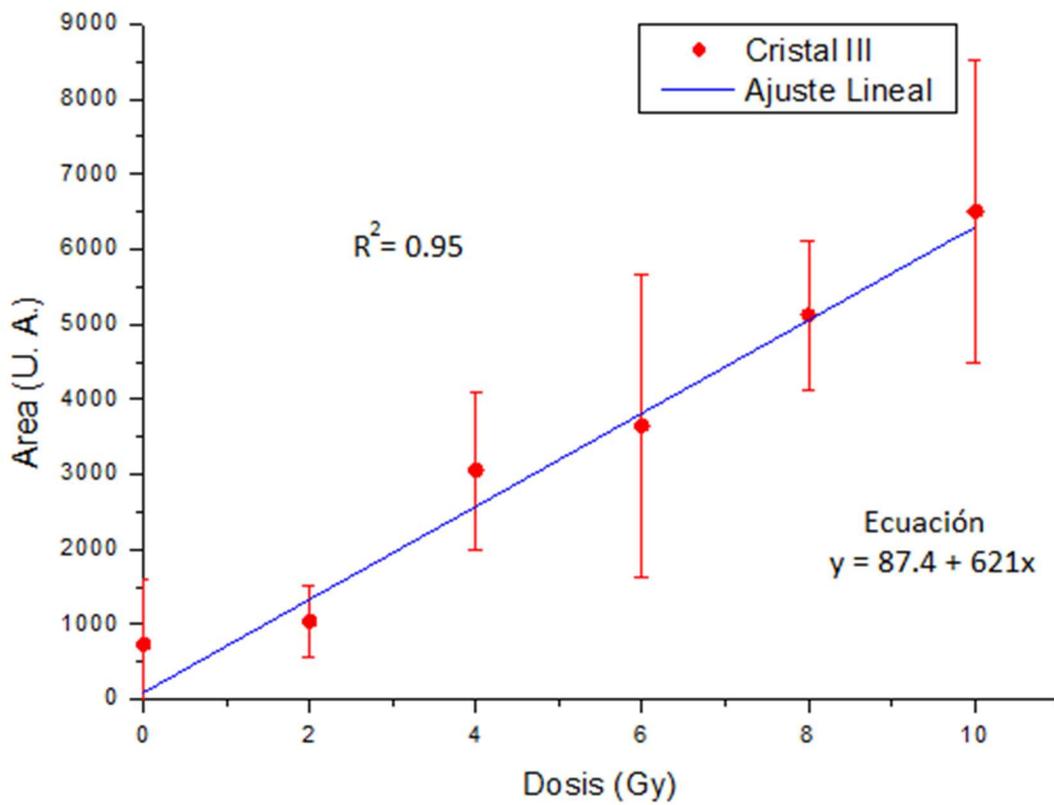


Figura 32. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal III

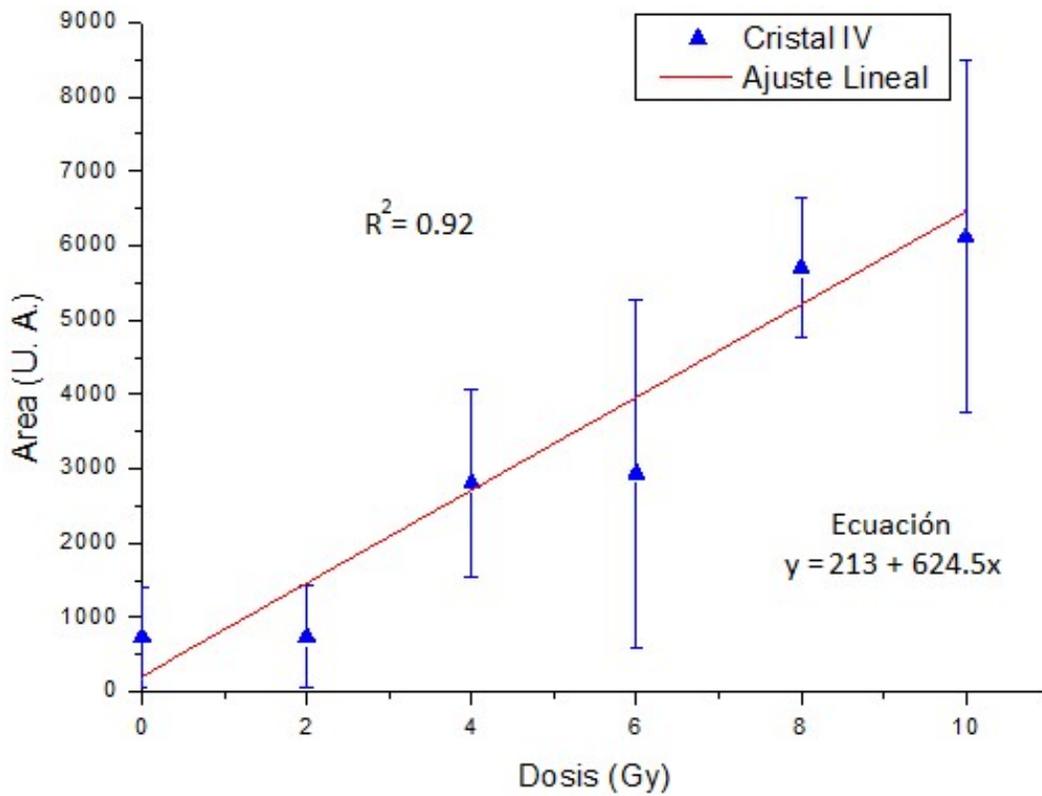


Figura 33. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Cristal IV

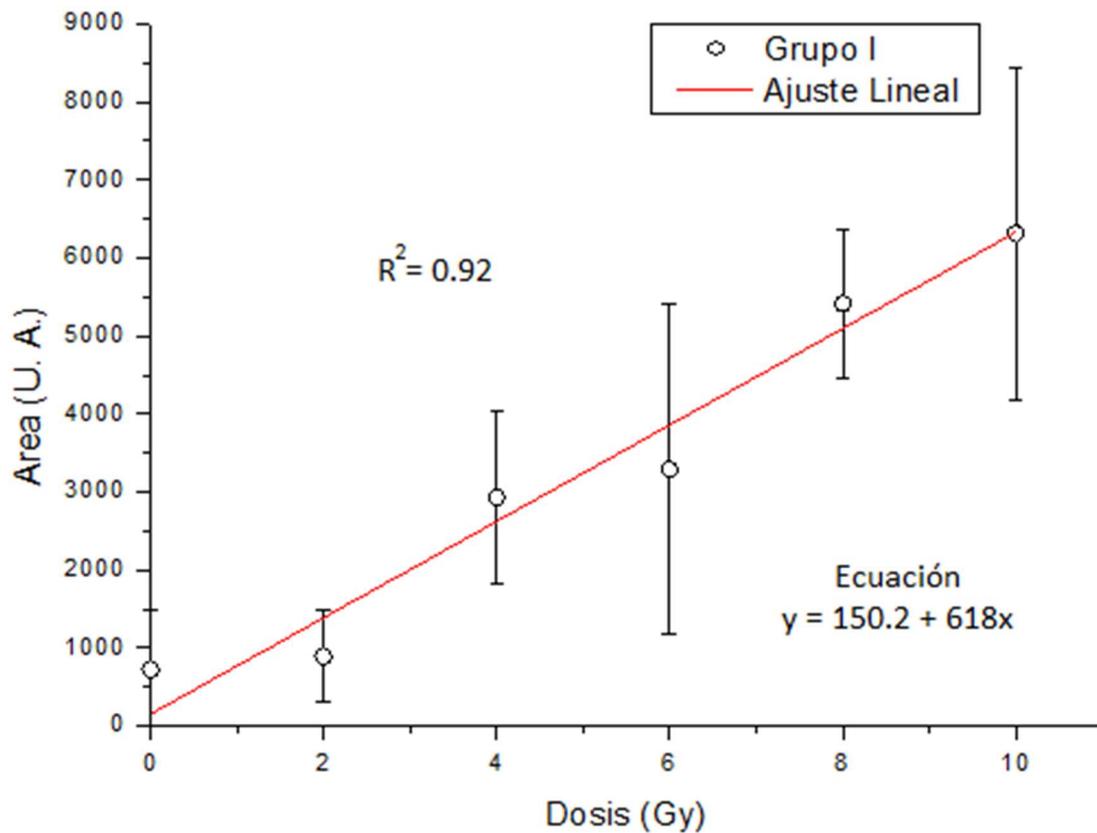


Figura 34. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Grupo I

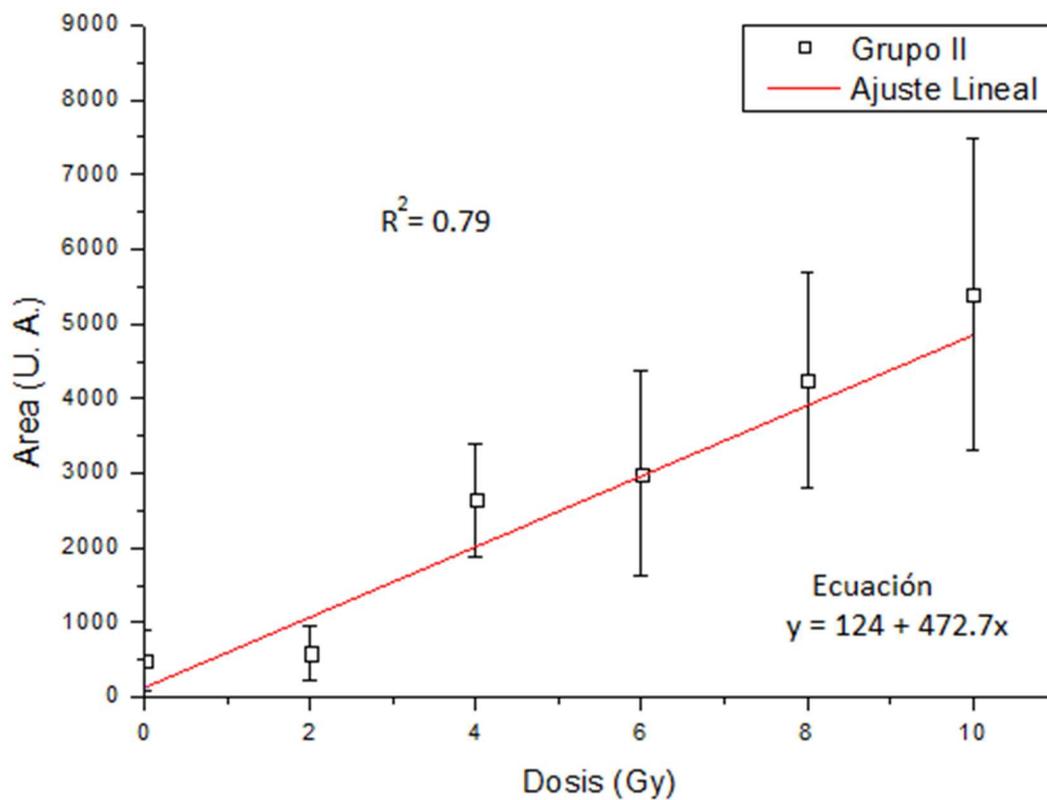


Figura 35. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para el Grupo II

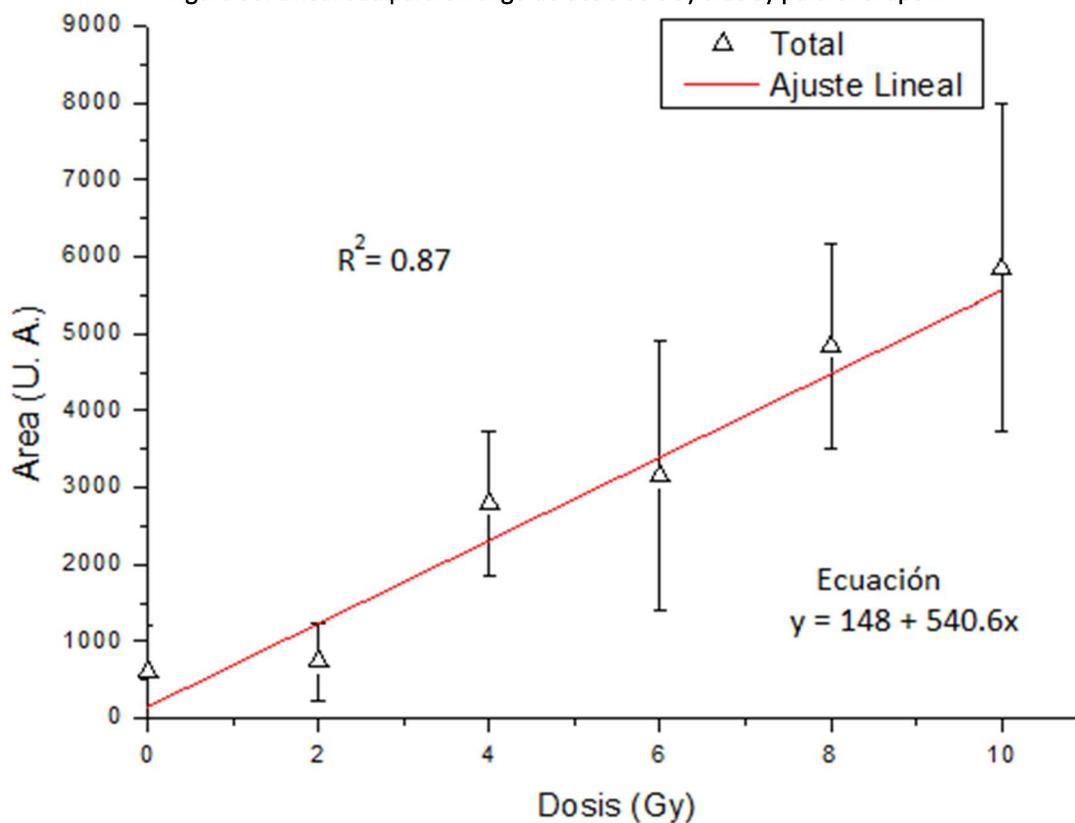


Figura 36. Linealidad para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy para todo el Lote

Podemos observar (Figura 30 y Figura 31) que para los cristales que presentan una menor luminiscencia (Cristal I y Cristal II) no tenemos un comportamiento lineal de su respuesta con respecto a la dosis, sin embargo para los cristales con mayor respuesta el comportamiento lineal es evidente, obteniendo un ajuste lineal en el rango de 0Gy a 10Gy con un  $R^2 = 0.95$  y  $R^2 = 0.92$  para los Cristales III y IV (Figura 32 y Figura 33) respectivamente.

La razón de la no linealidad en los cristales con menor respuesta pudiera deberse a la baja respuesta luminiscente emitida por el cristal, debido a que a dosis bajas esta se vuelve equiparable en intensidad a el ruido, por lo que el cálculo en el área bajo la curva de este se vuelve complicado, sin embargo se observa una tendencia ascendente con respecto a la dosis.

Para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy obtuvimos:

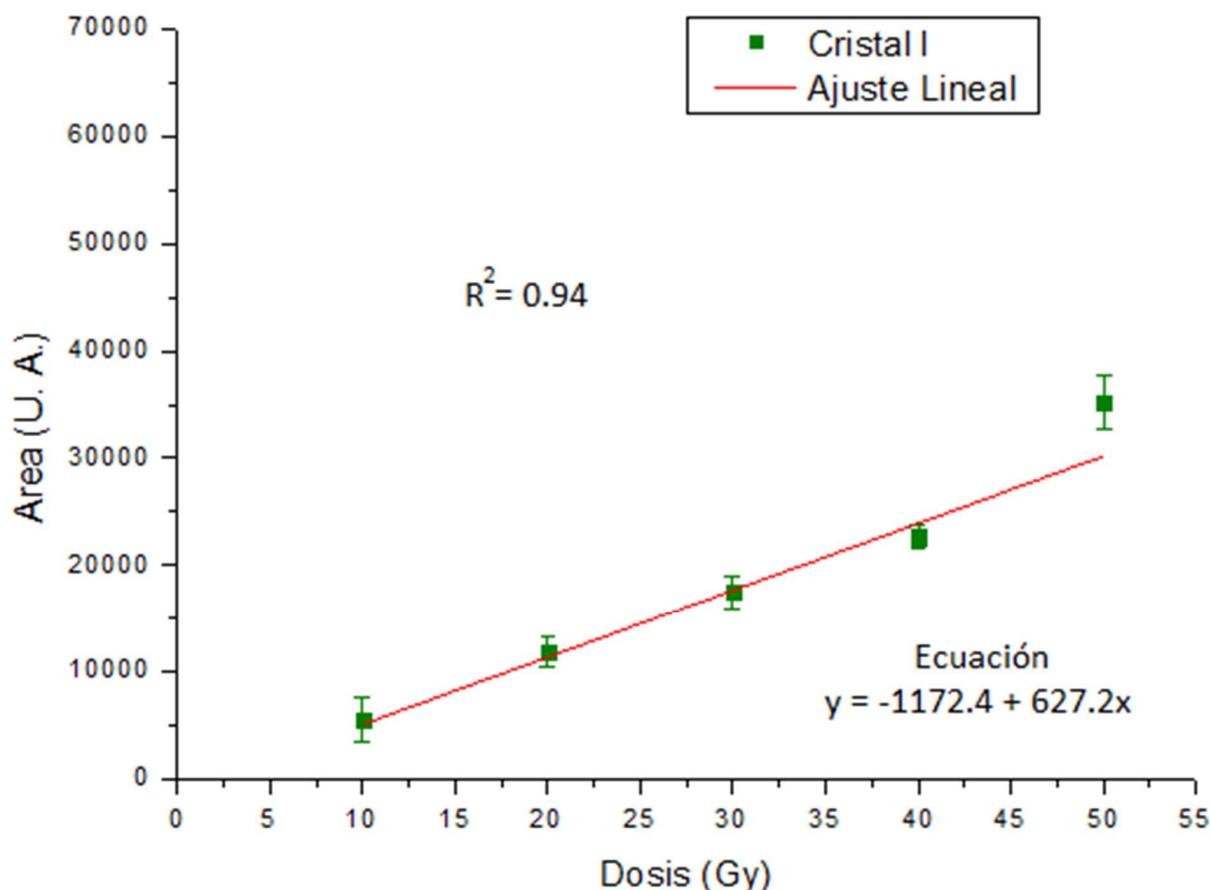


Figura 37. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal I

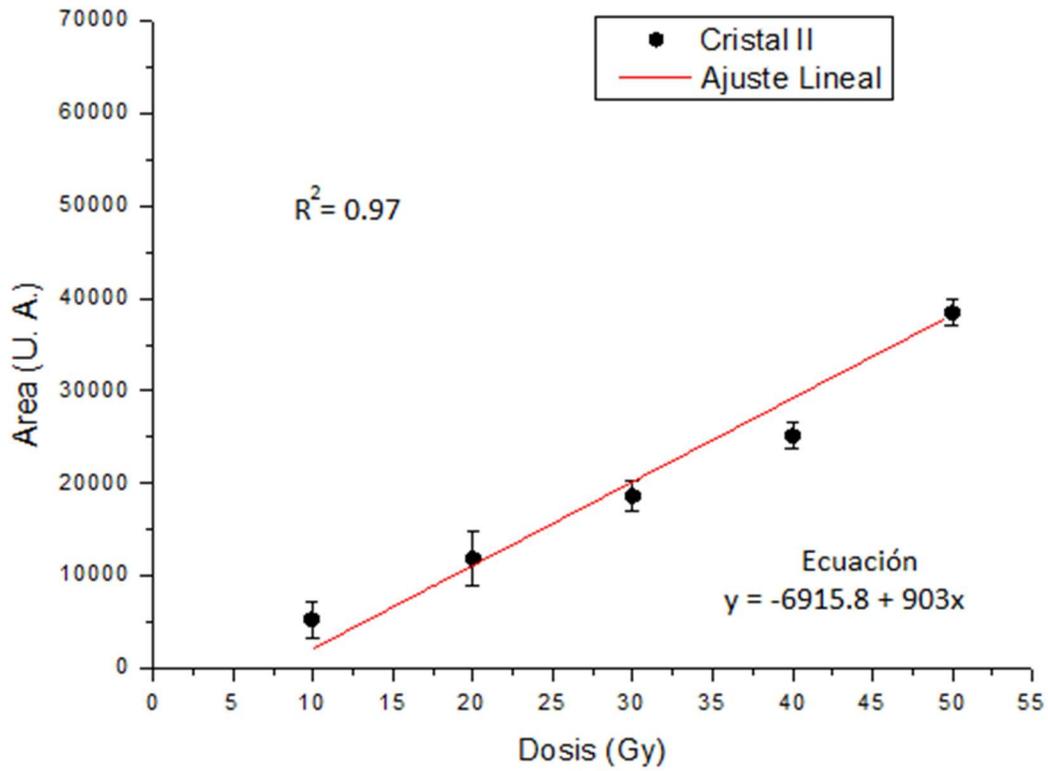


Figura 38. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal II

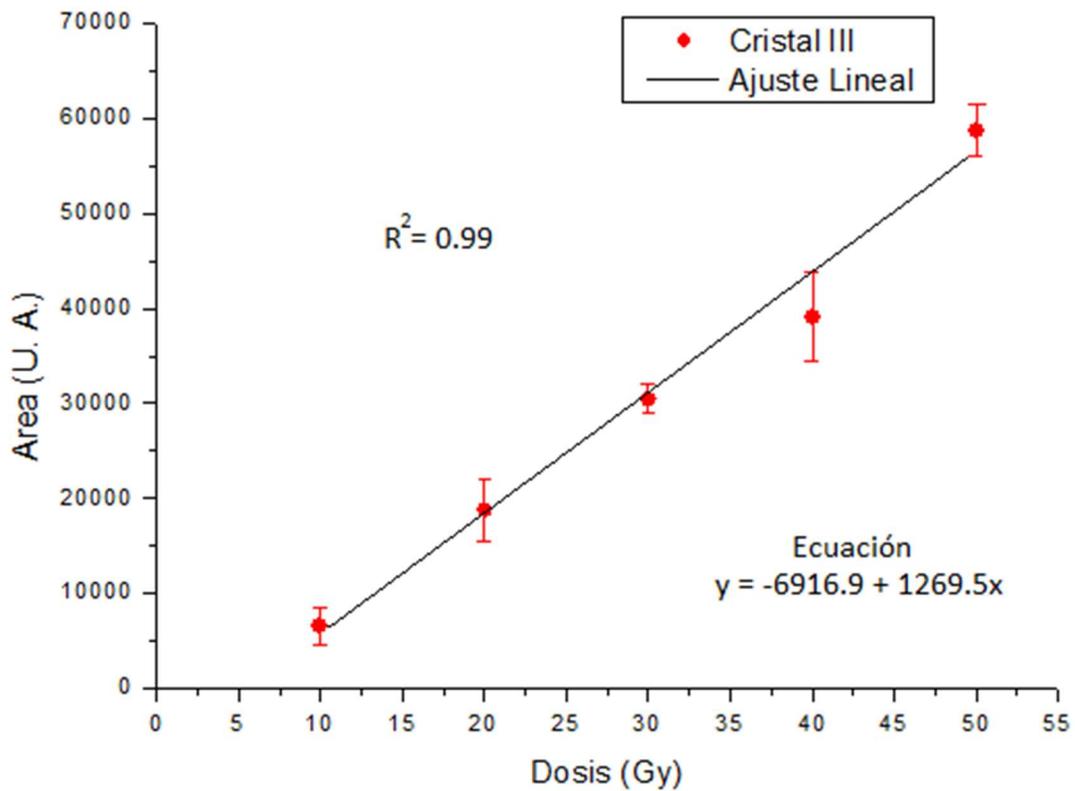


Figura 39. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal III

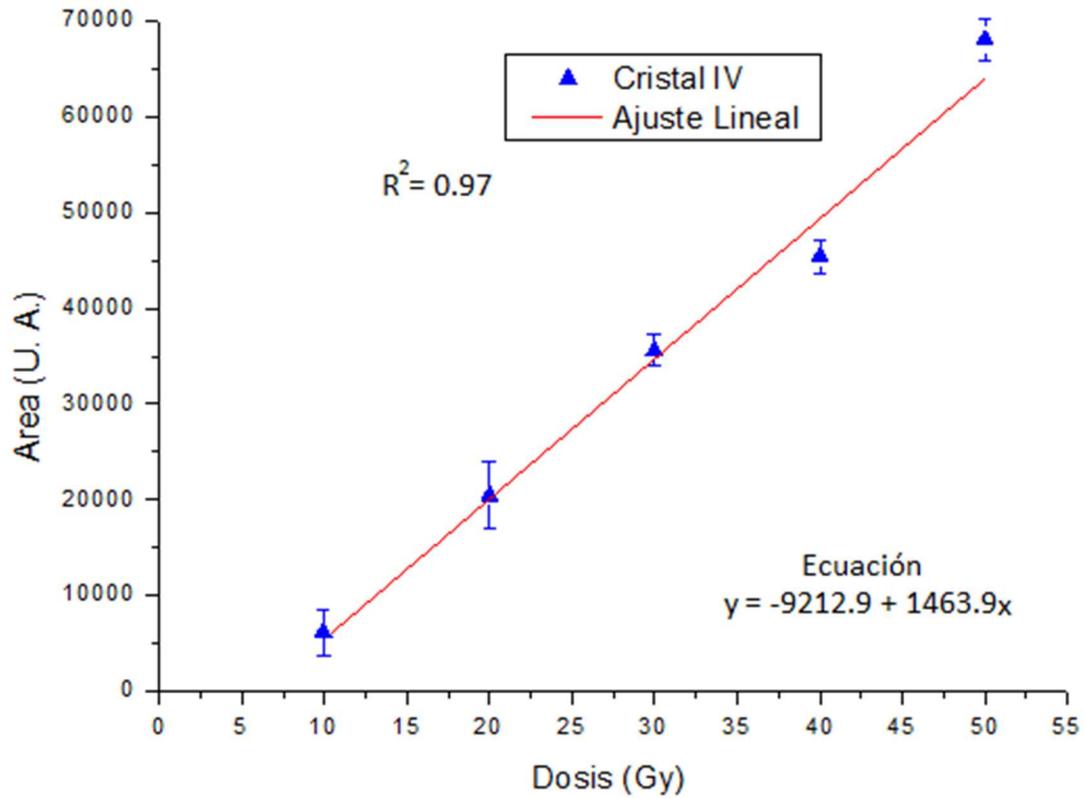


Figura 40. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Cristal IV

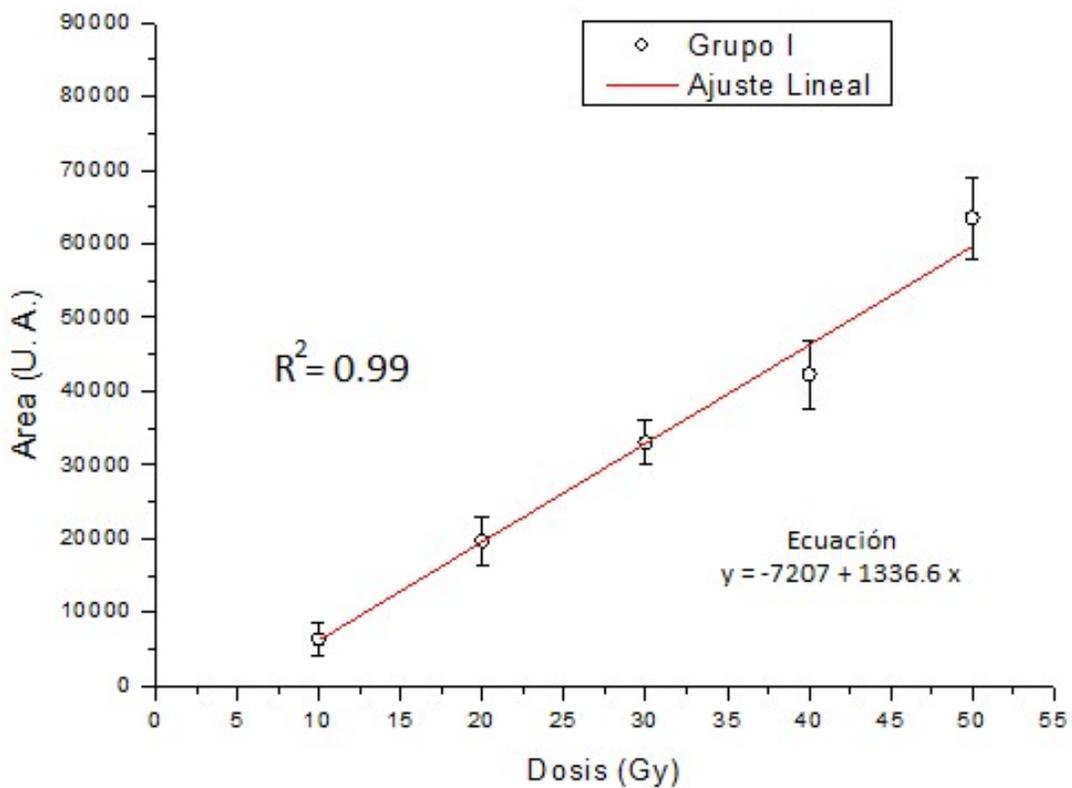


Figura 41. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Grupo I

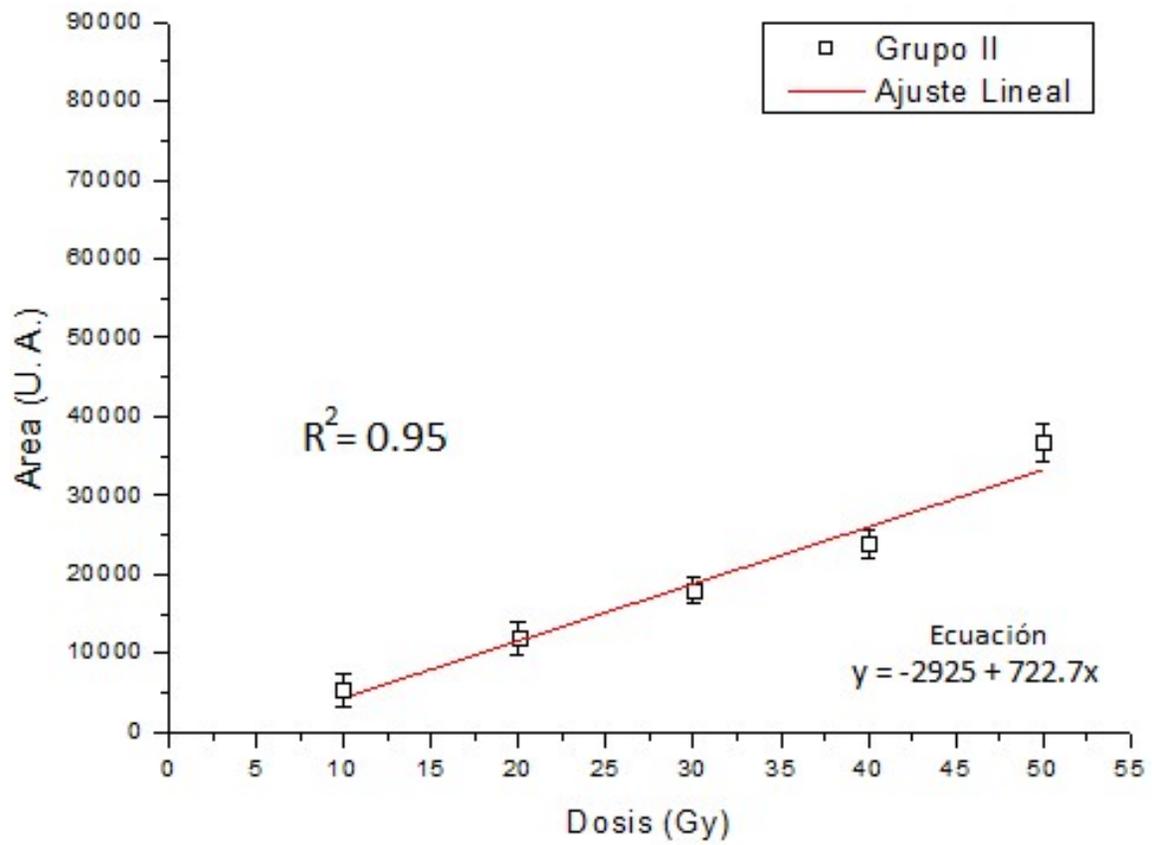


Figura 42. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para el Grupo II

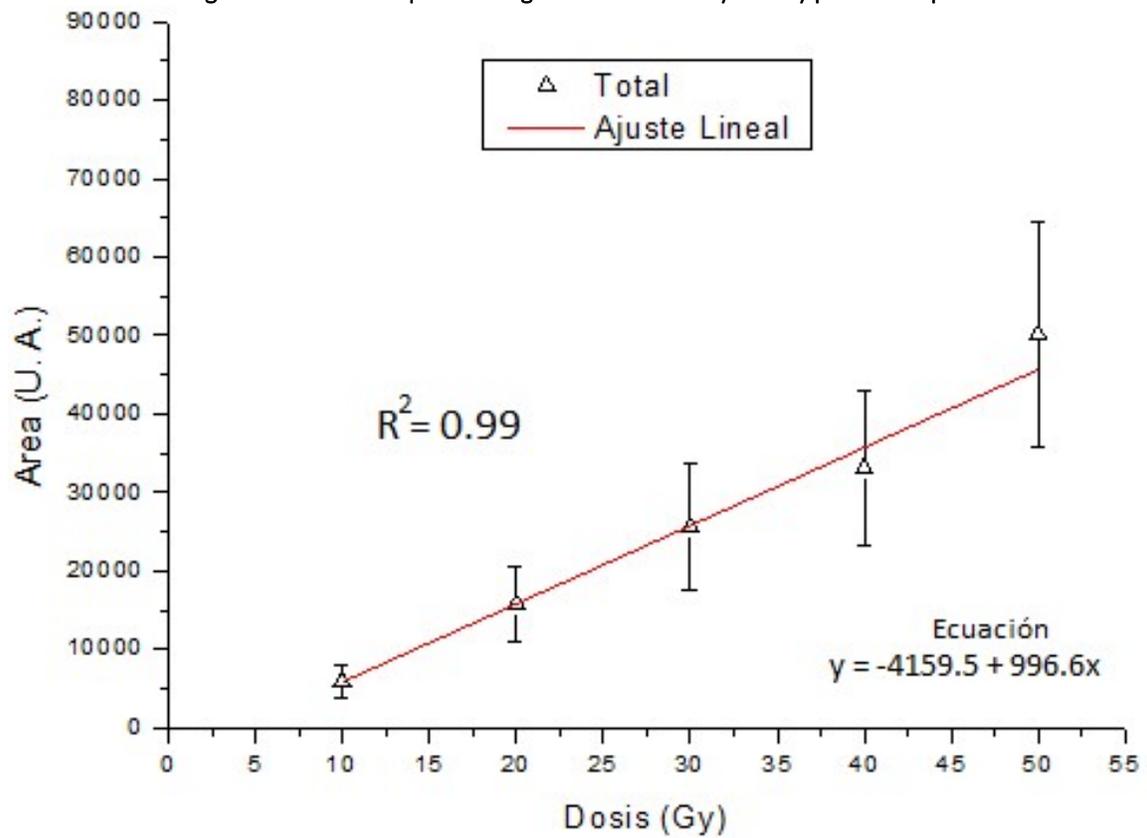


Figura 43. Linealidad para el rango de dosis de 10Gy a 50Gy para todo el Lote

Para todos los cristales se puede apreciar una linealidad de la respuesta luminiscente del cristal con respecto a la dosis para la región de dosis altas (10Gy-50Gy), puede verse que la pendiente del ajuste lineal varía con respecto a la respuesta luminiscente de cada cristal por lo que también se deberá de tener cuidado al momento de elegir un cristal para uso en cualquier procedimiento de dosimetría.

En el caso del análisis por grupos en las Figuras 36 y 43 puede apreciarse un aumento en el error asociado a cada lectura esto debido a la diferencia que existe en la respuesta luminiscente de cada cristal.

El análisis de la dependencia energética mostró que el material no depende de esta para fotones de 6MV y 10MV. Para mayores energías falta ver su comportamiento, sin embargo, con los resultados obtenidos se pudiera inferir que tampoco se observará alguna dependencia de la respuesta luminiscente del material con respecto a la energía en uso pero únicamente en el rango de dosis pequeñas (0Gy a 10Gy), ya que se deberá de investigar a dosis altas y con energías mayores a 10MV debido a que el Fluoruro de Litio es un material detector de neutrones los cuales comienzan a ser producidos por la incidencia del haz de irradiación con el cabezal del equipo en haces de fotones con energías  $\geq 10MV$  por lo que se pudiera observar una tendencia más pronunciada de la curva a dosis altas  $\geq 10Gy$ .

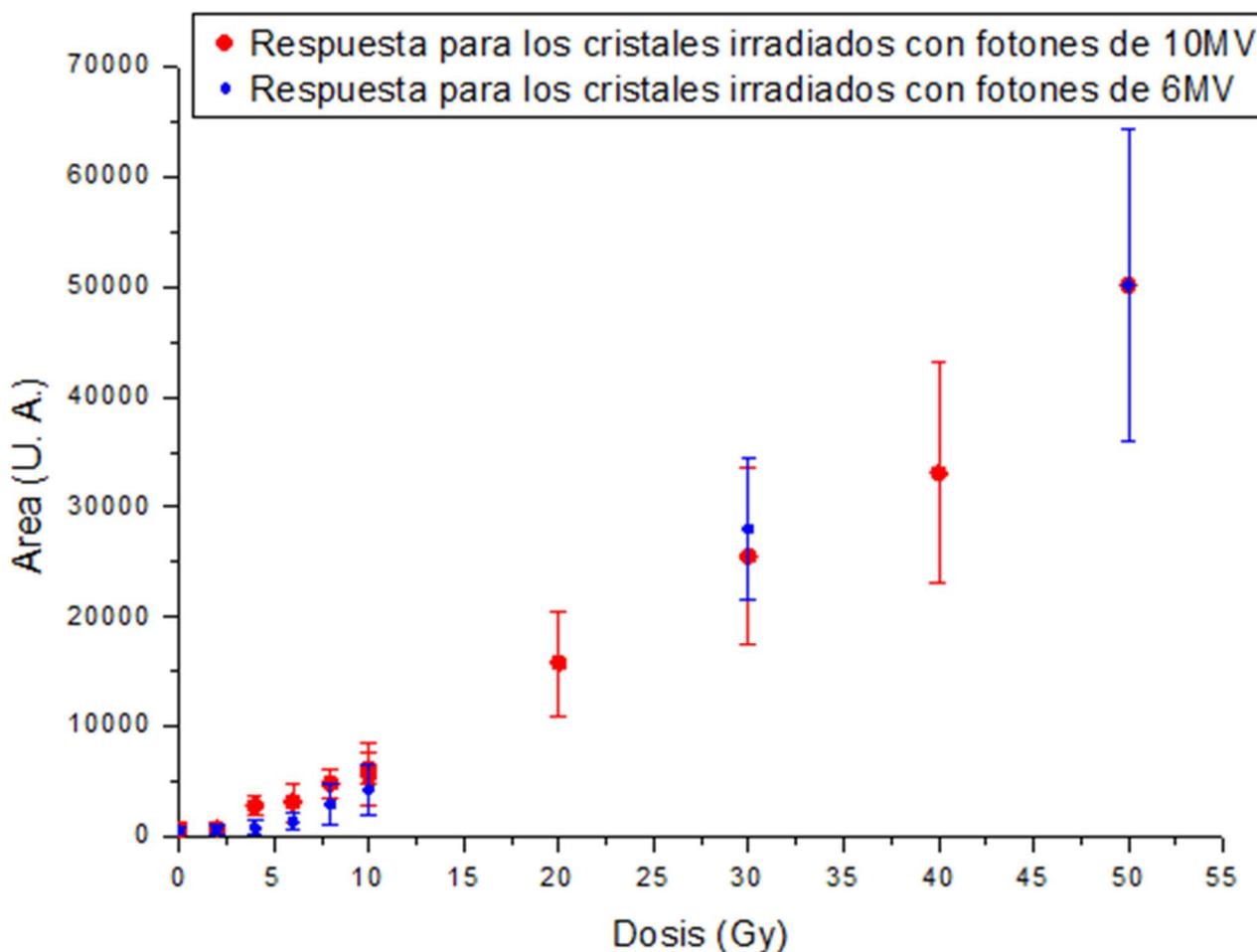


Figura 44. Dependencia Energética

Para el desvanecimiento de la señal luminiscente los cristales se leyeron 30 minutos y 12 horas después de ser expuestos a radiación ionizante, los cuales se resguardaron en condiciones estándar de laboratorio, observando (Figura 45) que no se presenta un desvanecimiento de la señal luminiscente por debajo de los 30Gy.

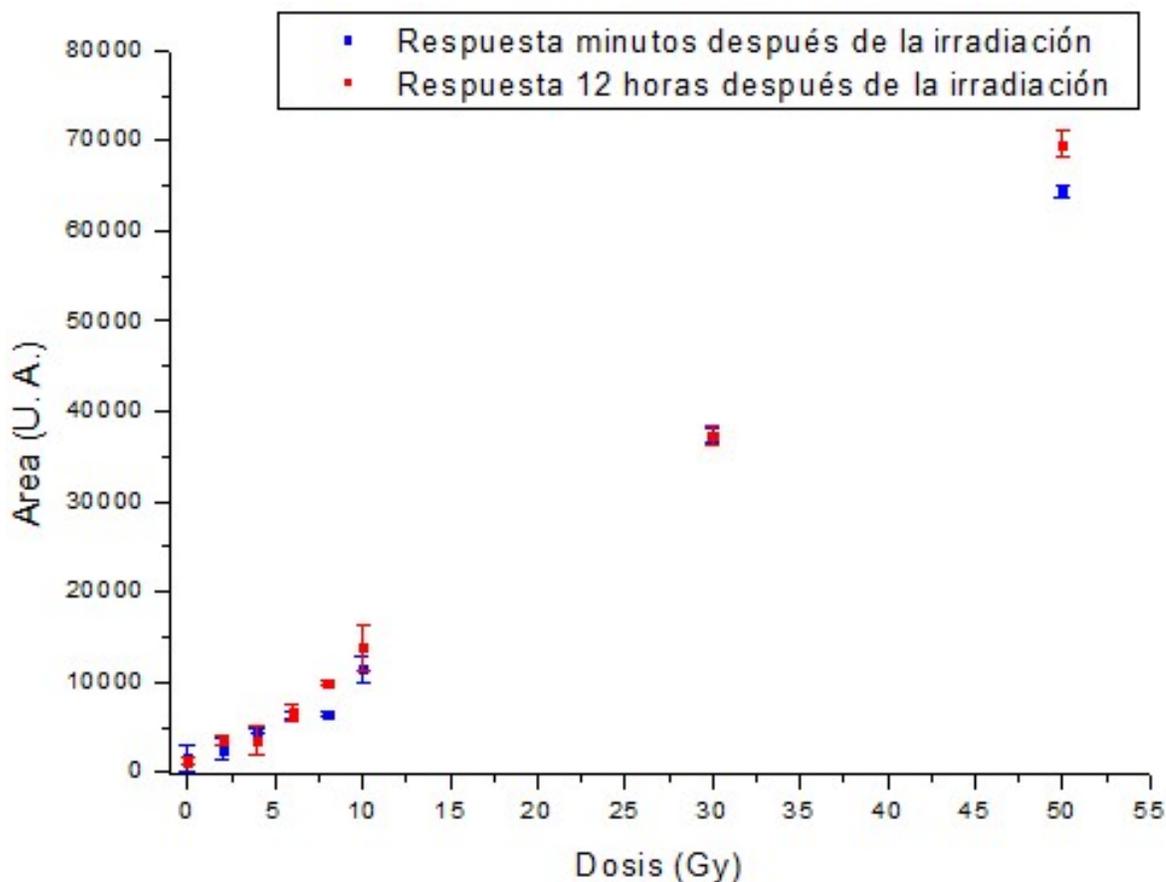


Figura 45. Desvanecimiento de la señal luminiscente

## Capítulo 6. CONCLUSIONES

Se obtuvo la curva de calibración para las energías disponibles de fotones de 10MV y 6MV observando un comportamiento lineal con respecto a la dosis en el rango de 0Gy a 10Gy y una supra linealidad por encima de los 10Gy (Figura 36 y Figura 43), los cristales no mostraron una dependencia energética (Figura 44) ni tampoco desvanecimiento dentro de las primeras 12 horas después de ser expuestos a radiación ionizante (Figura 45).

Hasta el momento las pruebas realizadas muestran un buen desempeño del material y una considerable cantidad de defectos producidos por radiación presentes en la estructura cristalina del material, por lo que podría ser factible su uso en dosimetría por luminiscencia ópticamente estimulada en la verificación de planes de tratamiento con fraccionamientos convencionales (2Gy) o bien en planes de tratamiento hipofraccionados o paliativos donde

las dosis por sesión son grandes ( $> 6Gy$ ), no así es descartada su aplicación en dosimetría para la verificación de tratamientos hiperfraccionados donde las dosis por sesión son bajas ( $< 2Gy$ ), ya que los datos obtenidos se pueden mejorar incrementando el número de cristales y realizando un bacheo de estos antes del estudio con el fin de elegir únicamente aquellos que presenten buena respuesta luminiscente para así mejorar la incertidumbre en las lecturas.

Ya que puede apreciarse una tendencia lineal de la respuesta luminiscente de los cristales de Fluoruro de Litio con respecto a la dosis en las curvas de calibración para la respuesta de cada cristal por separado para el rango de dosis de 0Gy a 10Gy y de 10Gy a 50Gy, se puede decir que los Cristales de Fluoruro de Litio pueden ser usados en dosimetría clínica sin dopantes y con una técnica de lectura óptica, no obstante aún faltan más pruebas para dar un panorama completo del alcance de este material en el ámbito clínico.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] International Commission on Radiological Protection (ICRP); *"2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publicación No. 103"*; Annals of the ICRP; p.p. 86; 2007.
- [2] National Council on Radiation Protection and Measurement; *"Limitation of Exposure to Ionizing Radiation NCRP Reporte No.116"*; p.p. 33 - 38; 1993.
- [3] Ashland; *"Gafchromic Specialty Ingredients"*; [En Línea]; Disponible en: <http://www.ashland.com/products/gafchromicradiotherapy-films>; [Último acceso: 18/Junio/2018]
- [4] Ashland; *"Gafchromic Dosimetry Films Type EBT 3"*; [En Línea]; Disponible en: [http://www.gafchromic.com/documents/EBT3\\_Specifications.pdf](http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf); [Último acceso: 18/Junio/2018]
- [5] R Arráns, H. Miras, M. Ortiz-Seidel, J.A. Terrón, J. Macías, A. Ortiz-Lora; *"Dosimetría con películas radiocrómicas"*; Rev. Fis. Médica; Vol. 10; p.p. 83-104; 2009.
- [6] D. M. Duggan and B. L. Johnson I.; *"Dosimetry of the I-Plant Model 3500 iodine-125 brachytherapy source"*; American Association of Physicists in Medicine; Vol. 28; p.p. 661–670; 2001.
- [7] K. Burke and D. Sutton; *"Optimization and deconvolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic radiology"*; The British Journal of Radiology; Vol.70; p.p. 261–271; 1997.
- [8] S. F. Kry, M. Price, D. Followill, F. Mourtada and M. Salehpour; *"The use of LiF ( TLD-100 ) as an out-of-field dosimeter"*; Journal of Applied Clinical Medical Physics; Vol. 8; p.p. 169–175; 2007.
- [9] M. Skopec, M. Loew, J. Price, and M. Moscovitch; *"Classification of mixed-radiation fields using the vector representation of thermoluminescent glow curves"*; Radiation Measurements; Vol. 43; p.p. 410–413; 2008.
- [10] A. Piaskowska, B. Marczevska, P. Bilski, A. Mandowski, and E. Mandowska; *"Photoluminescence measurements of LiF TL detectors"*; Radiation Measurements; Vol. 56; p.p. 209–212; 2013.
- [11] P. Bilski, B. Marczevska, A. Twardak, E. Mandowska and A.Mandowski; *"OSL signal of lithium fluoride and its relationship with TL glow-curves"*; Radiation Measurements; Vol. 71; p.p. 61–64; 2014.
- [12] D. R S. Ribeiro, D. N. Souza, A. F. Maia, S. L. Baldochi, and L. V. E. Caldas; *"Applicability of pure LiF in dosimetry"*; Radiation Measurements; Vol. 43; p.p. 1132–1134; 2008.
- [13] G. Baldacchini, A. T. Davidson, V. S. Kalinov, A. G. Kozakiewicz, R. M. Montereali, E. Nichelatti and A. P. Voitovich; *"Thermoluminescence of pure LiF crystals and color centers"*; Journal of Luminescence; Vol. 122-123; p.p. 371–373; 2007.
- [14] M. S. Akselrod; *"Fundamentals Of Materials, Techniques, and Instrumentation for OSL and FNTD Dosimetry"*; Concepts and Trends in Medical Radiation Dosimetry, AIP Conf. Proc. 1345; p.p. 274-302; 2011.
- [15] C. E. Andersen, S. K. Nielsen, S. Greilich, J. Helt-Hansen, J. C. Lindegaard, and K. Tanderup; *"Characterization of a fiber-coupled Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C luminescence dosimetry system for online in vivo dose verification during <sup>192</sup>Ir brachytherapy"*; American Association of Physicists in Medicine; Vol. 36; p.p. 708-718; 2009.
- [16] A.J.J. Bos; *"High Sensitivity Thermoluminescence Dosimetry"*; Nuclear Instruments and Methods in Physics Res. B; Vol. 184; p.p. 3-28; 2001.

- [17] Eduardo G. Yukihara; *"Luminescence Properties Of BeO Optically Stimulated Luminescence (OSL) Detectors"*; Radiation Measurement; Vol. 46; p.p. 580 – 587; 2011.
- [18] Eduardo G. Yukihara and Stephen W. S. McKeever; *"Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications"*; John Wiley & Sons Ltd; 2011.
- [19] S. Miller & G. Endres; *"Laser-Induced Optically Stimulated M Centre Luminescence in LiF"*; Radiation Protection Dosimetry; Vol. 33; p.p. 59-62; 1990.
- [20] Nam Y. M., Kim J. L.; *"Thermoluminescence Properties of LiF: Mg, Cu, Na, Si pellets in radiation dosimetry"*; Radiation Protection Dosimetry; Vol. 100; p.p. 467–470; 2002.
- [21] W. Geoffrey West, Kimberlee J. Kearfott & Chung Y. Seow; *"Investigation Of Optically Stimulated Luminescence and Signal Fading Properties Of Several Materials"*; Health Physics Society; Vol. 112; p.p. 560–577; 2017.
- [22] S. A. Abraham, K. J. Kearfott, A. H. Jawad, A. J. Boria, T. J. Buth, A. S. Dawson, S. C. Eng, S. J. Frank, C. A. Green, M. L. Jacobs, K. Liu, J. A. Miklos, H. Nguyen, M. Rafique, B. D. Rucinski, T. Smith and Y. Tan; *"Design of interrogation protocols for radiation dose measurements using optically-stimulated luminescent dosimeters"*; Health Physics Society; Vol. 112; p.p. 237–245; 2017.
- [23] Charles Kittel; *"Introduction to Solid State Physics"*; John Wiley & Sons; 8<sup>th</sup> edición; 2005.
- [24] R. W. Phol; *"Electron Conductivity and Photochemical processes in Alkali-Halide Crystals"*; 1939.
- [25] Savitzky Abraham, Golay Marcel J.E.; *"Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures"*; Analytical Chemistry; Vol. 36; p.p. 1627-1639; 1964.
- [26] PTW; *"Cámaras de Ionización tipo 31010, 31011, 31012, y tipo 31013 (Cámaras semiflexibles)"*; p.p. 21–23; 2014.
- [27] International Atomic Energy Agency; *"Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Radiotherapy (TRS-398): Review of testing results"*; IAEA, Vienna; 2005.

## ANEXOS

### A.1. UBICACIÓN DE LOS PICOS DE LA RESPUESTA LUMINISCENTE DEL FLUORURO DE LITIO

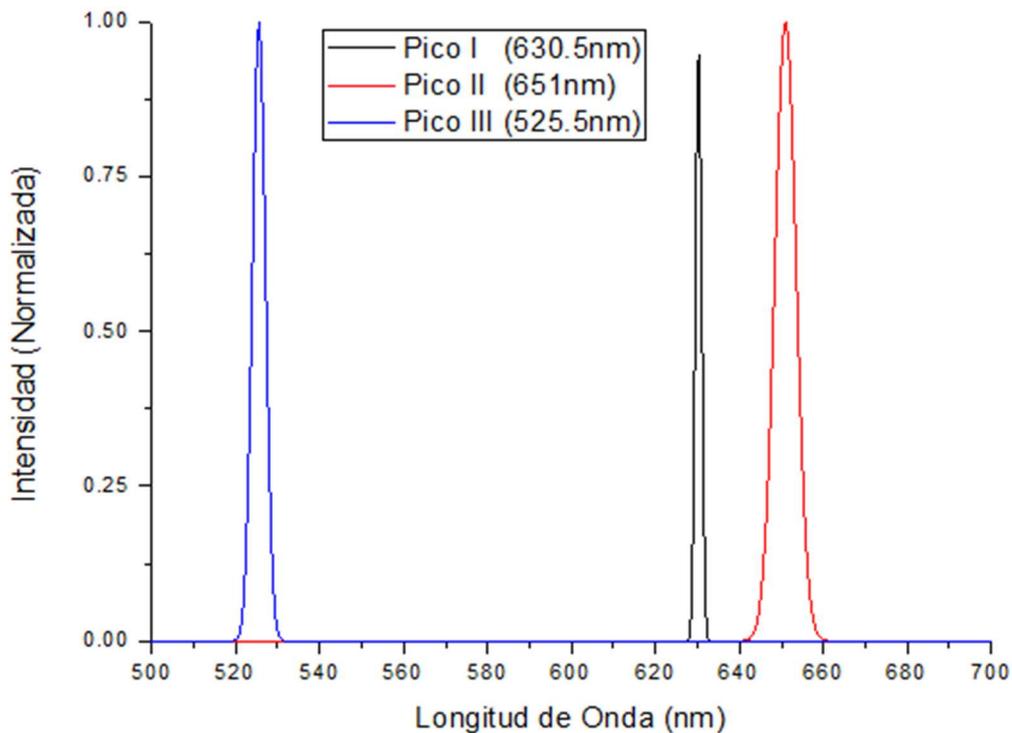


Figura 46. Ubicación de los picos de las componentes gaussianas para los cristales irradiados con energía de 6MV

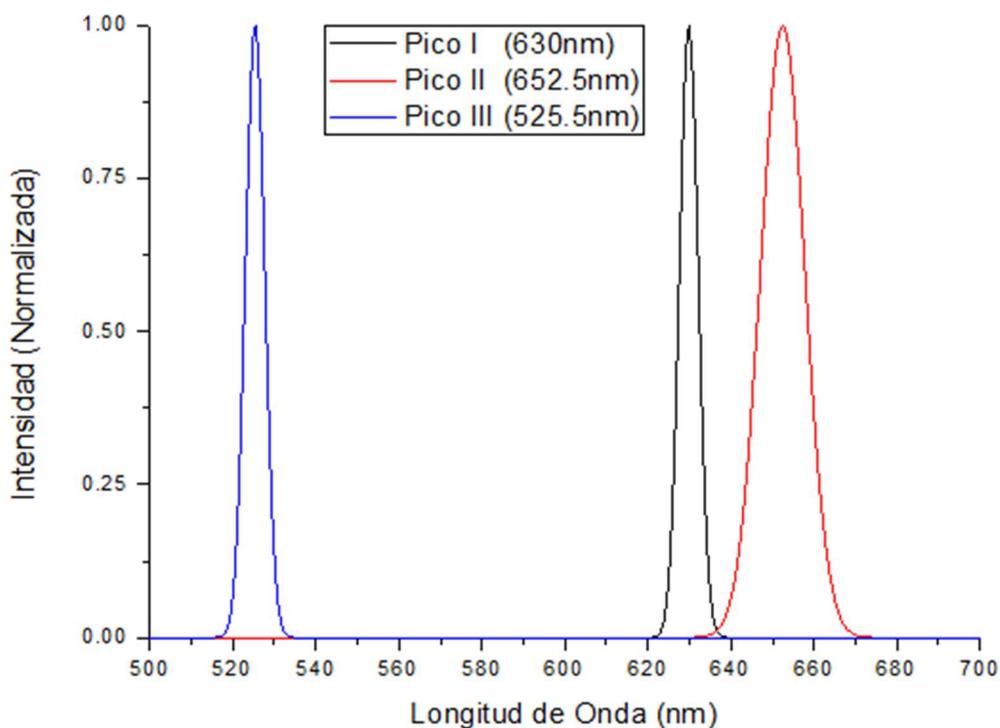


Figura 47. Ubicación de los picos de las componentes gaussianas para los cristales irradiados con energía de 10MV

## A.2. DETERMINACIÓN DE DOSIS ABSORBIDA PARA HACES EXTERNOS

Existen 3 métodos básicos utilizados normalmente para la determinación absoluta de dosis absorbida en agua: calorimetría, dosimetría química y dosimetría por ionización, sin embargo en este trabajo únicamente nos centraremos en el método de dosimetría por ionización.

En dicho método se utiliza una cámara de ionización como patrón primario la cual consiste de una cámara de cavidad de grafito, cuyo volumen deberá conocerse con una exactitud suficientemente buena, diseñada para cumplir hasta donde sea posible los requisitos de un detector de Bragg-Gray. La cámara se coloca en un maniquí de agua y la dosis absorbida en agua, en el punto de referencia, se obtiene a partir de la energía específica media impartida al aire de la cavidad.

Para realizar la verificación de las dosis entregadas a los cristales se utilizará el formalismo para la determinación de dosis absorbida en agua para haces de fotones de alta energía del organismo internacional de energía atómica (TRS - 398), el cual proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) en haces clínicos de fotones de alta energía y recomendaciones para la dosimetría relativa. Dicho código aplica a haces de fotones generados por electrones con energías en el rango de 1 MeV a 50 MeV.

### A.2.1. FORMALISMO BASADO EN $N_{D,W}$

La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia,  $z_{ref}$  en agua, para un haz de referencia de calidad  $Q_0$  y en ausencia de la cámara de ionización, viene dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdots \quad (4)$$

Donde:

- $M_Q$  → Lectura de la cámara de ionización corregida por las magnitudes de influencia.
- $k_{Q,Q_0}$  → Factor de corrección que toma en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia ( $Q_0$ ) y la calidad del haz real utilizada ( $Q$ ).
- $N_{D,W,Q_0}$  → Factor de calibración de la cámara de ionización.

Con

$$M_Q = L \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_S \cdots \quad (5)$$

Donde:

- $L$  → Lectura obtenida por la cámara de ionización.
- $k_{pol}$  → Factor de corrección de polarización.
- $k_{TP}$  → Factor de corrección de temperatura, presión y humedad.
- $k_S$  → Factor de corrección de recombinación iónica.

#### **A.2.2. CONDICIONES DE REFERENCIA**

Para la determinación de la dosis absorbida en agua se toman los siguientes parámetros.

- Tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{cm}^2$  en la posición del punto de referencia.
- Distancia fuente superficie de 100cm.
- Profundidad de la cámara de ionización: para fotones de 6MV deberá de ser de 5cm y para fotones de 10MV o mayor se recomienda un valor de 10cm.
- Tasa de dosis de 300UM/min.

#### **A.2.3. CÁMARA DE IONIZACIÓN**

Para la calibración de haces de fotones de alta energía se recomienda el uso de una cámara de ionización tipo cilíndrica.

Este tipo de cámaras es muy conveniente para las medidas en fotones de alta energía ya que son robustas y fáciles de usar.

El volumen de la cavidad de la cámara debería estar entre  $0.1 \text{cm}^3$  y  $1 \text{cm}^3$  aproximadamente. Estos requisitos se cumplen en las cámaras cilíndricas con una cavidad de aire de diámetro interno no superior a los 7mm aproximadamente y una longitud interna no mayor de unos 25mm. Además esta no deberá estar sellada herméticamente con el fin de que esta se equilibre rápidamente con la temperatura y la presión atmosférica del ambiente.

Durante su uso la cámara deberá alinearse de forma tal que la fluencia de la radiación sea aproximadamente uniforme en la sección transversal de la cavidad de la cámara.

#### **A.2.4. CONJUNTO DE MEDIDA**

Se encuentra formado por un electrómetro y una fuente de alimentación que suministra la tensión de colección a la cámara de ionización. El electrómetro deberá tener preferiblemente una escala digital y una resolución de 4 dígitos (0.1% de resolución en la lectura). Además la variación de la respuesta no debería exceder un  $\pm 0.5\%$  en un año.

Deberá también ser posible invertir la polaridad de la tensión de colección, a fin de determinar el efecto de polaridad de la cámara de ionización, y variar el valor de la tensión para determinar la eficiencia de colección.

#### **A.2.5. MANIQUÍES**

Para la dosimetría de haces de fotones de baja energía (por debajo de los 10MV) es posible el uso de maniqués sólidos en forma de planchas de poliestireno, PMMA y algunos plásticos equivalentes como agua sólida, no obstante la determinación de dosis debe referirse siempre a la dosis absorbida en agua.

Tabla 5. Composición Química del Agua Sólida

Composición Química y Densidad Nominal.	
H	0.0809
C	0.6722
N	0.0240
O	0.1984
Cl	0.0013
Ca	0.0232
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	1.030
Z <sub>efec</sub>	5.96

Las dimensiones del maniquí deben sobrepasar al menos en 5cm las dimensiones de los cuatro lados del tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida y además debe extenderse al menos 5 g/cm<sup>2</sup> más allá de la profundidad máxima de medida.

Antes de comenzar con las mediciones se recomienda irradiar la cámara de ionización con una dosis de entre 2 Gy a 5 Gy para alcanzar el equilibrio de cargas entre los diferentes materiales que la componen.

#### A.2.6. CORRECCIÓN POR MAGNITUDES DE INFLUENCIA

Ya que el factor de calibración de una cámara de ionización es válido sólo para las condiciones de referencia que se aplican en la calibración, se calcularán los factores de influencia pertinentes, los cuales son:

##### A.2.6.1. FACTOR POR PRESIÓN, TEMPERATURA Y HUMEDAD

Como todas las cámaras recomendadas en el informe TRS-398 son abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas, por lo que se deberá aplicar el siguiente factor de corrección para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia.

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) \cdot P_0}{(273.2 + T_0) \cdot P} \dots \textcircled{6}$$

Donde:

- $P$  → Presión del aire en la cavidad
- $T$  → Temperatura del aire en la cavidad
- $P_0$  → Presión de referencia (101.3 kPa)
- $T_0$  → Temperatura de referencia (20 °C) [27]

#### A.2.6.2. FACTOR POR LA CALIBRACIÓN DEL ELECTRÓMETRO

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el laboratorio suministra un factor de calibración para cada uno. Cuando se calibran conjuntamente entonces el factor de calibración combinado se da en unidades de Gy/nC.

#### A.2.6.3. FACTOR DE EFECTO DE POLARIDAD

Para la mayoría de los tipos de cámaras el efecto es despreciable para haces de fotones, sin embargo si se utiliza la cámara con tensiones de colección de polaridad opuesta se deberá tomar en cuenta el siguiente factor.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \dots \textcircled{7}$$

Donde:

- $M_+$  → Lectura del electrómetro obtenida con polaridad positiva
- $M_-$  → Lectura del electrómetro obtenida con polaridad negativa
- $M$  → Lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa)

#### A.2.6.4. FACTOR POR RECOMBINACIÓN DE IONES

Ya que está presente la colección incompleta de cargas en la cavidad de la cámara de ionización debido a la recombinación de iones entonces se requiere el uso de un factor de corrección el cual toma en cuenta dos efectos independientes:

- I) Recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes (recombinación general o volumétrica), la cual depende de la densidad de las partículas ionizantes o bien en nuestro caso, de la tasa de dosis.
- II) Recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante (recombinación inicial), la cual es independiente de la tasa de dosis.

Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada. Dicho factor para haces pulsados se recomienda que se deduzca utilizando el método de las dos tensiones <sup>[26]</sup>, el cual supone una dependencia lineal de  $\frac{1}{M}$  con  $\frac{1}{V}$  y utiliza los valores medidos de las cargas

colectadas  $M_1$  y  $M_2$  con las tensiones  $V_1$  y  $V_2$  respectivamente, medidas en las mismas condiciones de irradiación. Con  $V_1$  la tensión de colección normal de trabajo y  $V_2$  una tensión inferior, idealmente la razón  $\frac{V_1}{V_2}$  debería ser  $\geq 3$ . De esta manera el factor de corrección por recombinación se obtendrá a partir de la relación:

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \dots \textcircled{8}$$

Donde:

$M_1$  → Carga colectada con la tensión de colección  $V_1$

$M_2$  → Carga colectada con la tensión de colección  $V_2$

$V_1$  Tensión normal de colección de trabajo y  $V_2$  tensión inferior

El valor de los coeficientes  $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$  depende de la razón entre las tensiones en cuestión

Tabla 6. Coeficientes de Ajuste Cuadrático para el cálculo de  $k_s$  mediante la técnica de las dos tensiones

$\frac{V_1}{V_2}$	Haces Pulsados		
	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.875	0.677
3.5	1.080	-0.542	0.463
4.0	1.022	-0.363	0.341
5.0	0.975	-0.188	0.241

#### A.2.6.5. ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ (FACTOR $k_{Q,Q_0}$ )

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico, la calidad  $Q$  del haz se especifica mediante la razón tejido-maniquí  $TPR_{20,10}$ , la cual es el cociente entre las dosis absorbidas en las profundidades de 20cm y 10cm en el maniquí de agua, medidas a una distancia fuente cámara de 100cm y tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{cm}^2$  en el plano de la cámara.

Dicha cantidad es una medida del coeficiente efectivo de atenuación que describe la disminución aproximadamente exponencial de una curva de dosis en profundidad de fotones más allá de la profundidad del máximo de dosis.

De esta manera el  $TPR_{20,10}$  puede obtenerse mediante la relación:

$$TPR_{20,10} = 1.2661 \cdot PDD_{20,10} - 0.0595 \dots \textcircled{9}$$

Donde:

$PDD_{20,10}$  → es el cociente de los porcentajes de dosis en las profundidades de 10 y 20cm, para un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  definido en la superficie del maniquí a una distancia fuente superficie (SSD) de 100cm

De esta manera los valores de  $k_Q$  para las calidades de haz no reportadas se obtendrán por medio de una interpolación de los datos obtenidos en la literatura [23], de esta manera para nuestra cámara de ionización tendremos:

Tabla 7. Valores calculados  $k_Q$  para haces de fotones de alta energía en función de la calidad del haz ( $TPR_{20,10}$ )

Calidad del haz $TPR_{20,10}$	$k_Q$
0.50	1.003
0.53	1.002
0.56	1.000
0.59	0.999
0.62	0.997
0.65	0.994
0.68	0.990
0.70	0.988
0.72	0.984
0.74	0.980
0.76	0.975
0.78	0.968
0.80	0.960
0.82	0.952
0.84	0.940

Posteriormente los valores de la Tabla 7 se ajustaron a la función polinomial que mejor se aproximó a los datos, a fin de encontrar el valor  $k_Q$  para la calidad del equipo en cuestión.

Antes de la irradiación de los cristales se colocó a profundidad de referencia ( $Z_{ref}$ ) una cámara de ionización Semiflex de geometría cilíndrica con el fin de obtener y verificar la cantidad de dosis entregada en dicho punto por unidad monitor liberada por el equipo y de esta manera calcular las unidades monitor necesarias para cada irradiación.

Para esto se realizaron 3 disparos con 100UM en condiciones de referencia, obteniendo para cada disparo.

Tabla 8. Lecturas para la calibración del equipo

Lecturas para la energía de 10MV		Lecturas para la energía de 6MV	
Lectura 1	10.57x10 <sup>-9</sup> C	Lectura 1	12.37x10 <sup>-9</sup> C
Lectura 2	10.57x10 <sup>-9</sup> C	Lectura 2	12.38x10 <sup>-9</sup> C
Lectura 3	10.57x10 <sup>-9</sup> C	Lectura 3	12.38x10 <sup>-9</sup> C
Lectura Promedio	10.57x10 <sup>-9</sup> C	Lectura Promedio	12.376x10 <sup>-9</sup> C

Posteriormente se calcularon los factores de influencia para la corrección del cálculo de dosis absorbida en agua obteniendo.

Para el factor de presión, humedad y temperatura:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + 19.3) \cdot 101,300}{(273.2 + 20) \cdot 77,410} = 1.3$$

Para el cálculo del factor de polarización se obtuvo:

$$k_{pol} = \frac{|1.898x10^{-9}| + |-1.929x^{-9}|}{2 \cdot (1.898x10^{-9})} = 1.008 \text{ para 10MV}$$

$$k_{pol} = \frac{|1.696x10^{-9}| + |-1.719x^{-9}|}{2 \cdot (1.696x10^{-9})} = 1.007 \text{ para 6MV}$$

Para el factor de corrección por recombinación iónica, utilizando una tensión de colección de 100V y la de uso común de 400V, se obtuvo (de la ecuación 6 y de los coeficientes tomados de la tabla 4 para una razón  $\frac{V_1}{V_2} = 4$ ):

$$k_S = 1.022 - 0.363 \left( \frac{1.898x10^{-9}}{1.881x10^{-9}} \right) + 0.341 \left( \frac{1.898x10^{-9}}{1.881x10^{-9}} \right)^2 = 1.003 \text{ para 10MV}$$

$$k_S = 1.022 - 0.363 \left( \frac{1.696x10^{-9}}{1.681x10^{-9}} \right) + 0.341 \left( \frac{1.696x10^{-9}}{1.681x10^{-9}} \right)^2 = 1.003 \text{ para 6MV}$$

Además para el factor  $k_{Q,Q_0}$  se realizó el cálculo de la razón tejido-maniquí ( $TPR_{20,10}$ ), midiendo la razón de los perfiles de dosis en profundidad a 10 y 20cm y utilizando la ecuación 9 se obtuvo:

$$TPR_{20,10} = 1.2661 \cdot (0.629) - 0.0595 = 0.737 \text{ para 10MV}$$

$$TPR_{20,10} = 1.2661 \cdot (0.572) - 0.0595 = 0.664 \text{ para 6MV}$$

Se tomaron los valores de la Tabla 7, graficaron e interpolaron obteniendo:

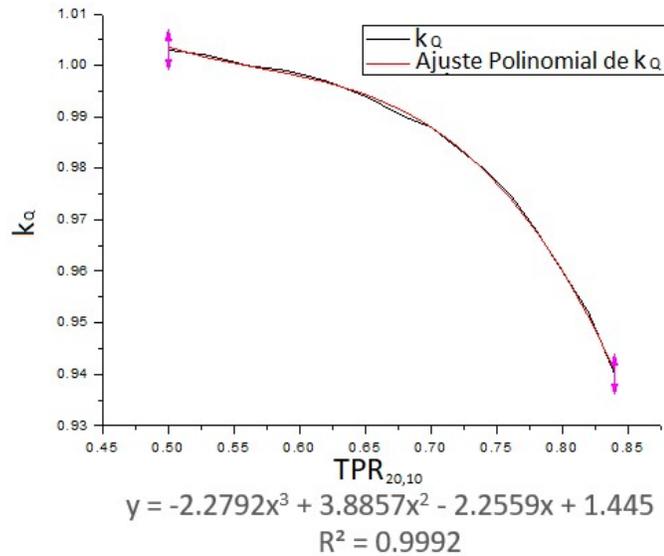


Figura 48. Interpolación de los valores calculados <sup>[23]</sup> de  $k_Q$  para haces de fotones de alta energía para la cámara de ionización Semiflex

De esta manera con la ecuación de ajuste siguiente:

$$y = -2.2792x^3 + 3.8857x^2 - 2.2559x + 1.445 \quad \dots \quad (10)$$

Se encontró:

$$k_{Q,Q_0} = -2.2792(0.737)^3 + 3.8857(0.737)^2 - 2.2559(0.737) + 1.445 = 0.980 \quad \text{para 10MV}$$

$$k_{Q,Q_0} = -2.2792(0.664)^3 + 3.8857(0.664)^2 - 2.2559(0.664) + 1.445 = 0.993 \quad \text{para 6MV}$$

Posteriormente se calculó dosis entregada en  $Z_{ref}$  debido a la entrega de 100UM para cada energía, con el factor de calibración de la cámara de ionización proporcionado por el servicio de física médica del hospital general de México ( $5.384 \times 10^7 \text{ Gy/C}$ ), tomando en cuenta que se envían a calibrar en conjunto la cámara de ionización con el electrómetro, es decir ( $k_{elec} = 1$ ). Con los anteriores factores se prosiguió con el cálculo de la dosis absorbida en agua según el protocolo TRS-398 para dicho punto obteniendo.

Para la energía de 6MV

$$D_{6MV} = (12.376 \times 10^{-9} \text{ C}) \cdot (5.384 \times 10^7 \text{ Gy/C}) \cdot (1.003) \cdot (1.007) \cdot (1.3) \cdot (0.993) = 0.87 \text{ Gy}$$

$$\dot{D} = 0.87 \text{ cGy/UM}$$

Para la energía de 10MV

$$D_{10MV} = (10.57 \times 10^{-9} \text{ C}) \cdot (5.384 \times 10^7 \text{ Gy/C}) \cdot (1.003) \cdot (1.008) \cdot (1.3) \cdot (0.980) = 0.73 \text{ Gy}$$

$$\dot{D} = 0.73 \text{ cGy/UM}$$

Ya que la calibración se realizó en condiciones de referencia, es decir, a una profundidad de 5cm para la energía de 6MV y a 10cm para la energía de 10MV, por los perfiles de dosis en profundidad sabemos que:

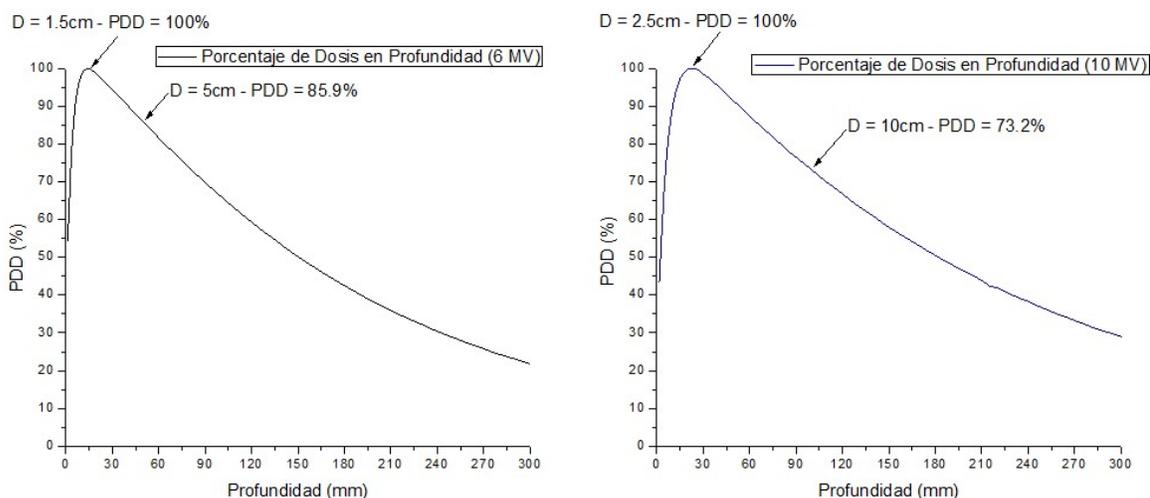


Figura 49. Distribuciones de dosis en profundidad para las energías de 6MV y 10MV

Para la energía de 6MV a una profundidad de 5cm y para la energía de 10MV a una profundidad de 10cm, de la Figura 49 sabemos que, se deposita el 85.9% y el 73.2% de la dosis respectivamente.

Entonces a profundidad de dosis máxima por unidad monitor para cada energía se depositan:

Tabla 9. Dosis entregada por unidad monitor a profundidad de dosis máxima

Factor de calibración para energía de 6MV	1.012 cGy/UM
Factor de calibración para energía de 10MV	0.997 cGy/UM

### A.3. PRESENTACIÓN EN CONGRESO

Ciudad de México, 26 de julio de 2019

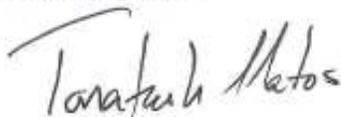
Apreciable Ivar Diego Aceves Sánchez  
Universidad Autónoma del Estado de México

Tengo el gusto de informarle que el trabajo con clave única: LXII-0826 y cuyo título es: Caracterización óptica de cristales de Fluoruro de Litio por luminiscencia ópticamente estimulada para uso potencial en dosimetría clínica., de los autores:

- Aceves Sánchez Ivar Diego\*  
Universidad Autónoma del Estado de México
- Camacho López Miguel Ángel  
Heriot-Watt University
- Isaac Olivé Keila  
Dalhousie University
- León Marroquín Elsa Yazmín  
Washington University School of Medicine
- Torres García Eugenio  
Universidad Autónoma del Estado de México
- \* Presentador

Fue aceptado para su presentación tipo: poster en la sesión de Física Médica el día 9 de octubre en Explanada frente a Rectoría dentro del programa del LXII Congreso Nacional de Física, que se celebrará en el Centro Internacional de Vinculación y Enseñanza de la Universidad Juárez Autónoma de Tabasco, Villahermosa, Tabasco, del 6 al 11 de octubre de 2019.

ATENTAMENTE



Tonatiuh Matos Chassin  
Presidente de la Sociedad Mexicana de Física





UNIVERSIDAD JUÁREZ  
AUTÓNOMA DE TABASCO  
"ESTUDIO EN LA PRÁCTICA. ACCIÓN EN LA TEORÍA"



TABASCO



TURISMO

SECRETARÍA DE TURISMO



Oficina de Convenciones  
y Visitantes de Tabasco



AMHMT  
Asociación Mexicana de Físicos  
y Matemáticos A.C.



# LA SOCIEDAD MEXICANA DE FÍSICA

Agradece la asistencia y participación de:

**Ivar Diego Aceves Sánchez**  
Universidad Autónoma del Estado de México

en el **LXII Congreso Nacional de Física**

del 7 al 11 de octubre de 2019

Centro Internacional de Vinculación y Enseñanza de la  
Universidad Juárez Autónoma de Tabasco,  
Villahermosa, Tabasco

**Dr. Tonatiuh Matos Chassin**  
Presidente de la SMF

#### A.4. ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN

The screenshot shows a Gmail interface. At the top, there's a search bar with "Buscar correo" and a "Redactar" button. The email header shows the sender as "Dra. Nelly Gordillo Castillo" with a profile picture and the email address "nmb.somb@gmail.com". The subject is "[RMIB] Acuse de recibo del envío" and it's marked as "Recibidos x". The date and time are "Jue., 31 oct. 22:35 (hace 4 días)". The main body of the email contains a message in Spanish: "Gracias por enviar el manuscrito 'Caracterización Óptica de Cristales de Fluoruro de Litio por Luminiscencia Ópticamente Estimulada para Uso Polencial en Dosimetría Clínica' a Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Con el sistema de gestión de publicaciones en línea que utilizamos podrá seguir al progreso a través del proceso editorial tras iniciar sesión en el sitio web de la publicación." It includes a URL for the manuscript: "http://rmbi.mx/index.php/rmbi/authorDashboard/submission/1006" and the sender's name "Dra. Nelly Gordillo Castillo" with her website "www.rmbi.mx". At the bottom, there's a note about the journal's indexing: "La Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica está incluida en SCOPUS, SCIELO, REDALYC, EBSCO, LATINDEX y en Sistema de Clasificación de Revisas Científicas y Tecnologías del CONACYT - QI." The interface also shows a sidebar with folders like "Destacados", "Pospuestos", "Enviados", "Borradores", "Archivo", and "POP".

Buscar correo

Redactar

Recibidos

Destacados

Pospuestos

Enviados

Borradores 16

Archivo

POP

Ivar +

←

1 de 591

[RMIB] Acuse de recibo del envío Recibidos x

Jue., 31 oct. 22:35 (hace 4 días)

Dra. Nelly Gordillo Castillo [nmb.somb@gmail.com](mailto:nmb.somb@gmail.com) a través de [rmbi.com.mx](http://rmbi.com.mx) para mí

Ivar Diego Aceves Sanchez:

Gracias por enviar el manuscrito "Caracterización Óptica de Cristales de Fluoruro de Litio por Luminiscencia Ópticamente Estimulada para Uso Polencial en Dosimetría Clínica" a Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Con el sistema de gestión de publicaciones en línea que utilizamos podrá seguir al progreso a través del proceso editorial tras iniciar sesión en el sitio web de la publicación:

URL del manuscrito: <http://rmbi.mx/index.php/rmbi/authorDashboard/submission/1006>

Nombre de usuario/a: ivard13g0

Si tiene alguna duda pueda ponerse en contacto conmigo. Gracias por elegir esta editorial para mostrar su trabajo.

Dra. Nelly Gordillo Castillo

[www.rmbi.mx](http://www.rmbi.mx)

La Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica está incluida en SCOPUS, SCIELO, REDALYC, EBSCO, LATINDEX y en Sistema de Clasificación de Revisas Científicas y Tecnologías del CONACYT - QI.

1 Seleccione:

2 Artículo de investigación

3 Fecha de envío: 31 de 10 de 2019

4

5

6

7

8

9

10

11

12

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

24

25

26

27

28

29

30

31

32

33

34

35

36

37



## Caracterización Óptica de Cristales de Fluoruro de Litio por Luminiscencia Ópticamente Estimulada para Uso Potencial en Dosimetría Clínica.

### Optic Characterization of Lithium Fluoride by Optically Stimulated Luminescence as a Potential Use in Clinical Dosimetry.

#### RESUMEN

Se caracterizó la respuesta OSL en cristales de Fluoruro de Litio puro encontrando su curva de calibración, linealidad de la respuesta, dependencia energética y desvanecimiento de la señal dentro de las primeras 12 horas después de su irradiación. Se utilizaron 4 cristales de Fluoruro de Litio, los cuales se irradiaron con fotones de 6MV y 10MV dentro de un rango de dosis utilizadas en radioterapia (2Gy a 50Gy), posteriormente se leyeron utilizando un láser azul (445nm), un filtro pasa altos (500nm) y un espectrofotómetro. El material presenta un buen desempeño como dosímetro OSL mostrando un comportamiento supralineal para el rango de dosis altas (mayor a 10Gy), no se encontró dependencia energética para fotones de 6MV y 10MV y un desvanecimiento inapreciable de la luminiscencia de los cristales guardados en condiciones estándar de laboratorio dentro de las primeras 12 horas después de su irradiación. Las pruebas preliminares muestran que el material es un buen candidato para uso en dosimetría mediante la técnica OSL, sin embargo, aún falta optimizar los parámetros de estimulación en el proceso de lectura para aumentar la relación señal-ruido del sistema y lograr su uso en dosimetría para niveles de dosis por debajo de los 2Gy.

**Palabras clave: Fluoruro de Litio, Luminiscencia ópticamente estimulada, Dosimetría por luminiscencia ópticamente estimulada.**

#### ABSTRACT

The research work aims to characterize Lithium Fluoride crystals without dope in order to find, the calibration curve, range of doses for which it have a linear behavior, energy dependence and signal fading within 12 hours after its exposition to ionizing radiation. For this 4 Lithium Fluoride crystals was irradiated with photons of 6MV and 10MV of energy within a dose range used in radiotherapy (2Gy to 50Gy), then these were reading by exposed these to a laser light source (445nm) using a high pass filter (500nm) and a spectrophotometer. The results showed a good behavior of the material as an OSL dosimeter showing a supra-linear behavior for the

38 range of doses above 10Gy but nevertheless the results showed no dependence of the energy and a no significant  
 39 fading of the luminescence for the 12 hours after the exposition to ionizing radiation. The preliminary tests  
 40 showed that the material is a good candidate to OSL dosimetry, however it's still necessary to optimize the  
 41 stimulation parameters in the reading process in order to increase the signal-noise ratio and achieve its use in  
 42 dosimetry for dose levels below 2Gy.

43 **Keywords: Lithium Fluoride; Optically stimulated luminescence; Optically stimulated**  
 44 **luminescence dosimetry.**

45

46 **INTRODUCCIÓN**

47 Actualmente se utilizan dosímetros de  
 48 Fluoruro de Litio dopados con ciertas tierras raras en  
 49 dosimetría clínica como lo es el TLD-100 para el cual se  
 50 reportan mediciones de dosis de hasta  $10\mu\text{Gy}$  con una  
 51 incertidumbre menor al 20% para un nivel de confianza  
 52 del 95% [1], como también su uso en mediciones de dosis  
 53 fuera del campo de radiación para energías de hasta  
 54 10MV [2]. También se encuentran otros materiales como  
 55 los de óxido de Aluminio u Óxido de Berilio para los  
 56 cuales se reporta un excelente desempeño [3], [4].

57

58 El Fluoruro de Litio como miembro de la  
 59 familia de los haluro alcalinos es un excelente candidato  
 60 para la dosimetría por luminiscencia del centro M,  
 61 además por su número efectivo ( $Z_{\text{efectivo}}=8.2$ ) casi  
 62 equivalente a tejido el cual lo hace un material ideal para  
 63 aplicaciones en dosimetría de campo mixto [5], y al  
 64 hecho que se encuentra comercialmente disponible  
 65 debido a su uso como ventana óptica surge el interés de  
 66 caracterizar su respuesta luminiscente ópticamente  
 67 estimulada.

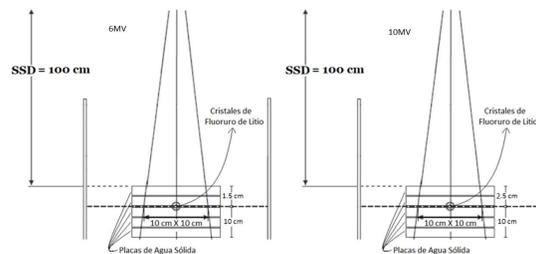
68 Debido a que todos los dosímetros basados en  
 69 LiF son usados con una técnica térmica, se generan  
 70 varias desventajas como el desvanecimiento y variación  
 71 considerable de la señal luminiscente en el proceso de  
 72 lectura así como hacer un buen contacto térmico con el  
 73 dosímetro por nombrar algunas, además estos se  
 74 encuentran dopados con tierras raras por lo que se  
 75 incrementa el precio del material. Aunque se pudiera  
 76 pensar que el dopaje es el responsable de los defectos en  
 77 la estructura cristalina del cristal, una porción muy  
 78 significativa de la respuesta luminiscente proviene de  
 79 defectos debido a la exposición de este a radiación  
 80 ionizante [6], [7].

81 **METODOLOGÍA**

82 Se utilizaron 4 cristales de LiF sin dopar  
 83 irradiados en un rango de dosis de entre 50Gy y 2Gy los

84 cuales fueron leídos 30 minutos y 12 horas después de su  
 85 exposición a radiación ionizante con la ayuda de un  
 86 espectrofotómetro marca Stellarnet.

87 Para su irradiación (Ilustración 1) fueron  
 88 colocados a condiciones de referencia del equipo y en  
 89 posición de dosis máxima (siendo esta de 1.5cm y 2.5cm  
 90 para fotones de 6MV y 10MV respectivamente), a una  
 91 distancia fuente superficie de 100cm y con tamaño de  
 92 campo de  $10 \times 10 \text{cm}^2$ .

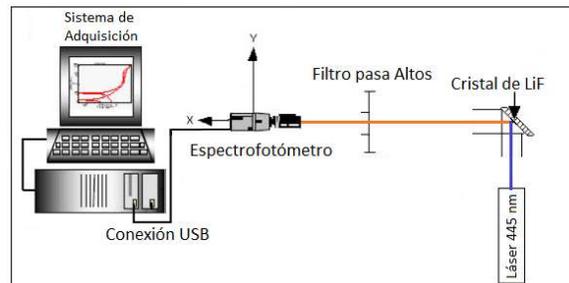


93

94 *Ilustración 1. Configuración para la irradiación de los*  
 95 *cristales de LiF.*

96

97 Para la estimulación de los cristales se utilizó  
 98 un láser marca thorlabs de 445nm y 120mW de potencia,  
 99 además se utilizó un filtro pasa altos (500nm) colocado  
 100 frente a la apertura de detección del espectrofotómetro  
 101 (Ilustración 2) con el fin de discriminar entre la longitud  
 102 de onda de estimulación con respecto a la de emisión.



103

104 *Ilustración 2. Arreglo del dispositivo de Lectura.*

105 Posteriormente se procesó la señal  
 106 luminiscente de los cristales y se les ajusto a la suma de  
 107 3 curvas gaussianas de la forma (1):

$$108 \quad y = y_0 + \left(\frac{A}{\sqrt{\pi} w_0}\right) e^{-\frac{(x-x_e)^2}{w_0^2}} \quad (1)$$

109 Centradas en:

110 *Tabla 1. Ubicación de las gaussianas*

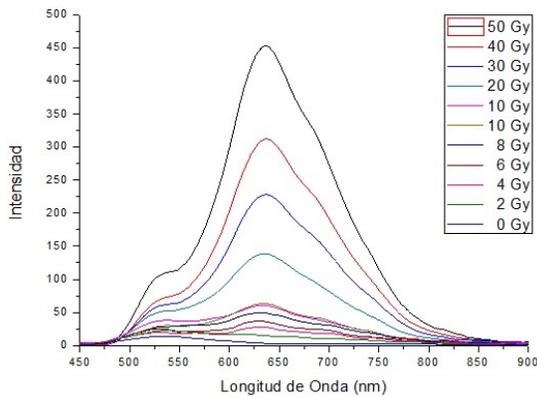
Posición del centro de las gaussianas para el ajuste	
Pico I	630nm ± 2nm
Pico II	652.5nm ± 5.3nm
Pico III	525.4nm ± 2.3nm

111

112 Posteriormente se calculó el área bajo la curva  
 113 y se realizó la curva de calibración para la contribución  
 114 de la respuesta luminiscente para cada gaussiana y para  
 115 el espectro completo.

### 116 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

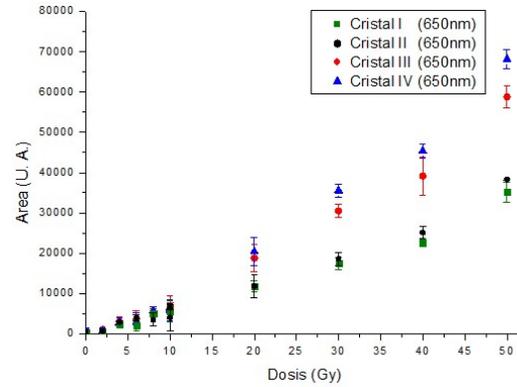
117 Para los espectros suavizados se observa un  
 118 comportamiento ascendente de la intensidad de  
 119 luminiscencia con respecto a la dosis que fue entregada  
 120 para todos los cristales.



121

122 *Ilustración 3. Espectros OSL a diferentes*  
 123 *dosis para un mismo cristal.*

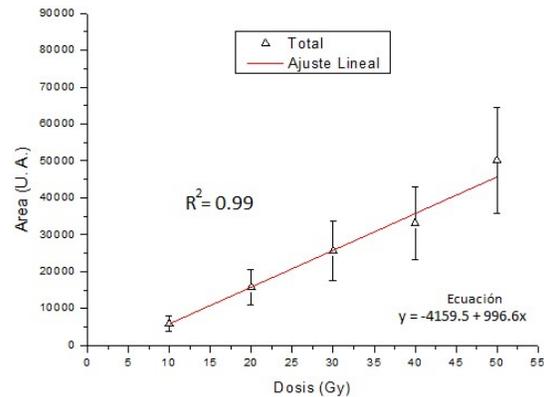
124 El análisis se realizó para la contribución de la  
 125 respuesta para cada gaussiana (Tabla 1) y para todo el  
 126 espectro encontrando un comportamiento lineal  
 127 únicamente para la gaussiana centrada en 652.5nm.



128

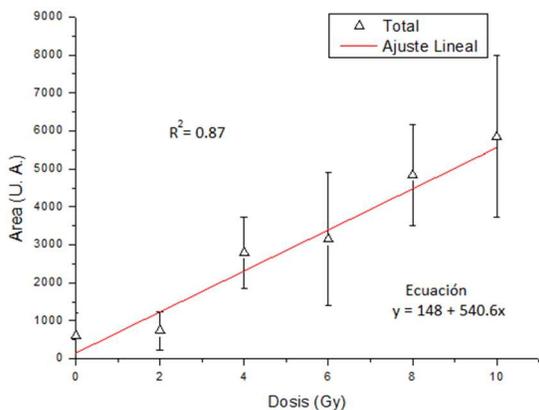
129 *Ilustración 4. Curva de calibración para los 4*  
 130 *cristales irradiados con fotones de 6MV.*

131 Se puede observar una supra linealidad en la  
 132 curva de calibración para dosis mayores a 10Gy  
 133 (Ilustración 4), por lo que se realizó el análisis por  
 134 regiones tomando un rango de dosis de 0Gy a 10Gy y  
 135 otro desde 10Gy a 50Gy, obteniendo para todo el lote de  
 136 los cristales un ajuste con una R<sup>2</sup> mayor a 0.9 para cada  
 137 intervalo de la curva de calibración (Ilustración 5 e  
 138 Ilustración 6):



139

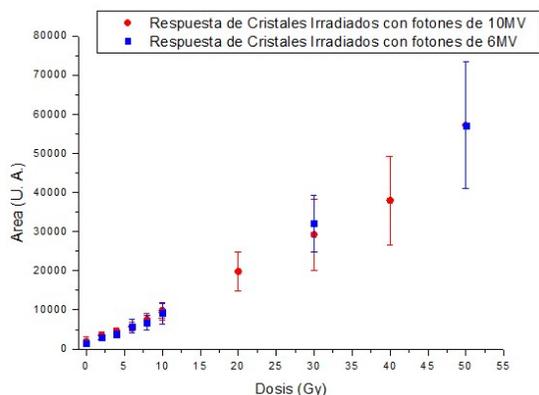
140 *Ilustración 5. Ajuste lineal para el intervalo*  
 141 *de 10Gy a 50Gy para la curva de calibración de todo el*  
 142 *lote.*



143

144 *Ilustración 6. Ajuste lineal para el intervalo*  
 145 *de 0Gy a 10Gy para la curva de calibración de todo el*  
 146 *lote.*

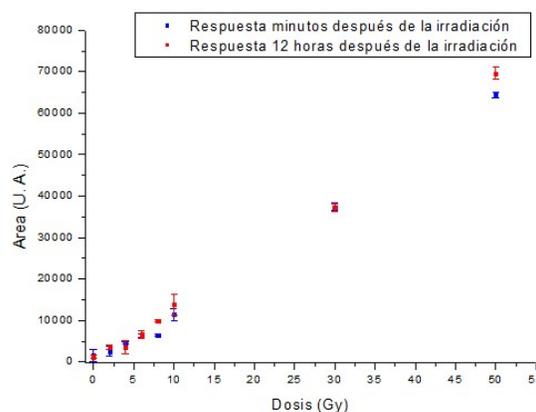
147 Se graficó la respuesta luminiscente de  
 148 cristales irradiados con fotones a energías de 6MV y  
 149 10MV, obteniendo que no hay dependencia energética  
 150 para la respuesta (Ilustración 7) de los cristales:



151

152 *Ilustración 7. Dependencia energética.*

153 Para el desvanecimiento de la señal dentro de  
 154 las primeras 12 horas después de su exposición  
 155 (Ilustración 8) a radiación ionizante se obtuvo:



156

157 *Ilustración 8. Desvanecimiento de la señal luminiscente*  
 158 *de cristales de LiF*

### 159 CONCLUSIONES

160 Aunque faltan algunas pruebas para hacer uso  
 161 del material en dosimetría clínica, los cristales de LiF sin  
 162 dopantes estimulados ópticamente muestran un  
 163 comportamiento lineal para el rango de dosis de 2Gy a  
 164 10Gy y de 10Gy a 50Gy, un desvanecimiento nulo dentro  
 165 de las primeras 12 horas después de su exposición a  
 166 radiación ionizante (Ilustración 7) y aunque se muestra  
 167 un error grande para la curva de calibración del lote en  
 168 conjunto (Ilustración 5), para la curva de calibración de  
 169 cada elemento se obtienen errores aceptables (Ilustración  
 170 4), esto es debido a que la respuesta intrínseca de  
 171 luminiscencia emitida por dosis recibida es muy  
 172 diferente de cristal a cristal y esto se superaría con un  
 173 número mayor de elementos con la intención de hacer un  
 174 bacheo del lote y elegir solo aquellos elementos que  
 175 contengan similar respuesta luminiscente. Hasta el  
 176 momento las pruebas preliminares muestran un buen  
 177 desempeño y uso factible del material para su uso en  
 178 dosimetría clínica con una técnica de lectura óptica.

### 179 REFERENCIAS

180 [1] K. Burke and D. Sutton; “*Optimization and*  
 181 *deconvolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic*  
 182 *radiology*”; The British Journal of Radiology; Vol.70;  
 183 p.p. 261–271; 1997. DOI:  
 184 <https://doi.org/10.1259/bjr.70.831.9166051>

185 [2] S. F. Kry, M. Price, D. Followill, F. Mourtada and  
 186 M. Salehpour; “*The use of LiF ( TLD-100 ) as an out-*  
 187 *of-field dosimeter*”; Journal of Applied Clinical  
 188 Medical Physics; Vol. 8; p.p. 169–175; 2007.  
 189 DOI:10.1120/jacmp.v8i4.2679

190 [3] G. Baldacchini, A. T. Davidson, V. S. Kalinov, A. G.  
 191 Kozakiewicz, R. M. Montereali, E. Nichelatti and A. P.

- 192 Voitovich; “*Thermoluminescence of pure LiF crystals*  
193 *and color centers*”; Journal of Luminescence; Vol. 122-  
194 123; p.p. 371–373; 2007.  
195 <https://doi.org/10.1016/j.jlumin.2006.01.193>
- 196 [4] M. S. Akselrod; “*Fundamentals Of Materials,*  
197 *Techniques, and Instrumentation for OSL and FNTD*  
198 *Dosimetry*”; Concepts and Trends in Medical Radiation  
199 Dosimetry, AIP Conf. Proc. 1345; p.p. 274-302; 2011.  
200 <https://doi.org/10.1063/1.3576173>
- 201 [5] S. Miller & G. Endres; “*Laser-Induced Optically*  
202 *Stimulated M Centre Luminescence in LiF*”; Radiation  
203 Protection Dosimetry; Vol. 33; p.p. 59-62; 1990.  
204 <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a080758>
- 205 [6] D. R. S. Ribeiro, D. N. Souza, A. F. Maia, S. L.  
206 Baldochi, and L. V. E. Caldas; “*Applicability of pure LiF*  
207 *in dosimetry*”; Radiation Measurements; Vol. 43; p.p.  
208 1132–1134; 2008.  
209 <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.12.007>
- 210 [7] G. Baldacchini, A. T. Davidson, V. S. Kalinov, A. G.  
211 Kozakiewicz, R. M. Montereali, E. Nichelatti and A. P.  
212 Voitovich; “*Thermoluminescence of pure LiF crystals*  
213 *and color centers*”; Journal of Luminescence; Vol. 122-  
214 123; p.p. 371–373; 2007.  
215 DOI: [10.1016/j.jlumin.2006.01.193](https://doi.org/10.1016/j.jlumin.2006.01.193)