



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
UNIDAD IZTAPALAPA

DIVISION DE CIENCIAS BASICAS E INGENIERIA

**DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE DE FOTONES
DE ALTAS ENERGIAS PRODUCIDOS EN UN LINAC
DE USOS MEDICOS**

TESIS
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FISICA)

PRESENTA:
FIS. MANUEL DE JESUS GONZALEZ DE LA FUENTE

DIRECTOR DE TESIS:
DR. JUAN AZORÍN NIETO

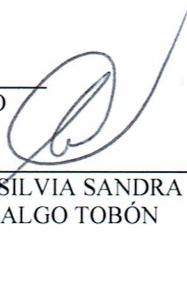
SINODALES:



DR. JUAN AZORÍN NIETO



M. EN C. MIGUEL
RODRÍGUEZ PONCE



DRA. SILVIA SANDRA
HIDALGO TOBÓN

CIUDAD DE MEXICO, 13 DE DICIEMBRE 2019



Dedicatoria

2

¡Que nadie se quede afuera, se los dedico a todos!

Pero en especial este trabajo se lo dedico a mis padres Gonzalo y Marina quienes con su amor, paciencia y esfuerzo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más, gracias por inculcar en mi el ejemplo de esfuerzo, valentía y de no temer a las adversidades que se me presentan.

A mis hermanos Mauricio y David por su cariño y apoyo incondicional, durante todo este proceso, por estar conmigo en todo momento porque con sus consejos y palabras de aliento hicieron de mí una mejor persona y de una u otra forma me acompañan en todos mis sueños y metas.

Finalmente quiero dedicar esta tesis a todos mis amigos, por apoyarme cuando más los necesito, por extender su mano en momentos difíciles y por el amor brindado cada día.

Mi profundo agradecimiento a todas las autoridades y personal que hacen el Hospital Ángeles Acoxta, al Dr. Samuel Rosales por confiar en mí, abrirme las puertas y permitirme realizar todo el proceso de investigación dentro de las instalaciones, a los M. en C. Eric Hernández y Víctor Lira por enseñarme todo el proceso de planeación en radioterapia, a los técnicos radioterapeutas José Antonio Méndez Vázquez, Víctor Hugo Ramos Trejo, Ana María Barrera Hernández, Giovanni Elizalde Lara, Ángel Iván Amaro Muños, Eugenia Zambrano y a los enfermeros Jonathan Eduardo Romo Quinto y Aurea Aydé Romero Gutiérrez por ayudarme a realizar la caracterización de los TLD en el LINAC, la aplicación de los tratamientos sobre el maniquí, la realización de la Tomografía Computarizada y sobre todo por su gran amistad.

De igual manera mis agradecimientos a la Universidad Autónoma metropolitana, a mis profesores quienes con las enseñanzas de sus valiosos conocimientos hicieron que pudiera crecer día a día como profesional, gracias a cada uno de ellos por su paciencia, dedicación y apoyo incondicional.

Finalmente quiero expresar mi más grande y sincero agradecimiento al M. en C. Miguel Rodríguez Ponce, al Dr. Juan Azorín Nieto a la Dra. Silvia Hidalgo Tobón y al M. en C. Gabriel Ramírez Rodríguez principales colaboradores durante todo este proceso, quienes con su dirección, conocimiento y enseñanza permitieron el desarrollo de este trabajo y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca otorgada.

INDICE

4

INDICE.....	4
Lista de Tablas	6
Lista de Figuras.....	8
Resumen	10
Capítulo 1 Introducción	11
Radioterapia	12
Etapas Clínicas de la Radioterapia.....	14
Física de la Radioterapia	15
Relevancia Práctica de los Procesos de Interacción Para la Radioterapia.....	19
Imágenes Previas al Tratamiento de Radioterapia	21
Radioterapia Conformal 3D.....	23
Dosimetría In Vivo.....	25
Maniquís	26
Objetivo General.....	26
Capítulo 2 Marco Teórico.....	28
El Fenómeno de la Termoluminiscencia (Modelo de Bandas).....	28
Formación de la Curva Termoluminiscente	30
Respuesta Termoluminiscente en Función de la Dosis Absorbida	31
Dosimetría.....	33
Dependencia Angular del LiF.....	36
Dependencia Energética del LiF.....	36
Desvanecimiento.....	37
Capítulo 3 Metodología Experimental	39
Materiales	39
Caracterización de los TLD	40
Mediciones en el Maniquí	41
Verificación de la Dosis en Maniquí.....	43
Dependencia Energética de los TLDs	44
Factores de Salida	44
Factores de Corrección.....	45
Desvanecimiento.....	45
Capítulo 4 Resultados y Discusión.....	46
Caracterización del Material.....	46
Factores de Corrección.....	54
Factores de Salida	60
Factores de Corrección de la Cuña.....	62
Relación de la Dosis Entre la Superficie y a Profundidad.....	62
Verificación de la Dosis sobre el Maniquí	67
Capítulo 5 Conclusiones.....	79
Bibliografía.....	81
Apéndice A	84
Valores numéricos de los Factores de Salida	84
Valores numéricos del PDP para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	84
Valores numéricos del TPR para energía de fotones de 6 MV.....	86

	5
Razón Tejido-Maniquí para energía de fotones de 6 MV	87
Valores numéricos del TPR para energía de fotones de 10 MV	88
Razón Tejido-Maniquí para energía de fotones de 10 MV	89
Valores numéricos del TPR para energía de fotones de 18 MV	90
Razón Tejido-Maniquí para energía de fotones de 18 MV	91

Tabla 1.1 Relación de los procesos de interacción con el número atómico, la densidad electrónica y la energía del haz.....19

Tabla 2.1 Propiedades de los Materiales Termoluminiscentes comúnmente empleados en la Dosimetría de las Radiaciones.....35

Tabla 3.1. Propiedades Físicas del Material RW340

Tabla 3.2. Profundidades a las cuales se recibe la dosis máxima para energías de fotones de 6, 10 y 18 MV.....41

Tabla 3.3. Parámetros empleados en la Tomografía Computarizada del Maniquí.....41

Tabla 3.4. Parámetros empleados para la obtención de los factores de salida44

Tabla 4.1. Parámetros del ajuste lineal de la curva de calibración cada lote para diferentes energías.....54

Tabla 4.2. Factores de Corrección de los dosímetros irradiados a energía de 6 MV.....55

Tabla 4.3. Factores de Corrección de los dosímetros irradiados a energía de 10MV.....55

Tabla 4.4. Factores de Corrección de los dosímetros irradiados a energía de 18 MV56

Tabla 4.5. Factores de cuña medidos sobre el eje central del haz62

Tabla 4.6. Estimación de dosis de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para energía de 6 MV66

Tabla 4.7. Estimación de dosis de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para energía de 10MV66

Tabla 4.8. Estimación de dosis de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para energía de 18 MV67

Tabla 4.9. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA sin cuña a energía de 6 MV68

Tabla 4.10. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA sin cuña a energía de 10 MV68

Tabla 4.11. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA sin cuña a energía de 18 MV68

Tabla 4.12. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA con cuña a energía de 6 MV69

Tabla 4.13. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA con cuña a energía de 10 MV69

Tabla 4.14. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA con cuña a energía de 18 MV69

Tabla 4.15. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 campos sin cuña a energía de 6 MV70

Tabla 4.16. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 campos sin cuña a energía de 10 MV71

Tabla 4.17. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 campos sin cuña a energía de 18 MV72

Tabla 4.18. Comparación de dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 Campos con cuña a energía de 6MV73

Tabla 4.19. Comparación de dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 Campos con cuña a energía de 10 MV74

Tabla 4.20. Comparación de dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 Campos con cuña a energía de 18 MV75

Tabla 4.21. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP y PA sin Cuñas.....77

Tabla 4.22. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP, PA, LD y LI Sin Cuñas.....	77
Tabla 4.23. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP y PA con Cuñas.....	77
Tabla 4.24. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP, PA, LD y LI con Cuñas	78

Figura 1.1. Esquemas de las etapas clínicas de la Radioterapia14

Figura 1.2. Esquema del Efecto Fotoeléctrico.....16

Figura 1.3. Esquema del Efecto Compton.....17

Figura 1.4. Esquema de la Producción de Pares18

Figura 1.5. Regiones de predominio relativo de los tres procesos principales de interacción de fotones con la materia [6]19

Figura 1.6. Haz de Radiación en un Escáner CT22

Figura 1.7. Volúmenes definidos por la I.C.R.U en su documento no. 50. Una definición real de volúmenes precisa una realización tridimensional de la anatomía24

Figura 2.1. Diagrama de bandas de energía. (a) Exposición del cristal a la radiación, (b), (c), y (d) Calentamiento del cristal previamente irradiado.....29

Figura 2.2. Formación de la Curva TL.....30

Figura 2.3. Curva TL.....31

Figura 2.4. Curva de respuesta de un material TL en función de la dosis32

Figura 2.5. Respuesta TL en función de la dosis del LiF: Mg, Ti [21].....36

Figura 3.1. Acelerador Lineal Elekta Synergy empleado para la investigación.....39

Figura 3.2. Equipo de lectura de dosímetros39

Figura 3.3. Arreglo de placas de agua sólida empleadas para la investigación.....40

Figura 3.4. Obtención de la Tomografía Computarizada.....42

Figura 3.5. Esquema de la posición de los dosímetros sobre la superficie del maniquí42

Figura 3.6. Esquema de la posición de los dosímetros colocados a diferentes profundidades del maniquí.....43

Figura 3.7. Configuración Experimental en el Proceso de Irradiación de los Dosímetros43

Figura 4.1. Curva TL del LiF: Mg, Ti irradiado a 6MV46

Figura 4.2. Curva TL del LiF: Mg, Ti irradiado a 10MV47

Figura 4.3. Curva TL del LiF: Mg, Ti irradiado a 18MV47

Figura 4.4. Respuesta TL de LiF: Mg, Ti a diferentes dosis absorbidas de fotones de 6 MV48

Figura 4.5. Respuesta TL de LiF: Mg, Ti a diferentes dosis absorbidas de fotones de 10 MV ...48

Figura 4.6. Respuesta TL de LiF: Mg, Ti a diferentes dosis absorbidas de fotones de 18 MV ...49

Figura 4.7. Curva de Calibración del Lote 1 para la energía de 6MV49

Figura 4.8. Curva de Calibración del Lote 2 para la energía de 6MV50

Figura 4.9. Curva de Calibración del Lote 3 para la energía de 6MV50

Figura 4.10. Curva de Calibración del Lote 1 para la energía de 10MV51

Figura 4.11. Curva de Calibración del Lote 2 para la energía de 10MV51

Figura 4.12. Curva de Calibración del Lote 3 para la energía de 10MV52

Figura 4.13. Curva de Calibración del Lote 1 para la energía de 18MV52

Figura 4.14. Curva de Calibración del Lote 2 para la energía de 18MV53

Figura 4.15. Curva de Calibración del Lote 3 para la energía de 18MV53

Figura 4.16. Lecturas del Lote 1 para energía de 6 MV antes y después de aplicar los factores de corrección57

Figura 4.17. Lecturas del Lote 2 para energía de 6 MV antes y después de aplicar los factores de corrección57

Figura 4.18. Lecturas del Lote 3 para energía de 6 MV antes y después de aplicar los factores de corrección58

Figura 4.19. Lecturas del Lote 1 para energía de 10 MV antes y después de aplicar los factores de corrección	58
Figura 4.20. Lecturas del Lote 2 para energía de 10 MV antes y después de aplicar los factores de corrección	58
Figura 4.21. Lecturas del Lote 2 para energía de 10 MV antes y después de aplicar los factores de corrección	59
Figura 4.22. Lecturas del Lote 1 para energía de 18 MV antes y después de aplicar los factores de corrección	59
Figura 4.23. Lecturas del Lote 2 para energía de 18 MV antes y después de aplicar los factores de corrección	59
Figura 4.24. Lecturas del Lote 3 para energía de 18 MV antes y después de aplicar los factores de corrección	60
Figura 4.25. Factores de Salida medidos para una energía de 6MV.....	60
Figura 4.26. Factores de Salida medidos para una energía de 10MV.....	61
Figura 4.27. Factores de Salida medidos para una energía de 18MV.....	61
Figura 4.28. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD) de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para distintas energías de fotones	63
Figura 4.29. Relación entre la dosis sobre la superficie y a diferentes profundidades del maniquí para energía de fotones de 6MV	64
Figura 4.30. Relación entre la dosis sobre la superficie y a diferentes profundidades del maniquí para energía de fotones de 10MV	64
Figura 4.31. Relación entre la dosis sobre la superficie y a diferentes profundidades del maniquí para energía de fotones de 18MV	65

Resumen

Un procedimiento eficaz de Garantía de la Calidad en Radioterapia requiere un sistema dosimétrico que permita estimar la dosis administrada al paciente. Esto permite verificar fehacientemente que la dosis prescrita, planeada y administrada en tratamientos de radioterapia es consistente, con lo cual se alcanzarán mejores resultados (mayor control tumoral y menor morbilidad) para los pacientes.

Durante los últimos 50 años, la variedad de materiales termoluminiscentes y sus diferentes formas físicas han permitido la determinación de diferentes cantidades de radiación en un amplio intervalo de dosis absorbidas. Esto hace que los TLD sean muy útiles en radioterapia, donde las dosis prescritas son de hasta varios Grays (Gy).

Este trabajo se centra en el estudio de la dosimetría en un maniquí de agua sólida mediante el uso de dosímetros termoluminiscentes (TLD) de Fluoruro de Litio dopados con Titanio y Magnesio (LiF: Mg, Ti) comparando la dosis de entrada medida por los dosímetros con la dosis calculada por el sistema de planificación del tratamiento. La caracterización del sistema se realizó para energías de 6, 10 y 18 MV en un acelerador lineal Elekta Synergy empleado para tratamientos de radioterapia en el Hospital Ángeles Acoxa. Las pruebas de caracterización incluyeron la respuesta de los TLD expuestos en un intervalo de 0.5 a 5.5 Gy de dosis de radiación, en incrementos de 0.5 Gy, la obtención de las curvas de calibración y los factores de corrección de cada dosímetro, el factor de corrección de las cañas y los factores de salida de los diferentes tamaños de campos del acelerador.

En las pruebas realizadas se observó que los dosímetros termoluminiscentes presentan una respuesta lineal en el rango estudiado y no fue necesario aplicar factores de corrección de energía ya que la caracterización se realizó para cada una de las energías del acelerador lineal (LINAC). Al aplicar los factores de corrección de cada dosímetro la variación de las mediciones disminuyó provocando que fueran más exactas.

Al realizar las mediciones en el maniquí de agua sólida con distintas configuraciones de irradiación se encontró que la diferencia entre la dosis medida por los dosímetros termoluminiscentes y el sistema de planificación fue menor al 5% por lo que los resultados en todos los casos son aceptables excepto en la superficie del maniquí, esto debido a que en la superficie no hay equilibrio electrónico además de que el haz, para energías mayores a 10 MV, puede estar contaminado de electrones y neutrones generados por la interacción de la radiación con el núcleo de los átomos del sistema de colimación, sin embargo, pese a estas complicaciones los resultados fueron satisfactorios.

Se concluye que a pesar de la variación que tienen las mediciones realizadas con dosímetros termoluminiscentes, debido a las ventajas que tiene como la reutilización, su fácil manejo al medir la dosis de entrada en cualquier región del maniquí y estimar la dosis administrada, su implementación para el uso en la dosimetría en maniquí es viable.

Capítulo 1

Introducción

Una de las enfermedades más comunes en la actualidad, considerada como la segunda causa de muerte en el mundo, es el cáncer. El término cáncer es genérico y designa un amplio grupo de enfermedades que pueden afectar a cualquier parte del cuerpo; también se habla de tumores malignos o neoplasias. Una característica del cáncer es la multiplicación rápida de células anormales que se extienden más allá de los límites normales y pueden invadir partes adyacentes del cuerpo y propagarse a otros órganos. Este proceso se denomina metástasis y es la causa principal de muerte por cáncer.

En 2015 se atribuyeron a esta enfermedad 8,8 millones de defunciones. Los cinco tipos de cáncer que causan un mayor número de fallecimientos son los siguientes:

- Pulmonar (1,69 millones de defunciones)
- Hepático (788 000 defunciones)
- Colorrectal (774 000 defunciones)
- Gástrico (754 000 defunciones)
- Mamario (571 000 defunciones)

El cáncer de mama es el más común entre las mujeres en todo el mundo, ya que representa el 16% de todos los cánceres femeninos. Se estima que en el 2004 murieron 519 000 mujeres por este padecimiento. Y aunque este cáncer está considerado como una enfermedad del mundo desarrollado, alrededor del 69% de las defunciones por esa causa se registran en los países en desarrollo. La incidencia varía en todo el mundo, con tasas normalizadas por edad de hasta 99,4 por 100 000 en América del Norte. Europa oriental, América del Sur, África austral y Asia occidental presentan incidencias moderadas, pero en aumento. La incidencia más baja se da en la mayoría de los países africanos, pero también en ellos se observa un incremento de la incidencia de cáncer de mama.

Las tasas de supervivencia del cáncer mamario en el mundo van desde el 80% en América del Norte, Suecia y Japón, pasando por un 60% aproximadamente en los países de ingresos medios, hasta cifras inferiores al 40% en los países de bajos ingresos [1].

El riesgo de desarrollar cáncer de mama se ha relacionado tanto con influencias hormonales endógenas (Nuliparidad, menarquía temprana, edad avanzada al primer embarazo) como exógenas.

La mama comprende tres estructuras principales: piel, tejido subcutáneo y tejido mamario, que se compone de elementos epiteliales y estromales. Los componentes epiteliales son conductos ramificados que conectan las unidades estructurales y funcionales de la mama (los lóbulos) con el pezón. El estroma, que comprende la mayor parte del volumen de la mama en estado no lactante, está compuesto de tejido conectivo adiposo y fibroso [2]. Según la Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM), el cáncer de mama aparece cuando las células del epitelio glandular se reproducen de forma incontrolada y muy rápidamente. Estas células cancerosas pueden viajar a través de la sangre y los vasos linfáticos y llegar a otras partes del cuerpo, donde pueden adherirse a los órganos y formar

la metástasis. El cáncer de mama puede aparecer tanto en hombres como en mujeres. Sin embargo, más del 99% de los diagnósticos ocurre en mujeres.

Entre el 30 y el 50% de los cánceres se pueden evitar. Para ello, es necesario reducir los factores de riesgo y aplicar estrategias preventivas científica. La prevención abarca también la detección precoz de la enfermedad y el tratamiento de los pacientes. Si se detectan a tiempo y se tratan adecuadamente, las posibilidades de recuperación para muchos tipos de cáncer son excelentes.

La tasas bajas de supervivencia (alta mortandad) pueden explicarse principalmente por la falta de programas de detección precoz, que hace que un alto porcentaje de personas acudan al médico con la enfermedad ya muy avanzada, así como también por la falta de servicios adecuados de diagnóstico y tratamiento.

Los principales objetivos de un programa de diagnóstico y tratamiento del cáncer son curar o prolongar considerablemente la vida de los pacientes, además de garantizar la mejor calidad de vida posible a quienes sobreviven a la enfermedad.

La primera fase fundamental en el tratamiento del cáncer es establecer un diagnóstico basado en un examen patológico. Con la finalidad de determinar la extensión del tumor hay que realizar una serie de pruebas, donde la estadificación suele requerir recursos cuantiosos que pueden resultar prohibitivos en entornos de escasos recursos, donde, debido a un diagnóstico tardío, que a su vez es consecuencia del acceso deficiente a la atención, en la mayor parte de los pacientes la enfermedad se encuentra en fase avanzada.

Una vez establecidos el diagnóstico y el grado de extensión del tumor, hay que tomar una decisión sobre el tratamiento más eficaz en un determinado entorno socioeconómico. Para ello hay que seleccionar cuidadosamente una o varias modalidades de tratamiento como cirugía, radioterapia o tratamiento sistémico, elección que debe basarse en pruebas científicas sobre el mejor tratamiento existente teniendo presentes los recursos disponibles.

La quimioterapia y la radioterapia son los dos tratamientos más frecuentes contra el cáncer. Se emplean, según el caso, por separado, uno a continuación del otro, o juntos. La quimioterapia por sí sola puede ser eficaz para un pequeño número de tipos de cáncer, como las neoplasias hematológicas (leucemias y linfomas), que por lo general puede considerarse que están extendidas desde el principio. Cuando el tumor está localizado la radioterapia puede alcanzar muy buenos resultados [3].

Aunque ambas se emplean para eliminar las células cancerosas, la ventaja más sustancial entre radioterapia y quimioterapia consiste en que, mientras la primera es un tratamiento local, la 'quimio' es general. La radioterapia sólo afecta a la zona en la que se aplica. La quimioterapia, como cualquier otra medicina, llega a todos los rincones del organismo. Por eso los efectos adversos de la 'quimio' son mucho más diversos y pueden ser muy diferentes en un enfermo que otro, en una fase del tratamiento o algún tiempo después.

Radioterapia

La Radioterapia es la disciplina médica que hace uso de las radiaciones ionizantes con fines terapéuticos. Su campo de actuación es principalmente la oncología, aunque también trata

otras patologías no oncológicas, pero en mucho menor medida. El objetivo de la radioterapia es administrar una dosis de radiación letal sobre una lesión o volumen determinado, preservando, dentro de un nivel aceptable, las zonas libres de enfermedad o tejidos sanos circundantes. Según la secuencia temporal con respecto a otros tratamientos oncológicos la radioterapia se puede clasificar en:

- **Radioterapia exclusiva o radical:** Es aquella que se administra como único tratamiento, con el fin de curar la enfermedad y/o mantener la función del órgano.
- **Radioterapia adyuvante:** Es la radioterapia que se administra después de la cirugía o después de la quimioterapia para consolidar el tratamiento local. Su finalidad es destruir las células malignas que hayan podido quedar localmente tras los otros tratamientos.
- **Radioterapia concomitante:** Se administra a la vez que otro tratamiento, como por ejemplo la quimioterapia, con el fin de realizar el tratamiento local y sistémico al mismo tiempo, mejorando así los resultados de cada terapia por separado.
- **Radioterapia Paliativa:** Se administra para reducir el dolor contra los síntomas de enfermedad local y/o metastásica.

En función de la forma de administración de la radiación la radioterapia se puede dividir en dos grandes áreas, la radioterapia externa o teleterapia y la radioterapia interna o braquiterapia. La braquiterapia es un método de tratamiento en el que se utilizan fuentes radiactivas selladas para administrar radiación a corta distancia por aplicación intersticial, intracavitaria o de superficie. Con este modo de terapia, se puede administrar una dosis alta de radiación localmente al tumor con una caída rápida de la dosis en el tejido normal circundante.

La radioterapia externa es el tratamiento que se usa de manera más común en el cual la fuente de radiación está en el exterior del paciente. Para este tipo de tratamientos la fuente o máquina que se usa por lo general es un acelerador lineal [4].

En la radioterapia externa se pueden realizar tres niveles de planificación y tratamiento de la dosis los cuales son:

- **Tratamiento Convencional:** Este tratamiento utiliza rayos simples u opuestos, con o sin distribuciones de dosis 2D, con compensadores y blindaje simple.
- **Tratamiento Conformal:** Este tratamiento implica la delineación del volumen objetivo del tumor y los órganos normales de acuerdo con los principios de la ICRU (The International Commission on Radiation Units and Measurements) con cálculos de dosis en 3D utilizando el colimador multihojas (MLC) para dar forma a los haces.
- **Tratamiento Complejo:** Este tratamiento incluye el uso de IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) para modular la fluencia del haz, tratamientos dinámicos, IGRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) y 3D o 4D.

Etapas Clínicas de la Radioterapia

El proceso de tratamiento con radioterapia sigue varias etapas (Figura 1) de las cuales cabe destacar que en las primeras fases no se administra tratamiento. A continuación, se explica la secuencia de cada una de las etapas o fases a seguir y una breve descripción sobre el objetivo de estas.



Figura 1.1. Esquemas de las etapas clínicas de la Radioterapia

Evaluación inicial y decisión terapéutica: Se considera la primera etapa de la radioterapia, el oncólogo tras examinar clínicamente al paciente y valorar las pruebas complementarias aportadas y el historial clínico, confirma o establece el diagnóstico y decide la mejor opción terapéutica conjuntamente con otros especialistas y con el paciente. En el concepto de decisión terapéutica se incluye la combinación de tratamientos.

Localización: Es el proceso que tiene como objetivo definir y delimitar volúmenes de tejido a irradiar y proteger en cada caso. Para la localización se utilizan imágenes anatómicas bidimensionales o tridimensionales de las estructuras corporales, que se obtienen mediante dispositivos y técnicas de estudio particulares susceptibles de verificación y análisis en un sistema de coordenadas terapéuticamente útil y adaptado a la situación de cada paciente.

Plan de Tratamiento: Son los procedimientos, técnicas de irradiación y mecanismos de control para su ejecución y reproducibilidad, que incluyen:

- Obtención de consentimiento informado antes de iniciar la simulación y el tratamiento.
- Calidad de irradiación a utilizar.
- Volúmenes a irradiar y proteger.
- Dosis total en cada uno de los tejidos, órganos y volúmenes seleccionados.
- Dosis por fracción.
- Número de fracciones.
- Protracción de la radioterapia.
- Carácter de la irradiación: hipofraccionada, hiperfraccionada, acelerada o convencional.

Simulación: Es la reproducción fidedigna, documentalmente controlable, de las condiciones generales en las que se debe llevar a cabo la irradiación terapéutica, con especial referencia al posicionamiento del paciente y los parámetros geométricos de la irradiación, protección de órganos críticos y otros.

Aplicación del tratamiento: En esta etapa se lleva a cabo el plan de irradiación previsto, reproduciendo en la unidad de tratamiento los parámetros de irradiación y posición del paciente.

Evaluación final: Es la valoración clínica basada en elementos, datos, procedimientos y medios instrumentales diversos sobre los resultados de tratamiento, las complicaciones sobrevenidas, en su caso, y el método para supervisar la evolución del paciente. Incluye la elaboración de un informe al especialista de procedencia.

Seguimiento: Se considera la última etapa del proceso de radioterapia en la cual se da una evaluación clínica continua del paciente, mediante el conjunto de los recursos adecuados y de acuerdo con la evaluación final y la patología. Se valoran, en conjuntos de pacientes agrupables, las tasas de control o fallo terapéutico obtenidas en distintos tiempos y en diferentes localizaciones [5].

Física de la Radioterapia

Existen aproximadamente 12 procesos de interacción diferentes que pueden ocurrir cuando la radiación ionizante interactúa con la materia. Estos dependen de la naturaleza y la energía del haz de radiación primario y la estructura del medio a través del cual pasa el haz de radiación. Sin embargo, dentro de los rangos de energía de rayos X utilizados en radioterapia, solo tres se consideran relevantes: efecto fotoeléctrico, efecto de Compton y producción de pares.

Efecto Fotoeléctrico: El efecto fotoeléctrico se produce en las energías de rayos X utilizadas para el diagnóstico por imágenes, la radioterapia con kilovoltios y la radioterapia superficial y de ortovoltaje. Dentro de estos rangos de energía (50 - 500 kV) la energía del fotón incidente es igual o ligeramente mayor que la energía de enlace de los electrones orbitales internos de los átomos a través de los cuales pasa el haz de rayos X. Este es un requisito para que ocurra el fenómeno.

En el efecto fotoeléctrico el fotón incidente interactúa con un electrón de la capa interna transfiriendo toda su energía a ese electrón. El fotón incidente desaparece como un resultado de esta interacción, es decir, es absorbido. La energía transferida del fotón incidente supera la energía de enlace del electrón en órbita, haciendo que sea expulsado del átomo. Los electrones expulsados, denominados fotoelectrones, se emiten en todos los ángulos. Cuanto mayor es la energía del fotón incidente, menor es el ángulo de emisión de los fotoelectrones, conservando el impulso y la energía en la interacción. Toda la energía restante se convierte en energía cinética del fotoelectrón, lo que le permite viajar a través del material atenuante. Los fotoelectrones disipan su energía cinética en los átomos del material atenuante. La expulsión del fotoelectrón del átomo deja una vacante en la capa interna de electrones, lo que hace que el átomo sea inestable, esta vacante se llena por transición de electrones desde una capa externa. El átomo produce un fotón de radiación, denominado radiación característica, cuya energía está relacionada con las energías de enlace de las dos capas de electrones involucradas en la transición. Esta radiación característica es reabsorbida por el medio.

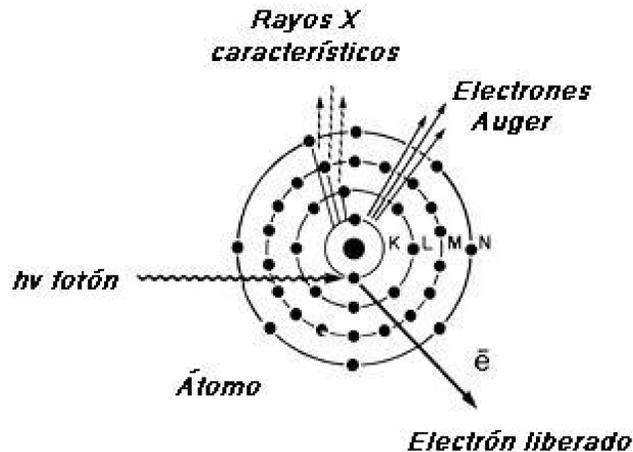


Figura 1.2. Esquema del Efecto Fotoeléctrico

La probabilidad de que el efecto fotoeléctrico tenga lugar aumenta con el número atómico (Z) del medio atenuador y es aproximadamente proporcional a Z^3 , es decir, si el número atómico del elemento se duplica, la probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico a una energía específica aumenta ocho veces.

Dado que la energía de enlace asociada con una órbita de electrones particular depende del número atómico del átomo, el límite de absorción de la capa K se alcanza a energías más bajas en átomos de número atómico más bajo. Por lo tanto, para materiales de bajo número atómico, por ejemplo, tejido blando (que comprende principalmente grasa, agua y músculo, creando una Z efectiva de aproximadamente 7.5), el proceso fotoeléctrico ocurre en un rango de energía más bajo que para un material de alto número atómico, como por ejemplo el plomo ($Z = 82$).

Efecto de Compton: El efecto Compton implica una interacción de colisión entre el fotón incidente y un 'electrón libre', lo que resulta tanto en la absorción (transferencia de energía del haz de rayos X a los átomos del medio atenuador) como en la dispersión (la ruta del

fotón incidente se altera). A medida que aumenta la energía del fotón incidente, la energía de enlace de los electrones orbitales en el material atenuador se vuelve casi insignificante en comparación. El electrón ya no está unido y se considera que es un "electrón libre". El efecto Compton se produce de la siguiente manera:

- El fotón incidente choca con un electrón libre y transfiere parte de su energía al electrón en forma de energía cinética.
- El electrón, debido a la colisión, sale del átomo a una determinada dirección para viajar a través del material atenuador.
- El electrón sufre muchas interacciones electrón-partícula, disipando su energía cinética.
- El daño por radiación ocurre como resultado de las interacciones electrón - partícula.
- El fotón incidente se desvía de su trayectoria original, y posee menos energía, ya que ha transferido una cantidad al electrón.
- El fotón disperso tiene una frecuencia reducida y una mayor longitud de onda en comparación con el fotón incidente. Dado que la energía total en un sistema debe permanecer constante, se deduce que la energía del electrón más la del fotón disperso debe ser igual a la energía total del fotón incidente. Por lo tanto, el electrón y el fotón disperso tienen una relación inversa, es decir, si el electrón sale con una gran energía cinética, entonces el fotón disperso tiene una pequeña cantidad de energía asociada.

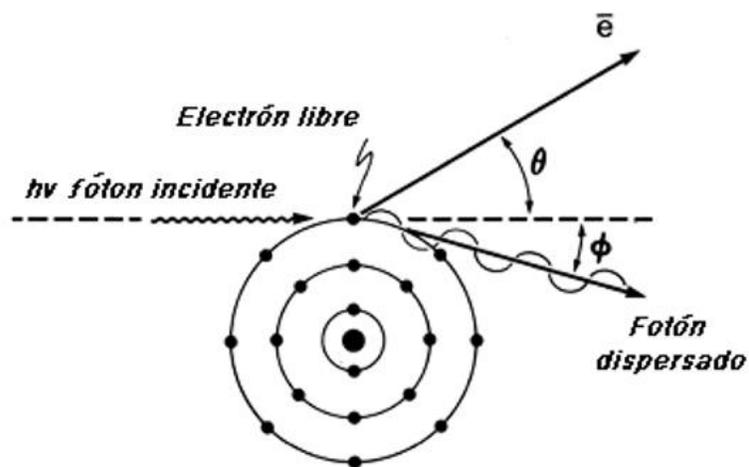


Figura 1.3. Esquema del Efecto Compton

En una situación de máxima transferencia de energía, es decir, un golpe directo, el electrón se expulsa en la dirección de desplazamiento del fotón incidente, mientras que el fotón disperso se desvía 180° . Por el contrario, en una situación de transferencia de energía mínima, el electrón sale a un ángulo de 90° con respecto a la dirección de desplazamiento original del fotón incidente con una dispersión mínima del fotón. La mayoría de las colisiones en el efecto Compton se encuentran en algún punto entre estos dos extremos.

Producción de pares: La producción de pares puede considerarse un proceso de dos etapas que resulta en la producción de dos partículas. Este proceso se describe a continuación:

- Los protones en el núcleo de los átomos del medio atenuador llevan una carga positiva, lo que resulta en un campo eléctrico alrededor del núcleo.
- Un fotón incidente de alta energía pasa cerca del núcleo de un átomo en el medio atenuador e interactúa con el campo eléctrico.
- El fotón incidente "desaparece" espontáneamente, transponiendo toda su energía asociada en la formación de dos partículas, cada una con una masa igual a la de un electrón pero con cargas opuestas negativas y positivas. Estas partículas generalmente son electrones y positrones.
- La carga total en la interacción, por lo tanto, permanece en cero.
- El positrón y el electrón se mueven a través del medio atenuante.
- El positrón es muy inestable y se recombina con un electrón.
- El positrón y el electrón se aniquilan y se crea energía a partir de la masa de acuerdo con la ecuación de Einstein $E=mc^2$.
- Se producen dos fotones, denominados radiación de aniquilación, que viajan en direcciones opuestas
- Cada fotón tiene una energía de 0.511 MeV.

La probabilidad de que el proceso de producción de pares ocurra en realidad aumenta al aumentar la energía de fotones incidentes una vez que se ha alcanzado el valor umbral de 1.022 MeV.

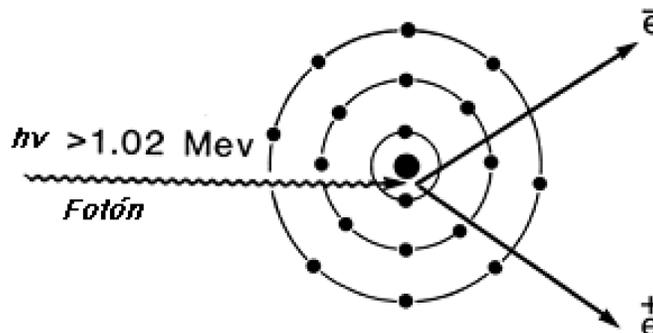


Figura 1.4. Esquema de la Producción de Pares

Como se comentó anteriormente, la probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton disminuye al aumentar la energía del fotón incidente. El campo eléctrico del núcleo de un átomo depende del número de protones contenidos en ese núcleo. Un mayor número de protones, es decir, un número atómico más alto, produce una mayor magnitud de campo eléctrico con el que el fotón incidente puede interactuar. Por lo tanto, se deduce que la probabilidad de que ocurra la producción de pares es proporcional al número atómico del material atenuador. En resumen, la atenuación del haz de rayos X por el proceso de producción de pares solo es posible a energías de megavoltaje por encima del valor umbral de 1.022 MeV. Incluso con las energías de megavoltaje más comunes utilizadas en radioterapia (4 - 20 MeV), el proceso predominante es el efecto Compton. De hecho, debido a la dependencia de la producción de pares del número atómico del medio atravesado por el haz de rayos X, este proceso tiene poca relevancia en los tejidos blandos con las energías indicadas.

En la Tabla 1 se presenta un resumen de los 3 procesos de interacción descritos anteriormente.

Tabla 1.1 Relación de los procesos de interacción con el número atómico, la densidad electrónica y la energía del haz

	Efecto Fotoeléctrico	Efecto Compton	Producción de pares
Numero Atómico	Proporcional a Z^3	No depende de Z	Proporcional a Z
Densidad Electrónica	No depende de la Densidad Electrónica	Proporcional a la Densidad Electrónica	No depende de la Densidad Electrónica
Haz de Energía	Proporcional a 1 keV^{-3}	Proporcional a 1 keV	Solo ocurre a energías $> 1.022 \text{ MeV}$

Relevancia Práctica de los Procesos de Interacción Para la Radioterapia

Los procesos de interacción más relevantes en la radioterapia son el efecto fotoeléctrico, Compton y la producción de pares, siendo el efecto Compton el más predominante, tal y como se muestra en la figura 2

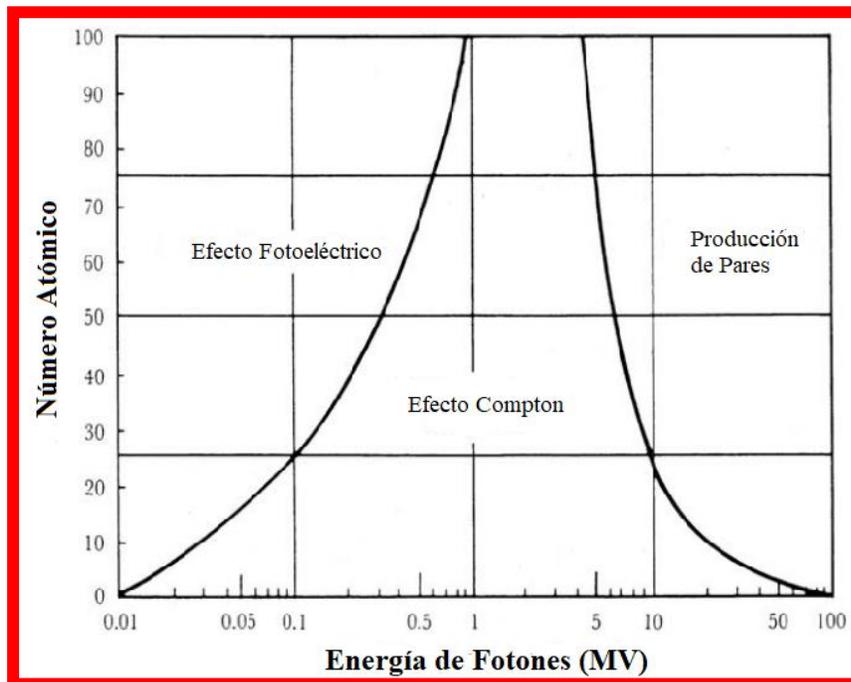


Figura 1.5. Regiones de predominio relativo de los tres procesos principales de interacción de fotones con la materia [6]

A pesar de esto, cada proceso de interacción puede tener una mayor relevancia en cada una de las etapas clínicas de la radioterapia, por ejemplo: el ennegrecimiento diferencial y el

gran contraste entre las áreas de tejido blando y hueso observadas en una tomografía computarizada (CT) o en la radiografía de verificación ocurren como resultado de que el proceso fotoeléctrico es el proceso de atenuación predominante en estas energías más bajas, típicamente de 50 a 120 kV. El coeficiente de atenuación másico parcial de este proceso depende del número atómico del medio atravesado y, dado que el hueso tiene un número atómico efectivo más alto (aproximadamente 13) que el tejido blando (aproximadamente 7.5), la absorción en el hueso es muchas veces mayor que en los tejidos blandos, lo que resulta en una menor transmisión de rayos X que llega a la película a través del hueso que del tejido blando. El principio anterior se aplica nuevamente a energías bajas cuando se intenta lograr el contraste entre estructuras anatómicas particulares como la vejiga o riñón, y áreas circundantes de tejido blando de número atómico similar. Un agente artificial que posee un alto número atómico, como yodo ($Z = 53$) o bario ($Z = 56$) se puede introducir en el cuerpo para delinear estas estructuras particulares. Debido a la absorción diferencial entre el "agente de contraste positivo" y el tejido blando circundante, se produce un patrón de intensidad variada de rayos X transmitidos, lo que permite la visualización de la anatomía requerida.

Cuando se usan rayos X en los rangos de energía superficial y ortovoltaje, es imprescindible la dependencia del proceso fotoeléctrico del número atómico de la sustancia. Cuando se tratan tumores que se encuentran directamente debajo del hueso, la absorción preferencial en el hueso produce una dosis reducida en el sitio del tumor. Al tratar tumores que surgen en áreas cartilaginosas, como por ejemplo en la oreja, el cartílago puede recibir una dosis mayor de lo planeado debido a su mayor número atómico, lo que finalmente puede conducir a la necrosis del cartílago. La terapia con electrones, que es independiente del número atómico del material atravesado, puede ser más apropiada en el tratamiento de tumores que surgen en estas áreas.

Las radiografías del portal de verificación tomadas con energías de megavoltaje exhiben una relación de contraste pobre entre el hueso y el tejido blando en comparación con las tomadas con rayos X de kilovoltaje. A energías de megavoltaje, la imagen se produce como resultado de la absorción diferencial debido al efecto Compton. A diferencia de la interacción fotoeléctrica, el coeficiente de atenuación másico parcial para el efecto Compton es independiente del número atómico y, por lo tanto, hay muy poca diferencia en la absorción entre el hueso y el tejido blando. Sin embargo, la diferencia en las densidades reales de las estructuras en el camino del haz de rayos X contribuye a la imagen producida. Por ejemplo, las áreas que contienen aire (densidad 0.3g/cm^3) atenúan el haz menos que el tejido blando (densidad 1.0 g/cm^3) o el hueso (densidad 1.8 g/cm^3), permitiendo así que se transmitan más rayos X a la película. Además, cualquier diferencia en la densidad electrónica aumenta este efecto. Por ejemplo, el hidrógeno contiene el doble del valor promedio de la densidad de electrones y, como el tejido blando contiene una alta proporción de hidrógeno, el efecto Compton es a menudo mayor. Una consideración cuando se usan rayos X de megavoltaje para tratar los volúmenes objetivos en la región torácica es el aumento de la transmisión a través del pulmón como resultado de la disminución de la atenuación en el aire causada por la menor densidad. Posteriormente, los tejidos blandos más allá del pulmón reciben una dosis mayor de la esperada inicialmente. La presencia de tejido pulmonar maligno complica aún más el proceso de planificación porque la densidad puede considerarse similar a la del tejido blando y no del aire. Sin

embargo, esta complejidad no suele tenerse en cuenta cuando se planifica un tratamiento de radiación radical para tumores pulmonares debido a las dificultades inherentes para localizar e inmovilizar con precisión todo el tejido maligno.

Otra relevancia práctica de los procesos de interacción se destaca en la elección de los materiales utilizados en la protección radiológica de las salas de imágenes y tratamiento. En general, todos los materiales de protección radiológica tienen un alto número atómico, densidad y densidad de electrones, lo que los hace adecuados para atenuar el haz de manera eficiente en todos los procesos de interacción discutidos y, por lo tanto, en todas las energías utilizadas en el departamento de radioterapia. Aunque el plomo es una opción ideal ($Z = 82$, densidad = 11350 kg/m^3) a energías de rayos X más bajas, se considera poco práctico a energías de megavoltaje debido al gran espesor requerido para un blindaje adecuado. El concreto sólido (densidad = 2350 kg/m^3), utilizado de manera útil en la construcción real de salas que albergan equipos de megavoltaje, ofrece una alternativa práctica y menos costosa.

Los materiales equivalentes a tejidos conocidos como fantomas o maniqués se usan en radioterapia cuando se simula la interacción de los rayos X en el cuerpo humano con el fin de medir la radiación. Los materiales incluyen agua, cera de parafina, polietileno, entre otros. Todos poseen un número atómico, densidad de electrones y densidad física similar a los de los tejidos blandos y pueden representar la interacción de los rayos X en el cuerpo por los procesos fotoeléctricos, de dispersión de Compton y de producción de pares. También se pueden usar otros materiales equivalentes de tejido conocidos como bolus para llenar las deficiencias de tejido, de modo que el haz de rayos X no ingrese a una superficie oblicua del cuerpo. Los materiales como la cera de parafina o el "bolus de Lincolnshire" llenan cualquier "espacio" y atenúan de manera similar el haz de rayos X y generan la misma distribución de dosis y radiación dispersa que la producida por los tejidos blandos. El material de bolus colocado sobre la superficie de la piel elimina el efecto protector de la piel del tratamiento de radiación de megavoltaje, asegurando que la dosis máxima esté en la superficie de la piel. Esto puede ser útil cuando se tratan regiones cicatriciales, pero puede producir diferentes reacciones en la piel.

Imágenes Previas al Tratamiento de Radioterapia

Aunque las propiedades y la interacción de los rayos X con la materia siguen siendo las mismas, la tecnología asociada con la producción de las imágenes ha cambiado significativamente en las últimas décadas. A medida que la tecnología se ha desarrollado, las imágenes convencionales han sido reemplazadas en gran medida por las imágenes digitales y computadas. Las imágenes radiográficas tienen gran relevancia en la radioterapia ya que se han utilizado durante muchos años en el diagnóstico y localización del cáncer. Las técnicas para la obtención de imágenes más utilizadas en la actualidad son la radiografía convencional y digital, la resonancia magnética (MRI), la tomografía computarizada (CT), la ultrasonografía (US) y la tomografía por emisión de positrones (PET). Para el desarrollo de este trabajo se utilizó la tomografía computarizada la cual se describirá a continuación.

La tomografía computarizada (TC) es una modalidad de imagen que utiliza rayos X para producir cortes de imágenes a través de planos seleccionados del cuerpo. Esto significa que

las imágenes son de naturaleza transversal y pueden orientarse a lo largo de cualquiera de los planos anatómicos estándar en todo el cuerpo. El uso de la tomografía computarizada en el proceso de pre tratamiento es actualmente el estándar de radioterapia. Los datos de las tomografías computarizadas se pueden transferir directamente a los sistemas de planificación de radioterapia, donde la información de densidad electrónica del medio estudiado, se puede calcular (utilizando algoritmos) y traducir a datos de distribución de dosis. Los datos anatómicos de la tomografía computarizada se utilizan para producir radiografías reconstruidas digitalmente (DRR) que se utilizan en la verificación de la colocación correcta del paciente previo al tratamiento.

La formación de las imágenes en la tomografía computarizada comienza con la producción de un haz de rayos X muy fino. Este se transmite a través del paciente hacia varios detectores. El tubo de rayos X y el detector se mueven transversalmente sobre el paciente y la cantidad de energía de rayos X transmitida a través del paciente cambia de acuerdo con los tejidos que cruza. Este movimiento lateral se llama traslación y el cambio de energía del haz se denomina "perfil". Entonces, una imagen está formada por una serie de traslaciones en línea con las rotaciones del tubo de rayos X para una vista particular. Esto se conoce como una secuencia de traslación - rotación. Posteriormente el gantry gira 1° y el proceso comienza nuevamente durante al menos 180° para crear una serie de vistas que se reconstruyen en un corte CT (figura 3).

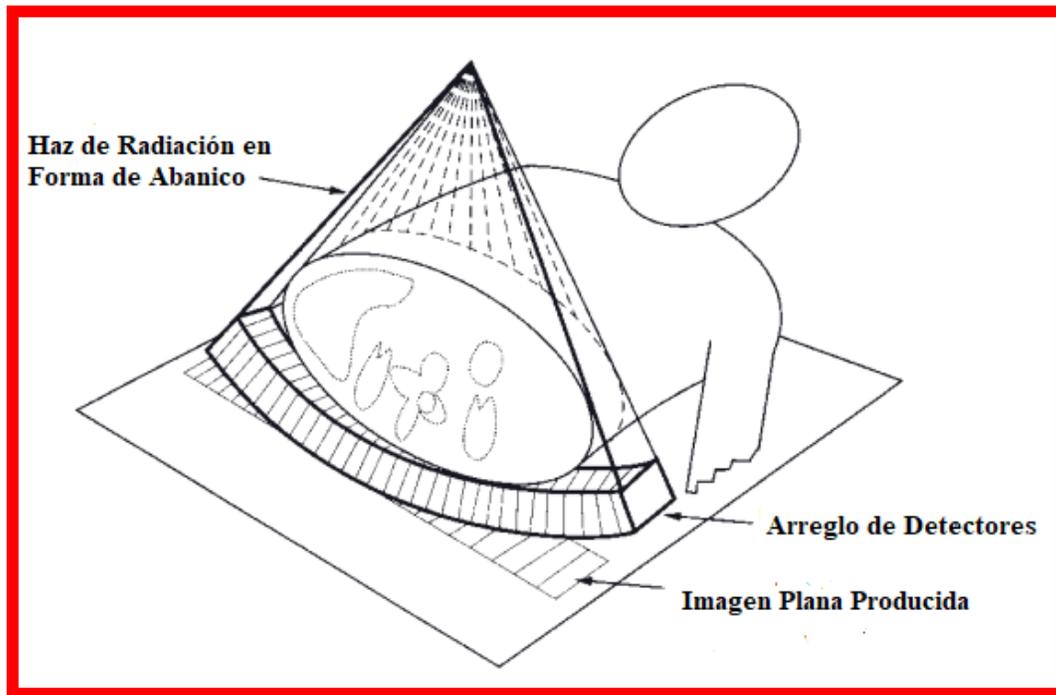


Figura 1.6. Haz de Radiación en un Escáner CT

Una vez que se han producido los rayos X y se dirigen hacia el cuerpo, viajan a través de los tejidos, siendo absorbidos, dispersados o transmitidos. El tipo y el grosor del tejido, a través del cual pasa el haz, determina la cantidad y calidad del haz emergente. Como es de esperarse, la porción del haz que pasa a través de un material de alta densidad, como el

hueso, se reducirá mucho en cantidad en comparación con la radiación que solo ha encontrado tejidos blandos como la grasa. Los fotones emergentes forman lo que se conoce como "mapa" o "imagen de sombra". La dispersión de los rayos X altera la dirección y la velocidad del haz, lo que a su vez afecta la energía que se transmite a los tejidos. Como resultado, se reduce la cantidad de rayos X que salen del paciente, esto significa que el haz se dirige a otras áreas del cuerpo que no necesitamos visualizar (una situación que particularmente nos gustaría evitar desde el punto de vista de proteger al paciente de la exposición excesiva a la radiación). Los fotones dispersos viajan en una dirección, que no se agregará a la imagen, golpeando el dispositivo de captura de imagen (ICD), lo que provoca una pérdida de contraste y crea la falta de nitidez en la imagen. La dispersión puede tener lugar más de una vez hasta que toda la energía que posee el haz de rayos X se disipe y el fotón sea absorbido. El haz de rayos X que se dirige al paciente se llama haz primario, mientras que la radiación dispersa se denomina radiación secundaria.

Para construir una imagen es necesario tener varias vistas o proyecciones (a 180° de rotación). Dentro de cada vista, se obtienen una serie de valores equivalentes a la absorción total de un haz de rayos X, a lo largo de una trayectoria, en un ángulo determinado en relación con la rotación del tubo de rayos X y los detectores alrededor de un objeto. Este valor es la suma de haces, lo cual permite que el equipo cree una imagen que represente todas las estructuras dentro del objeto. La reconstrucción de esta información en una imagen utiliza varios algoritmos. Una vez que el algoritmo ha reconstruido la imagen, se puede ver y usar para delinear el tumor y los órganos de riesgo y así realizar el plan de irradiación sobre el paciente [7].

Radioterapia Conformal 3D

Una vez que se han obtenido las imágenes anatómicas del paciente se puede llevar a cabo el plan de irradiación mediante los distintos tipos de radioterapia mencionados en las secciones anteriores como la radioterapia convencional, conformal y compleja. El desarrollo de este trabajo se llevó a cabo mediante la radioterapia conformal tridimensional (3D-CRT) en donde los tratamientos se basan en información anatómica tridimensional y utilizan distribuciones de dosis que se ajustan lo mejor posible para que el volumen objetivo reciba la mayor cantidad de dosis y el tejido normal la dosis mínima posible. Puede hacer uso de haces de fotones y electrones, los cuales se pueden modificar utilizando bolus, cuñas, compensadores, el MLC y bloques de blindajes. La optimización de la dosis en la piel se logra utilizando energías de megavoltage más altas o maximizando la dosis en la piel con un bolus equivalente al tejido.

Las energías más altas (10-18 Mv) se utilizan más para tratamientos pélvicos, aumentando la dosis al centro y reduciéndola en la piel y los tejidos subcutáneos. Las energías más bajas (6-8 Mv) se utilizan para los tratamientos de mama, cabeza y cuello para proteger la piel y tratar el volumen objetivo relativamente superficial [8].

Aunque la 3D-CRT requiere una distribución óptima de la dosis, existen muchos obstáculos para lograr estos objetivos. La limitación más importante es el conocimiento de la extensión del tumor. A pesar de los avances modernos en imágenes, el volumen objetivo clínico (CTV) a menudo no es completamente discernible. Dependiendo de la capacidad invasiva de la enfermedad, lo que se toma como imagen por lo general no es el CTV sino el volumen tumoral macroscópico (GTV), por lo tanto, si los CTV dibujados en las imágenes

de la sección transversal no incluyen completamente la diseminación microscópica de la enfermedad, la radioterapia conformal tridimensional pierde su significado de ser conformal.

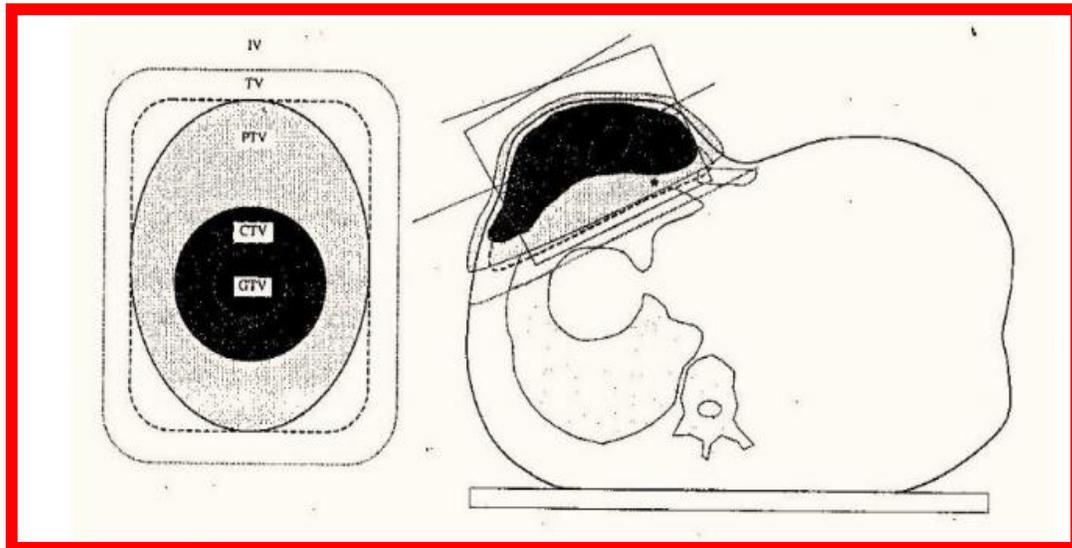


Figura 1.7. Volúmenes definidos por la I.C.R.U en su documento no. 50. Una definición real de volúmenes precisa una realización tridimensional de la anatomía

La precisión en la localización de CTV es más crítica en la radioterapia conformal que en las técnicas que usan campos generosamente amplios y disposiciones de haz más simples para compensar la incertidumbre en la localización del tumor. Además de las dificultades en la evaluación y localización del CTV, hay otros errores potenciales que deben considerarse antes de planificar un tratamiento conformal, entre ellos está el movimiento del paciente, el volumen del tumor, los órganos de riesgo y las marcas de referencia externas durante la obtención de imágenes, la simulación y el tratamiento. Esto puede dar lugar a errores tanto sistemáticos como aleatorios que deben tenerse en cuenta al diseñar el volumen objetivo de planificación (PTV).

En el diseño de campos conformales para tratar adecuadamente el PTV, se debe tener en cuenta el perfil del haz transversal, la penumbra y el transporte de radiación lateral en función de la profundidad, la distancia radial y la densidad del tejido. Por lo tanto, se deben dar márgenes suficientes entre el perfil de PTV y el límite del campo para garantizar una dosis adecuada al PTV en cada sesión de tratamiento. Durante el tratamiento las aberturas del haz se conforman para que se adapten y cubran adecuadamente el PTV. Incluso si los campos se han diseñado de manera óptima, se debe considerar la respuesta biológica del tumor y los tejidos normales para lograr los objetivos de la radioterapia conformal tridimensional. En otras palabras, la optimización de un plan de tratamiento debe evaluarse no solo en términos de distribución de dosis (por ejemplo, histogramas de volumen de dosis) sino también en términos de características de dosis-respuesta de la enfermedad dada y los tejidos normales irradiados [9].

Los tratamientos clínicos de radioterapia utilizan radiación ionizante que incluye rayos X, rayos gamma, electrones, protones y partículas cargadas para tratar a los pacientes con

cáncer. Estos tratamientos requieren el suministro preciso de la radiación a una región particular de interés para eliminar las células tumorales. Para garantizar la efectividad de los procedimientos, es fundamental una alta precisión en la determinación y administración de la dosis absorbida en el volumen objetivo. El resultado de una exposición incorrecta conduce al riesgo de complicaciones por lo que es necesario que se tomen todas las medidas posibles para reducir los efectos de una administración de dosis inadecuada. Un procedimiento eficaz de control de calidad de la radioterapia requiere un sistema dosimétrico que permita estimar la dosis administrada al paciente. Los resultados completos de las mediciones proporcionan la información necesaria para evaluar la precisión en la planificación y administración de la dosis en un sitio de tratamiento específico [10]. Aunque se acepta la relevancia del control de calidad, su realización práctica no es directa debido a la complejidad y los muchos pasos involucrados en el proceso radioterapéutico. Algunos pasos físicos, como la dosimetría básica y el estado mecánico del equipo, están sujetos a los "lineamientos" de garantía de calidad claramente definidos, debido a los modernos protocolos de dosimetría, mientras que para otros pasos de radioterapia la situación no es tan clara. Por ejemplo, la falta de control de calidad sistemático a nivel de los sistemas de planificación del tratamiento, la configuración del paciente y la entrega del número correcto de unidades monitor. Una mayor sistematización del control de calidad para estas áreas, y otras de igual importancia en la cadena de tratamiento, requiere en muchas partes del mundo radioterapeutas, físicos médicos y técnicos adicionales. También es importante verificar la dosis absorbida que se ha administrado en la práctica. Esto se puede hacer colocando dosímetros en la piel del paciente o en las cavidades naturales. Este método se llama "Dosimetría in vivo".

Dosimetría In Vivo

Uno de los principales objetivos de la dosimetría in vivo es comparar las dosis derivadas de la señal de los detectores colocados en la piel con los valores teóricos, calculados por el Sistema de planificación del tratamiento (TPS). Sin embargo, como la precisión del cálculo de la dosis para la piel es cuestionable, y en muchos casos es irrelevante, la señal del detector se convierte en la dosis, en un punto que todavía está cerca de la piel, pero a una cierta profundidad donde la precisión del TPS es mucho más satisfactoria. Un punto está cerca de la entrada, mientras que el otro está cerca de la superficie de salida del haz. Las dosis correspondientes se denominan dosis de entrada y salida, respectivamente. Con respecto a la dosis de salida, se debe tener en cuenta que en el paciente real hay una pérdida considerable de retrodispersión en la mayoría de los casos, mientras que los cálculos de TPS son válidos para pacientes seminfinitos que implican una retrodispersión completa en la superficie de salida. Entonces es necesaria una corrección.

Un objetivo más ambicioso de la dosimetría in vivo es verificar el suministro correcto de irradiación. Excepto cuando los detectores pueden introducirse en cavidades naturales del cuerpo como el tubo esofágico, el recto, la vagina, etc. De hecho, un control de la dosis de entrada y salida también es un control indirecto de la dosis objetivo. Sin embargo, si se observa una desviación entre la dosis de entrada o salida calculada y medida (bajo el supuesto de que el valor experimental es correcto), puede deberse a que la dosis objetivo es incorrecta (debido a un número incorrecto de unidades monitor, un error en los parámetros de irradiación, una configuración incorrecta del paciente o una variación inesperada de la salida de la máquina), porque el cálculo de las dosis de entrada o salida, incluso a partir de

una dosis objetivo correcta, es incorrecta o debido a una combinación de ambos tipos de error.

Un tercer objetivo posible de la dosimetría in vivo puede ser la determinación de la dosis cutánea en sí. Esta medición es crítica y requiere una metodología especial [11]. Sin embargo, previo a realizar la dosimetría in vivo se requiere de una verificación previa en sobre algún maniquí con el fin de reducir los efectos deterministas en la radioterapia y proteger al paciente.

Maniquís

Según los reportes de la ICRU 23, la precisión en la determinación de la dosis debe de ser <5% o incluso menos, en la radioterapia convencional. Esta precisión sugiere un control de calidad del equipo minimizando los errores posibles, ya que en la práctica es imposible eliminarlos por completo.

Los maniquís se usan ampliamente para verificar la planificación de tratamiento computarizada obtenida por el algoritmo de convolución o el código de simulación Monte Carlo [12]. Los datos básicos de distribución de dosis generalmente se miden en un maniquí de agua, que se aproxima mucho a las propiedades de absorción de radiación y dispersión del músculo y otros tejidos blandos. Otra razón para la elección del agua como un maniquí es que está disponible universalmente con propiedades de radiación reproducibles. Un maniquí de agua, sin embargo, plantea algunos problemas prácticos cuando se usa junto con cámaras ionización y otros detectores que se ven afectados por el agua, a menos que estén diseñados para ser impermeables. Sin embargo, en la mayoría de los casos, el detector está encerrado en una delgada funda de plástico (equivalente al agua) antes de la inmersión en el maniquí de agua.

Dado que no siempre es posible colocar detectores de radiación en el agua, se han desarrollado maniquís secos sólidos como sustitutos del agua. Idealmente, para que un material dado sea equivalente de tejido o agua, debe tener el mismo número atómico efectivo, número de electrones por gramo y densidad de masa. Sin embargo, dado que el efecto Compton es el modo de interacción predominante para haces de fotones de megavoltaje en el rango clínico, la condición necesaria para la equivalencia de agua para tales haces es la misma densidad de electrones (número de electrones por centímetro cúbico) que la del agua.

De los materiales para maniquís disponibles comercialmente, Lucita y el poliestireno son los más utilizados en la dosimetría. Aunque la densidad de masa de estos materiales puede variar dependiendo de una muestra dada, la composición atómica y el número de electrones por gramo de estos materiales son lo suficientemente constantes como para justificar su uso para la dosimetría de electrones y fotones de alta energía.

Objetivo General

La importancia de este trabajo radica en el hecho de verificar que el sistema de planeación XiO versión 5.1 del área de radioterapia del hospital Ángeles Acoxpa calcule de manera correcta la dosis impartida en los tratamientos confórmale de mama ya que en caso contrario se realizarán las modificaciones necesarias hasta que se garantice la mayor calidad posible en el tratamiento.

El objetivo principal de este trabajo es medir las dosis con dosímetros termoluminiscentes de Fluoruro de Litio dopados con Magnesio y Titanio (LiF: Mg, Ti) en superficie y a diferentes profundidades en un maniquí de agua sólida y comparar las dosis medidas por los dosímetros con los cálculos realizados por el sistema de planeación para verificar que los tratamientos se impartan de manera correcta.

Objetivos específicos:

- ✓ Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes (TLD) en un acelerador lineal (LINAC) para energías de 6, 10 y 18 MV.
- ✓ Elaboración de planes de tratamiento sobre una tomografía computarizada de un maniquí de agua sólida introduciendo diferentes variables dosimétricas (cuñas y variaciones de tamaño de campo).
- ✓ Diseño del modelo de dosimetría en maniquí mediante el uso de los TLD de LiF: Mg, Ti y los factores de salida del acelerador lineal empleados para este trabajo.
- ✓ Comparación de los resultados de las dosis calculadas por el sistema de planificación del tratamiento (TPS) y las dosis medidas por los dosímetros termoluminiscentes en un maniquí de agua sólida.

Capítulo 2

Marco Teórico

La Termoluminiscencia (TL) es la emisión de luz de ciertos materiales al ser calentados por debajo de su temperatura de incandescencia, habiendo sido previamente expuestos a un agente excitante, como por ejemplo radiaciones ionizantes. El fenómeno de la termoluminiscencia debe considerar tres aspectos importantes para que se lleve a cabo:

- El material debe ser un aislante o un semiconductor; debido a que los metales no exhiben propiedades luminiscentes.
- El material debe haber absorbido energía en algún momento durante la exposición a la radiación ionizante.
- La emisión de luminiscencia se activa al calentar el material.

Un material termoluminiscente (TL) es aquel que, durante la exposición a la radiación ionizante absorbe cierta energía que se almacena. Esta energía se libera en forma de luz visible cuando el material se calienta. Es importante tomar en cuenta que la termoluminiscencia no se refiere a la excitación térmica, sino a la estimulación de la luminiscencia de una muestra que se excitó. En otras palabras, el material termoluminiscente no puede emitir luz de nuevo simplemente enfriando la muestra y recalentándola otra vez. Primero debe volver a exponerse a la radiación ionizante antes de que vuelva a emitir luz. La capacidad de almacenamiento de un material TL lo hace en principio adecuado para aplicaciones dosimétricas [13].

La descripción anterior se puede formalizar en la siguiente afirmación: *La termoluminiscencia requiere de la perturbación del sistema desde un estado de equilibrio termodinámico, a través de la absorción de energía externa, a un estado metaestable. Esto es seguido por la relajación estimulada regresando el sistema de nuevo a su condición de equilibrio.* Como una descripción de un proceso estimulado térmicamente (TSP), esta declaración es bastante general. En el caso específico de la termoluminiscencia, la perturbación suele ser la absorción de energía de la radiación ionizante, y la relajación estimulada de manera térmica vuelve al equilibrio y se monitorea la emisión de luminiscencia del sistema durante las transiciones de las cargas liberadas al estado fundamental. La intensidad de la luminiscencia emitida está relacionada con la velocidad a la que el sistema vuelve al equilibrio. El resultado es una "curva de brillo" característica que consta de un pico luminiscente (o picos) en una gráfica de luminiscencia contra la temperatura de la muestra.

El Fenómeno de la Termoluminiscencia (Modelo de Bandas)

En un cristal, el estudio de la termoluminiscencia es el estudio de las imperfecciones en la estructura sólida. En principio un cristal perfecto sin impurezas ni defectos no exhibe termoluminiscencia. Sin embargo, un cristal perfecto no existe en absoluto. La asociación de imperfecciones específicas con, un cierto pico de TL, suele ser bastante complicada.

Puede suceder que cierta impureza o defecto sea abundante en una muestra dada ($\approx 1\%$), pero no contribuye a la medida termoluminiscente. Por otro lado, otras imperfecciones, algunas veces indetectables por otros medios debido a sus bajas concentraciones, son responsables de la señal termoluminiscente medida. Por lo tanto, se puede decir que la termoluminiscencia es una herramienta muy sensible para detectar imperfecciones en pequeñas cantidades, pero a menudo sin una forma sencilla de identificarlas. Para aplicaciones, principalmente la dosimetría, esta incapacidad para identificar las imperfecciones no suele ser importante; Si el efecto es reproducible, lo importante es tener una calibración confiable. Desde el punto de vista físico, la comprensión de los defectos e impurezas es de gran importancia y, por lo tanto, puede influir indirectamente en las consideraciones de la elección de los materiales dosimétricos apropiados. Para explicar la aparición de un solo pico de TL, se debe asumir que existen al menos dos tipos de imperfecciones en el cristal. Durante la excitación inicial, uno de estos captura electrones y el otro captura huecos. Los electrones y huecos se producen en pares por la radiación que incide en el material. Las energías de estos portadores capturados están relacionadas con los estados de captura asociados con las imperfecciones, y las energías están dentro de la banda prohibida del cristal. Estos estados son metaestables y, normalmente, a la temperatura "baja" de la excitación, su vida útil es muy larga. El estado de captura de electrones a menudo se considera que está bastante "cerca" de la banda de conducción y el estado de captura de huecos está "lejos" de la banda de valencia. En este modelo, mientras se calienta el material, los electrones se liberan térmicamente, generalmente a la banda de conducción, para después recombinarse con los huecos atrapados, lo que produce que se emitan fotones de luz visible. En esta situación, el estado de atrapamiento de los huecos se denomina luminiscencia o centro de recombinación y el estado de atrapamiento de electrones se denomina trampa, los procesos electrónicos de excitación y recombinación se muestran en la figura 5 relacionado con el fenómeno de termoluminiscencia.

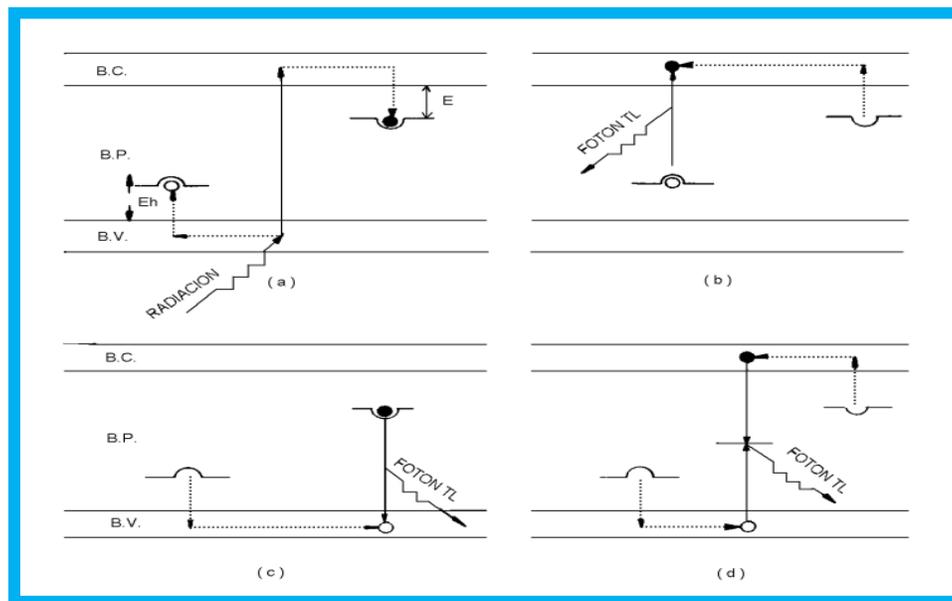


Figura 2.1. Diagrama de bandas de energía. (a) Exposición del cristal a la radiación, (b), (c), y (d) Calentamiento del cristal previamente irradiado.

Otra posibilidad es que el estado de trampa de los huecos éste cerca de la banda de valencia mientras que el estado de atrapamiento de los electrones este lejos de la banda de conducción. En este caso, durante el calentamiento, los huecos son “alcanzados” (energéticamente) dentro de la banda de valencia y se recombinan con los electrones atrapados. En este caso, se habla de trampas de huecos y centros de recombinación de electrones.

Cuando un electrón en una trampa y un hueco están situados muy cerca la recombinación de electrones y huecos atrapados no se lleva a cabo directamente, en este caso no se espera que haya termoluminiscencia, con lo que puede ocurrir que una transición directa prohibida, y el electrón (o hueco) se debe elevar de manera térmica a un estado excitado superior desde el cual puede recombinarse con el hueco atrapado (electrón), emitiendo así termoluminiscencia [14].

Formación de la Curva Termoluminiscente

El proceso de emisión luminosa durante el calentamiento del cristal implica la desocupación de las trampas en el cristal. Este proceso, se muestra en la Figura 6. La curva superior representa la probabilidad de desocupación de las trampas en función de la temperatura; a baja temperatura, esta probabilidad es cero o despreciable ya que los portadores de carga no tienen suficiente energía cinética para escapar del pozo de potencial.

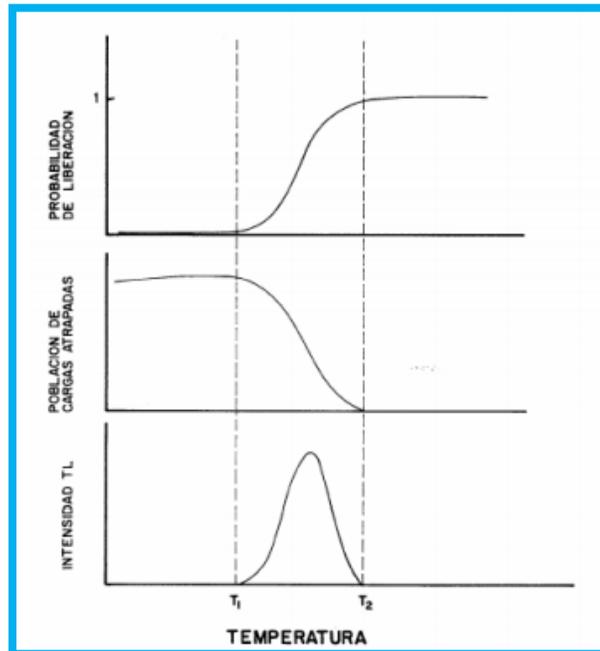


Figura 2.2. Formación de la Curva TL

A medida que aumenta la temperatura, la probabilidad de que las trampas se desocupen aumenta y generalmente lo hace de cero a la unidad en un intervalo de temperatura de 10 °C a 50 °C. Durante este intervalo de temperatura, una fracción de los portadores de carga liberados se dirige hacia los centros de recombinación haciendo que disminuya la población

de portadores de carga atrapados, por lo que la intensidad de la luz emitida alcanza un máximo dando origen a un patrón de luminiscencia en función de la temperatura llamado curva TL o curva de brillo (figura 7).

Si el cristal contiene más de un tipo de trampas, este proceso se repite para cada grupo de trampas, dando lugar a varios puntos de máxima intensidad de emisión luminosa en la curva TL, los cuales se conocen comúnmente como picos TL. Cada pico está caracterizado por la temperatura a la cual se presenta la máxima intensidad de emisión (T_m), por la energía de activación o profundidad de la trampa (E) y por el factor pre-exponencial o factor de frecuencia (s).

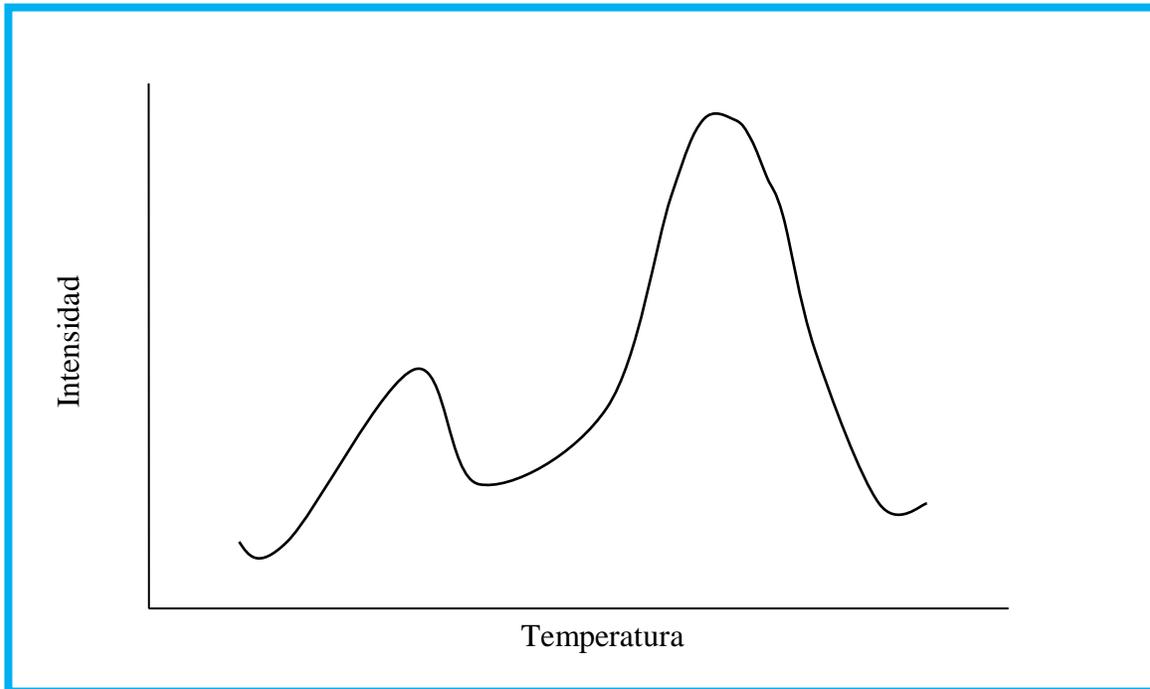


Figura 2.3. Curva TL

La luz emitida corresponde a fotones de diferentes energías y da lugar a un registro de su intensidad en función de la longitud de onda de la misma, que se conoce como espectro de emisión TL, el cual presenta varios puntos de intensidad máxima a los cuales se llama picos de emisión [15].

Respuesta Termoluminiscente en Función de la Dosis Absorbida

La curva de respuesta de un material TL en función de la dosis absorbida comprende tres regiones: lineal, supralineal y de saturación. La región lineal es la más interesante porque en ella se efectúan las medidas con la máxima precisión. Para fines prácticos, es conveniente utilizar la región lineal, o bien aquella en la que se produzca una línea recta en escala logarítmica, para simplificar la calibración y uso del material en dosimetría.

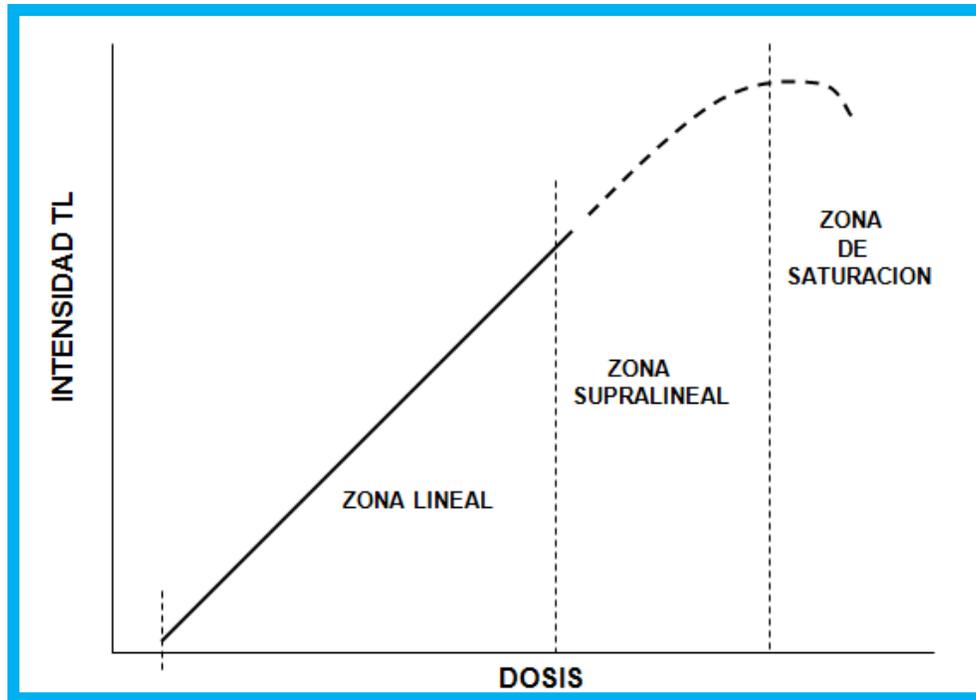


Figura 2.4. Curva de respuesta de un material TL en función de la dosis

En la región de supralinealidad, la sensibilidad de muchos materiales TL se incrementa con la dosis absorbida. El origen de este fenómeno aún no está bien determinado y puede ser diferente según el material TL considerado. Para explicarlo se han propuesto diversas hipótesis:

- Creación de nuevas trampas durante la irradiación [16]
- Creación de nuevos centros luminiscentes (centros de recombinación) [17].
- Incremento de la eficiencia TL intrínseca debido a la multiplicación de posibilidades de recombinación de un mismo portador de carga con más centros luminiscentes [18].
- Presencia de centros de recombinación no radiativos o centros de envenenamiento que limitan la eficiencia TL intrínseca en la región lineal [19]
- Acción de un nivel de atrapamiento intermedio

Si bien la sensibilidad de los materiales TL es superior en la zona supralineal, la precisión de las mediciones es inferior a la que se obtiene en la zona lineal.

La zona de saturación se alcanza cuando todas las trampas están ocupadas presentándose un fenómeno de inversión de la sensibilidad, consecutivo a la coloración de los cristales y a la destrucción de ciertos elementos de la estructura cristalina por efecto de la irradiación.

En la mayoría de los materiales TL, esta inversión se presenta entre 10^4 y 10^6 Gy. Es evidente que las mediciones efectuadas en la vecindad de este punto implicarán un error demasiado grande. El tratamiento térmico de regeneración aplicado a un material TL irradiado hasta la zona de saturación no le restituye sus propiedades iniciales. Por tal

motivo, es recomendable no utilizar nuevamente un material TL que haya sido expuesto a dosis altas de radiación.

Dosimetría

La dosimetría de radiación o simplemente "dosimetría" se ocupa de la medición de la dosis absorbida o la tasa de dosis resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia. En términos más generales, se refiere a la determinación (es decir, mediante medición o cálculo) de estas cantidades, así como otras cantidades radiológicamente relevantes, como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida, etc. Generalmente se mide la dosis absorbida y se puede derivar otra cantidad de ella a través de cálculos basados en las relaciones con más cantidades. Por consiguiente, un dosímetro se puede definir como un dispositivo capaz de proporcionar una lectura que es medida de la dosis absorbida depositada en un volumen determinado por radiación ionizante. Si la dosis no es homogénea en todo el volumen, entonces la lectura es una medida de algún tipo de valor medio de la dosis absorbida [20].

En un material TL la luminiscencia emitida es proporcional, dentro de ciertos límites, a la dosis absorbida por la sustancia TL. Además, tanto el área bajo un pico TL como la amplitud del mismo, a una rapidez de calentamiento constante, son proporcionales al número total de iones capturados en las trampas; por lo tanto, el área bajo la curva TL es representativa de la energía luminosa liberada. Esta propiedad es utilizada por la mayoría de los lectores TL comerciales en los que las medidas se efectúan a partir de la emisión total de uno o varios picos de la curva TL. Esto hace que los materiales TL pueden utilizarse como dosímetros en el intervalo en que su respuesta es lineal con respecto a la dosis absorbida.

Un material termoluminiscente, para ser empleado en la dosimetría de las radiaciones, debe de disponer de ciertas características las cuales dependen de las necesidades concretas de la actividad en la que se vayan a emplear los materiales. Sin embargo, de manera general, las principales características de un material TL para usarse en dosimetría son:

Precisión: Se puede estimar a partir de los datos obtenidos en mediciones repetidas, y generalmente se establece en términos de la desviación estándar. La alta precisión está asociada con una pequeña desviación estándar. Uno debe especificar si la desviación estándar citada para un conjunto de mediciones se refiere a la precisión de las lecturas individuales o de su valor promedio. La precisión de una sola medición indica qué tan probable es que coincida con el valor esperado de la cantidad que se mide. Asimismo, la precisión del valor promedio de un grupo de mediciones repetidas expresa la probabilidad de que esté de acuerdo con el valor esperado. Para un número suficientemente grande de lecturas, su valor promedio coincide con el valor esperado.

Exactitud: Expresa la proximidad de su valor de expectativa al valor real de la cantidad que se mide. Por lo tanto, es imposible evaluar la exactitud de los datos a partir de los mismos datos, como se hace para evaluar su precisión. La exactitud es una medida del efecto colectivo de los errores en todos los parámetros que influyen en las mediciones. En

experimentos que están limitados a mediciones relativas, solo la precisión, no la exactitud, es importante.

Sensibilidad a la dosis: Para ser útil, un dosímetro debe tener una sensibilidad adecuada a la dosis en todo el rango en el que se va a medir. Una sensibilidad a la dosis constante proporciona una respuesta lineal que es deseable para facilitar la calibración y la interpretación. Sin embargo, un solo valor de la función, incluso si no es lineal, puede ser aceptable, aunque requiere que la calibración se realice en repetidas ocasiones para proporcionar una curva de calibración.

Estabilidad: Las características de un dosímetro deben ser estables con el tiempo hasta que se utilice. Eso incluye la "vida útil" y el tiempo transcurrido hasta que se irradia. Los efectos de la temperatura, el oxígeno o la humedad atmosférica, la luz, etc. pueden causar un cambio gradual en la sensibilidad de la dosis o el fondo instrumental. Los dosímetros fotográficos, químicos o de estado sólido son generalmente más susceptibles a estas influencias que las cámaras iónicas o los contadores.

Algunos dosímetros termoluminiscentes muestran un cambio gradual de sensibilidad durante el almacenamiento a temperatura ambiente debido a la migración y la reorganización de los centros de captura en el fósforo cristalino, que pueden controlarse mediante recocido especial.

Esta propiedad es de gran importancia ya que se requiere que no haya pérdida ni alteraciones de la información dosimétrica registrada.

Dependencia Energética: En términos generales, la dependencia energética de un dosímetro es la dependencia de su lectura por unidad de la cantidad que se supone que debe medir, de la energía cuántica o cinética de la radiación.

En la dosimetría clínica las cantidades relevantes se definen en referencia a la absorción de energía del tejido humano. Esto quiere decir que una buena respuesta con la energía de un material significa que el material tiene un número atómico efectivo muy cercano al del tejido humano ($Z_{\text{eff}} = 7.4$).

Reproducibilidad: La reproducibilidad de un dosímetro es medida leyendo el mismo dosímetro varias veces después de ser irradiado con la misma dosis o leyendo varios dosímetros que tengan la misma sensibilidad individual e irradiados con la misma dosis. Algunos dosímetros TL muestran mala reproducibilidad a bajas dosis (LiF, CaSO₄, CaF a dosis < 1 mGy; Li₂B₄O₇ a dosis < 0.1 mGy) sin embargo la reproducibilidad se vuelve constante a altas dosis.

Otra característica de menos relevancia que un material debe de cumplir para aplicarse en la dosimetría es la reusabilidad. Los dosímetros reutilizables, como los dosímetros termoluminiscentes, pueden calibrarse individualmente mientras que los dosímetros de un solo uso, como las películas radiocrómicas, no pueden. Este último solo puede ser calibrado por lotes irradiando y midiendo muestras representativas. En ese caso, la precisión de las mediciones se refiere a la reproducibilidad de las lecturas obtenidas de diferentes miembros del lote del dosímetro después de que se les haya dado irradiaciones idénticas.

La ventaja de la reutilización de un dosímetro depende de lo difícil o conveniente que sea restaurarla a su estado original. Si no se puede eliminar completamente los efectos de una

dosis anterior, se pierde parte de la ventaja. Un cambio en la sensibilidad, por ejemplo, significa que los dosímetros se deben segregar en base a la historia anterior y se deben recalibrar antes de reutilizarlos [20].

A pesar de que las características anteriores son esenciales para que un material pueda usarse en la dosimetría, no existe un material ideal que satisfaga plenamente todas ellas. Sin embargo, existe una gran cantidad de materiales TL que se emplean en las diferentes áreas de la dosimetría de radiaciones y estos se eligen de acuerdo con el tipo de actividades en los que se deseen emplear. En la tabla 2 se presentan algunos de los materiales TL más empleados en la dosimetría de las radiaciones, así como algunas de sus propiedades y el área de aplicación.

Tabla 2.1 *Propiedades de los Materiales Termoluminiscentes comúnmente empleados en la Dosimetría de las Radiaciones.*

Material	LiF		Li ₂ B ₄ O ₇		CaF ₂		SO ₄ Ca	
	Ti, Mg	Mg, Cu, P	Mn	Cu	Mn	Dy	Dy	Tm
Número Atómico Efectivo (Z_{eff})	8.2		7.4		16.3		15.3	
Respuesta Relativa 30 KeV/1.25MeV	1.3	0.8	0.9	0.9	15	15	12	12
Fading	Bajo	Bajo	Medio	Alto	Alto	Alto	Bajo	Bajo
Temperatura del Pico Principal (°C)	210	210	210	200	260	240	220	220
Rango de Trabajo (Gy)	10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁵ -10 ³	10 ⁻⁵ -10 ³
Sensibilidad Relativa al TLD-100	1	30	0.1	2	5	15	15	15
Espectro de Emisión	Azul	Azul/UV	Naranja	UV	Azul/Verde	Amarillo	Azul/Verde	Azul
Aplicaciones	Uso General		Clínica	Uso General	Ambiental		Ambiental	

En la dosimetría clínica, uno de los materiales termoluminiscentes más empleados es el Fluoruro de Litio debido principalmente a su alta sensibilidad para efectuar mediciones en el rango de los Grays y a la equivalencia que tiene con el tejido humano ($Z_{\text{eff}}(\text{LiF}) = 8.2$). El Fluoruro de Litio en su forma más pura exhibe relativamente poca termoluminiscencia, pero al introducir una cantidad mínima de impurezas se presenta termoluminiscencia en el material. Estas impurezas dan lugar a imperfecciones en la estructura de la red del LiF y son necesarias para la aparición del fenómeno TL.

La dependencia que este material tiene con la dosis de su respuesta termoluminiscente es lineal para dosis menores de 10 Gy. A partir de ese punto la respuesta es supralineal hasta los 10³ Gy como se muestra en la figura 9.

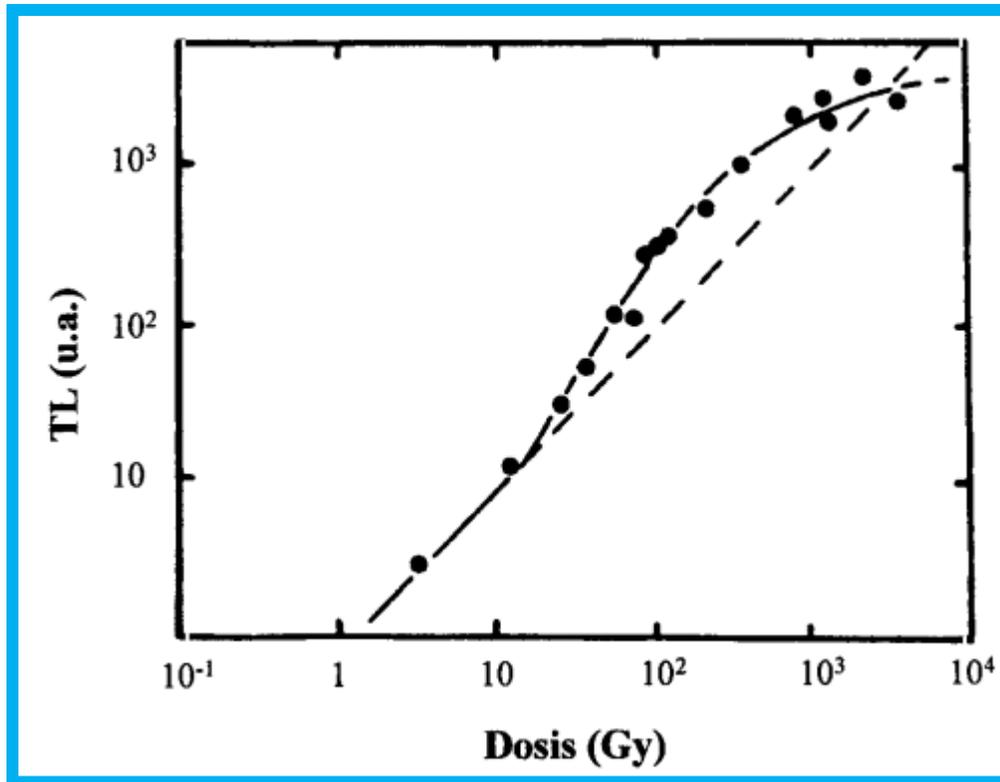


Figura 2.5. Respuesta TL en función de la dosis del LiF: Mg, Ti [21]

Los dosímetros de fluoruro de litio se pueden encontrar en diferentes presentaciones como por ejemplo muestras en polvo, monocristales o pastillas formadas por polvo sintetizado. Estos pueden ser reutilizables si se dan los tratamientos térmicos adecuados al nivel de dosis adecuado previos a cada irradiación [21].

Dependencia Angular del LiF

Se define como el cambio de la respuesta a la radiación si el ángulo de incidencia del haz cambia significativamente. Estos efectos deben determinarse en mediciones comparativas con un detector que no muestra dependencia angular. Para los TLD la dependencia angular es solo un problema en la medida en que la orientación de los chips o pastillas puede afectar el tamaño de la cavidad. Esto es más importante para los electrones y en la braquiterapia, donde el gradiente de dosis puede ser alto. Sin embargo, siempre es mejor irradiar normal a la cara plana de los chips o al eje largo de los microrods. Para la radiación β , la dependencia angular es más pronunciada que para la radiación de fotones [22].

Dependencia Energética del LiF

En la mayoría de los materiales termoluminiscentes la respuesta TL es función de la energía de las partículas con las que se irradia. El fundamento teórico es la fórmula de Burlin para la relación entre la dosis del fotón, D_{det} , registrada por un dosímetro y la dosis D_{med} del medio en el que se coloca:

$$D_{det} = D_{Med} [d\{\text{poder de frenado másico}\} + (1 - d)\{\text{coeficiente másico de absorción de energía}\}] \quad (1)$$

Donde **d** es un factor para cuantificar la atenuación de electrones secundarios en el dosímetro. Para un dosímetro pequeño (en comparación con el rango de electrones secundarios) $d = 1$ y para un dosímetro grande $d = 0$. Para un haz de electrones, solo se aplica el primer término en la ecuación, y puede considerarse como una corrección de perturbación. Para energías entre 200 keV y 3 MeV, tanto la relación de poder de frenado másico como la relación de coeficiente másico de absorción de energía para el LiF son casi invariables.

Las diferencias en la sensibilidad del LiF a diferentes energías de megavoltaje son pequeñas, tanto para fotones como para electrones. Sin embargo esta sensibilidad se puede ver afectada por materiales que produzcan una contribución relativa mayor de la dispersión de Compton y la producción de pares a la dosis total del haz de fotones [23].

En muchas situaciones, las mediciones del LiF pueden ser más fáciles de convertir a dosis que las mediciones de cámara iónica. Por lo cual se puede concluir que:

- El enfoque más simple es calibrar los chips contra una cámara de ionización utilizando la calidad del haz que se utilizará para las mediciones.
- Si se utiliza un haz de ^{60}Co para las calibraciones, las dosis medidas deberán multiplicarse por un factor que varía de 1.01 para 6 Mv hasta 1.025 para 25 Mv en rayos X y de 1.04 para 2 MeV hasta 1.03 para 20 MeV en electrones.
- Si se utilizan materiales de TLD más gruesos, o si los dosímetros se acumulan, los factores de corrección aumentarán.
- Para energías de rayos X por debajo de 300 Kv, es esencial calibrar los TLD en el haz relevante. El LiF: Mg, Cu, P es un mejor dosímetro para usarse en este rango de energías

Desvanecimiento

El desvanecimiento es el término aplicado a la disminución de la señal termoluminiscente entre la irradiación y la lectura. Esto es causado por los electrones en las trampas de menor energía que se mueven hacia un estado estable afectando principalmente a las trampas de temperatura más baja. Es importante, por lo tanto, que el proceso de lectura excluya la señal termoluminiscente de baja temperatura [24].

Durante el proceso de desvanecimiento la probabilidad de que un portador de carga (electrón o hueco) pase de un estado excitado metaestable a un estado no metaestable está dado por la relación

$$p = se^{\left(\frac{-E}{kT}\right)} \quad (2)$$

Donde **p** es la probabilidad de la transición, **s** es el factor de frecuencia (característico del centro que determina la velocidad intrínseca de liberación), **E** es la energía de activación, **k** es la constante de Boltzmann y **T** es la temperatura.

La duración promedio de la permanencia de los portadores de carga en las trampas se relaciona con el periodo $T_{1/2}$ del fenómeno y están descritos por la siguiente ecuación

$$\frac{1}{p} = \frac{T_{1/2}}{0.693} = 0 \quad (3)$$

La presencia de un pico TL a baja temperatura generalmente indica un desvanecimiento térmico alto, sin embargo en algunas ocasiones se induce el desvanecimiento de los picos TL a bajas temperaturas con el fin de estabilizar la respuesta termoluminiscente de algún material [25].

Para el fluoruro de Litio se han realizado una gran cantidad de estudios sobre los mecanismos físicos que afectan la estabilidad de su respuesta TL y modifican su curva de TL, sin embargo, ha habido gran controversia debido a la variedad de resultados que se presentan en cuanto a los valores de desvanecimiento. A continuación, se enlistan algunas referencias con los diferentes valores que se reportan:

- 10-20% en tres semanas [26].
- 5% en tres meses [27].
- 10% en un mes [28].

Además Y. Horowitz en su artículo “Fading in LiF: Mg, Ti” [29] menciona que se han reportado valores de 7% en dos semanas, $5 \pm 3\%$ después de 84 días, 5% después de 50 días, 5% en 20 días, 5-10% en un año, 5% en un año y 1% en un año.

Estas variaciones, como lo sugiere el autor, se deben principalmente al fading de los picos 2 y 3 en la señal TL, ya que se presentan a una temperatura más baja, además de que en algunos casos estas variaciones incluyen cambios en la sensibilidad del equipo de medición TL en lugar del material TL.

Capítulo 3

Metodología Experimental

Materiales

Para la realización de esta investigación se utilizaron 39 dosímetros de fluoruro de litio, dopados con magnesio y titanio (LiF: Mg, Ti) con dimensiones de 3mm x 3mm x 1mm. La irradiación de los TLD se realizó en un acelerador lineal (LINAC) Elekta Synergy del Hospital Ángeles Acoxa (figura 8), esto con el fin de obtener la caracterización y respuesta de los TLD frente a las distintas variables dosimétricas para posteriormente realizar mediciones sobre maniquís.



Figura 3.1. Acelerador Lineal Elekta Synergy empleado para la investigación

Para el proceso de lectura de los dosímetros se empleó un lector Harshaw 3500 y el proceso de recocido se realizó en una mufla Thermolyne 1300.

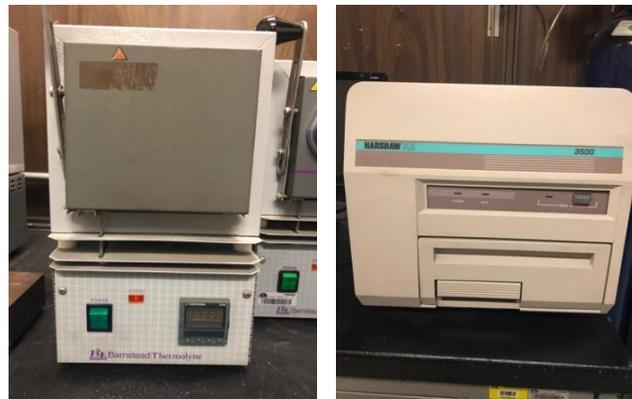


Figura 3.2. Equipo de lectura de dosímetros

La caracterización y las mediciones de la dosis de los TLD se realizaron en un maniquí cubico de agua sólida (RW3) que consistía en un arreglo de 30 placas de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ y 1 cm de espesor como se muestra en la figura 12.



Figura 3.3. Arreglo de placas de agua sólida empleadas para la investigación.

Los datos técnicos del material del maniquí (RW3) se muestran en la tabla 3

Tabla 3.1. Propiedades Físicas del Material RW3

Propiedades del Material RW3	
Material	Poliestireno equivalente al agua (RW3) para fotones de alta energía y radiación de electrones
Rango de energía	Fotones ($^{60}\text{Co} - 25\text{Mv}$), Electrones (4 – 23 Mev)
Composición del Material	Poliestireno (C_8H_8) con mezcla de $2.1\% \pm 0.2\%$ TiO_2
Densidad Másica	1.045 g/cm^3
Valor (Z/A)	0.536
Densidad Electrónica	$3.386 \times 10^{23} \text{ e/g}$
Concentración de Electrones	$3.39 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$

El sistema de planificación (TPS) que se utilizó para los tratamientos fue el XiO versión 5.11, con el cual se compararon los resultados obtenidos por los TLD. Todas las planificaciones se realizaron usando el algoritmo de convolución.

Caracterización de los TLD

Los TLD se caracterizaron para energías de fotones de 6, 10 y 18 MV en el acelerador lineal. El proceso de irradiación se realizó colocando cada uno de los dosímetros sobre 12 placas de agua sólida de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ y 1 cm de espesor, para tener condiciones de equilibrio electrónico, utilizando un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dejando así más de 5 cm en cada uno de los 4 lados entre el tamaño del campo y del maniquí tal y como lo recomienda

la Agencia Internacional de Energía Atómica [30]. Los dosímetros se colocaron en el centro del campo para ser irradiados y sobre ellos se colocaron placas de agua solida de distinto grosor dependiendo de la energía con la que se irradiaba, esto con el fin de que el dosímetro recibiera la dosis máxima. El grosor de las placas que se emplearon para la caracterización se muestra en la tabla 4.

Tabla 3.2. Profundidades a las cuales se recibe la dosis máxima para energías de fotones de 6, 10 y 18 MV

Energía (MV)	Campo (cm ²)	Grosor (cm)
6	10 × 10	1.5
10	10 × 10	2.3
18	10 × 10	3

Los dosímetros se irradiaron a diferentes dosis con fotones en el rango de 0.5Gy a 5.5Gy sin angulación del gantry ni del colimador a una distancia fuente-superficie de 100 cm. Las lecturas termoluminiscentes que se obtuvieron en el lector Harshaw-3500 fueron a una velocidad de calentamiento lineal de 7 °C/s, integrando la señal de 50 a 270 °C. Los dosímetros se recocieron antes de usarlos para obtener las características de la Termoluminiscencia y lograr una mejor estabilidad de su sensibilidad y un menor desvanecimiento. El tratamiento de recocido se realizó a 400 °C durante 1 h seguido de un enfriamiento rápido a temperatura ambiente [31].

Mediciones en el Maniquí

Posterior a la caracterización se realizaron las mediciones de dosis en el maniquí de agua solida de 30 × 30 × 30 cm³. El proceso comenzó realizando las planificaciones de tratamiento sobre una tomografía computarizada (CT) del maniquí, la cual se obtuvo en un tomógrafo de la marca Siemens Somatom Definition Dual Energy tal y como se muestra en la figura 13 con los siguientes parámetros:

Tabla 3.3. Parámetros empleados en la Tomografía Computarizada del Maniquí

Parámetros	Valores
Fov	650 mm
Pitch	0.1 mm
Corte	3 mm
Filtro de Reconstrucción	B30 hom media
Window	Mediastinum
Kv	120
mAs	300

Estos parámetros se eligieron de acuerdo con las necesidades del hospital, es decir, de acuerdo a los parámetros con los que se realizan la mayoría de sus tomografías para pacientes de mama.

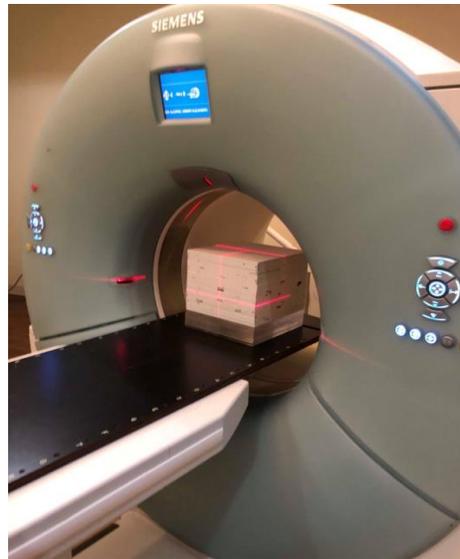


Figura 3.4. Obtención de la Tomografía Computarizada

El proceso de medición de dosis en el maniquí se dividió en dos partes: En la primera parte se realizaron 5 mediciones a diferentes profundidades y sobre la superficie del maniquí para evaluar el comportamiento de la radiación además de comparar los resultados de las mediciones con un cálculo analítico. En la segunda parte se realizaron las verificaciones de dosis sobre el maniquí incluyendo diferentes variables dosimétricas (tamaños de campo, Cuñas, incidencia de los campos, etc.). Para la primera parte se utilizaron 4 dosímetros los cuales se colocaron en el centro del campo de irradiación y del maniquí (figura 14) a profundidades de 20, 15, 10 cm y sobre la superficie (Figura 15). Los dosímetros se irradiaron a dosis de 1 a 4 Grays en intervalos de 1 Gray. El campo de irradiación que se utilizó para este proceso de fue de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una distancia fuente piel de 100 cm.

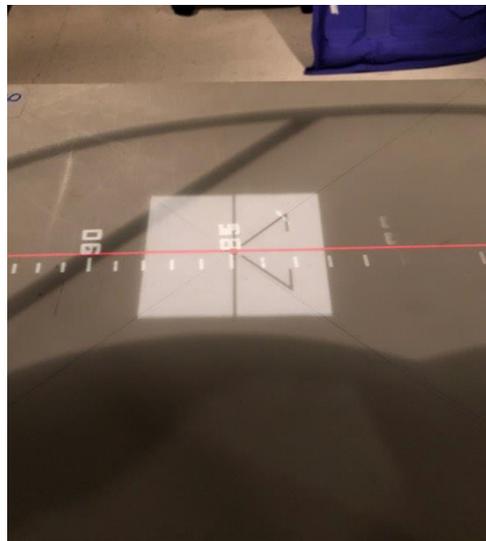


Figura 3.5. Esquema de la posición de los dosímetros sobre la superficie del maniquí



Figura 3.6. Esquema de la posición de los dosímetros colocados a diferentes profundidades del maniquí

Verificación de la Dosis en Maniquí

En la segunda parte se realizó la verificación de la dosis sobre el maniquí. Las pruebas realizadas se efectuaron mediante 36 planes de tratamiento, de los cuales 18 incluyeron 2 campos AP y PA y 18 con 4 campos AP, PA, laterales izquierdos y derechos. En todos los casos se evaluó la respuesta a distintos tamaños de campo de 10×10 , 15×15 y 20×20 cm^2 además de que se emplearon modificadores del haz como cuñas. Los dosímetros en todos los casos se colocaron en la superficie del maniquí y fueron irradiados de manera ortogonal a la cara frontal de cada dosímetro.

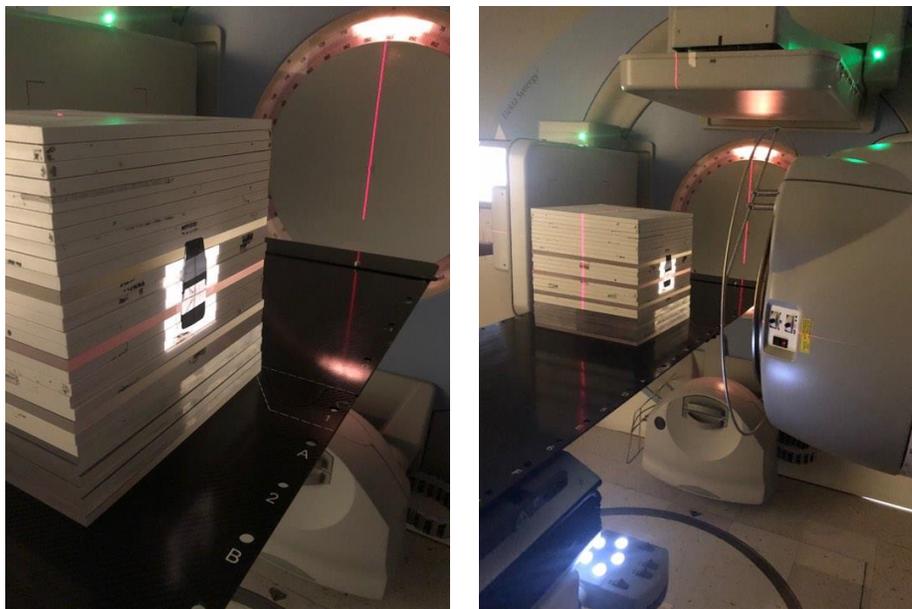


Figura 3.7. Configuración Experimental en el Proceso de Irradiación de los Dosímetros

Las mediciones de dosis en el maniquí se consideran satisfactorias si la dosis medida por los TLD no difiere de la dosis calculada por el sistema de planeación en $\pm 5\%$. Este es el nivel de tolerancia recomendada por los protocolos internacionales [11], [24].

Dependencia Energética de los TLDs

Como se mencionó en el capítulo 2 las diferencias en la sensibilidad del LiF: Mg, Ti a diferentes energías de megavoltaje son pequeñas, sin embargo, para esta investigación no se presentan tales diferencias debido a que la caracterización del material se realizó para cada una de las energías del LINAC por lo cual no fue necesario aplicar correcciones de energía a las mediciones realizadas.

Factores de Salida

La salida del haz de un acelerador lineal (tasa de dosis) medida en un maniquí depende del tamaño del campo. A medida que aumenta el tamaño del campo, aumenta la dispersión en el maniquí, que contribuye a una mayor dosis.

El factor de dispersión del colimador se denomina comúnmente factor de salida (OF) y describe la variación relativa de la dosis con el tamaño de la apertura del haz o la colimación del campo; cuanto mayor sea el tamaño del campo, mayor será la dosis medida en un punto de un maniquí.

La apertura del colimador de referencia o el campo de referencia generalmente se elige para que sea el ajuste del colimador de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. Para este caso el $OF = 1$ para el campo de referencia a cualquier profundidad dada. Para tamaños de campo mayores que el campo de referencia el factor de salida es > 1 , mientras que para tamaños de campo menores que el de referencia el factor de salida es < 1 .

Para este trabajo los factores de salida se obtuvieron con una cámara de ionización en base a los siguientes parámetros:

Tabla 3.4. Parámetros empleados para la obtención de los factores de salida

Parámetros	Valores
Distancia de la Fuente a la Cámara	110 cm
Distancia Fuente-Piel	100 cm
Profundidad de Referencia	10 cm
Tamaño del campo de referencia a la distancia de la cámara	11 cm
Tasa de dosis de calibración (6MV)	0.674 (cGY/MU)
Tasa de dosis de calibración (10MV)	0.728 (cGY/MU)
Tasa de dosis de calibración (18MV)	0.779 (cGY/MU)

En el capítulo 4 se muestran los resultados obtenidos y las gráficas de cada factor de salida correspondiente a cada energía.

Factores de Corrección

Cuando se obtiene un grupo de TLDs con una cantidad n de dosímetros, hay una variación en la respuesta de estos dosímetros cuando se someten a las mismas condiciones de irradiación, es por ello que es de suma importancia la calibración individual de estos, para seleccionar los dosímetros que tengan una respuesta similar, reduciendo las incertidumbres de las medidas. Además de obtener la curva de calibración para cada TLD del grupo, una opción es calcular un factor de corrección individual que haga que los dosímetros alcancen un valor medio del grupo, reduciendo, también, las fluctuaciones en las mediciones [32]. Los valores de cada factor de corrección en este trabajo se determinaron irradiando de manera simultánea cada lote de dosímetros a una dosis de 200 cGy en el LINAC. El cálculo de cada factor se realizó empleando la siguiente ecuación

$$F_{CE} = \frac{M}{M_i} \quad (4)$$

En donde es la M_i es la lectura de cada TLD perteneciente al Lote y M es el promedio de las lecturas del Lote [33]. Los resultados obtenidos se muestran en el capítulo 4.

Desvanecimiento

En el capítulo 2 se menciona la gran controversia que hay con los valores reportados de Fading del Fluoruro de Litio, sin embargo, para esta investigación son de menor relevancia ya que todas las lecturas se realizaron 24 horas después de la irradiación por lo que la pérdida de señal de los dosímetros es despreciable.

Capítulo 4

Resultados y Discusión.

Caracterización del Material

Luego de realizar las sucesivas lecturas en el lector TLD Harshaw 3500 de los 39 dosímetros irradiados en el rango de 0.5 a 5.5 Grays se obtuvieron las curvas TL de cada dosímetro. En las figuras 17, 18 y 19 se muestran las curvas de un dosímetro correspondiente a cada energía con la que se irradió. Hay que destacar que son curvas suaves y bien definidas y características del LiF: Mg, Ti.

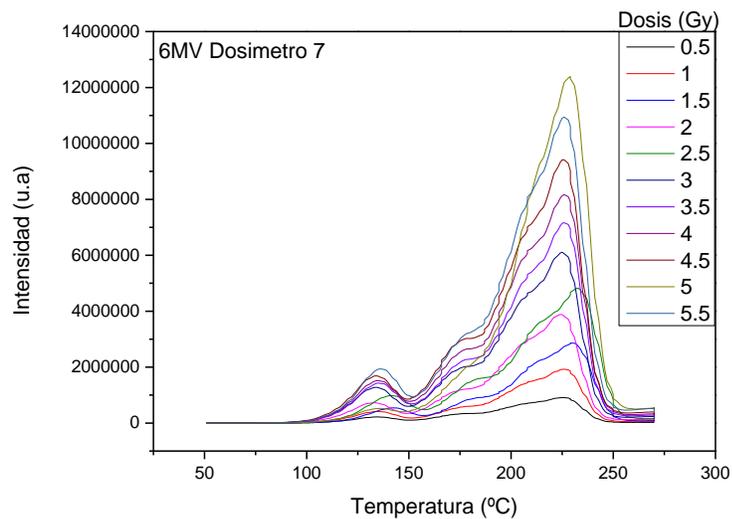


Figura 4.1. Curva TL del LiF: Mg, Ti irradiado a 6MV

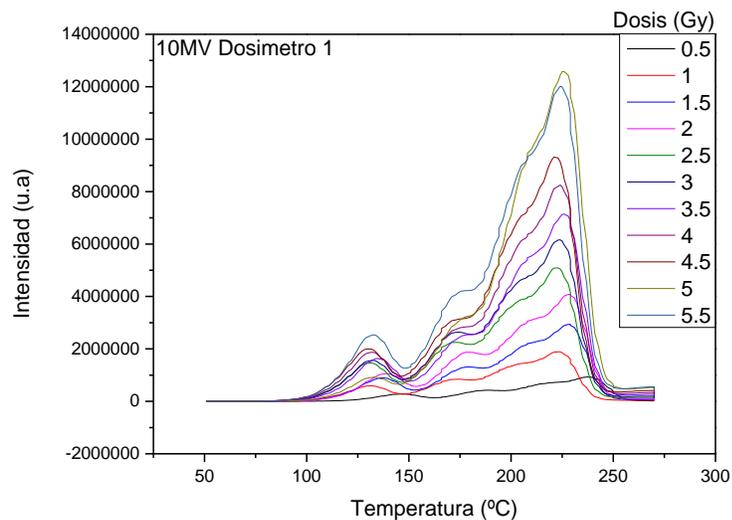


Figura 4.2. Curva TL del LiF: Mg, Ti irradiado a 10MV

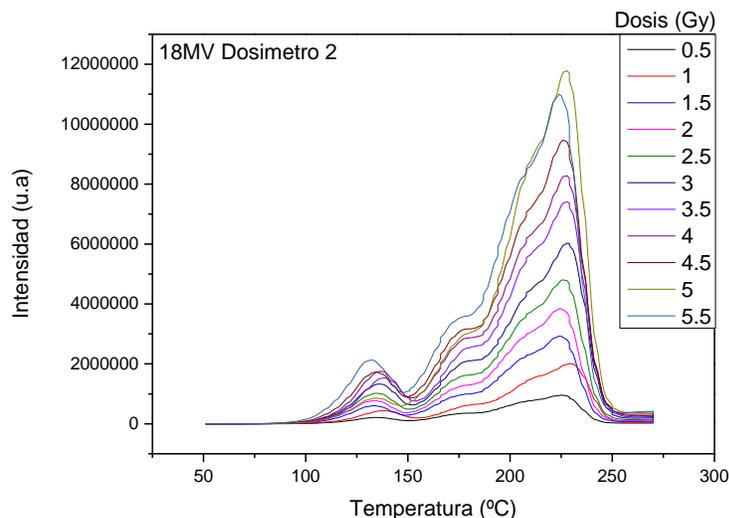


Figura 4.3. Curva TL del LiF: Mg, Ti irradiado a 18MV

Las curvas TL, que se obtuvieron con un proceso de precalentamiento a 50°C durante 5 segundos y una tasa de calentamiento de 7 °C/seg, presentan cinco picos que corresponden a los picos II, III, IV, V y VI de una curva típica del LiF: Mg, Ti de seis picos [25]. Los máximos aparecen en los rangos de temperatura de 133-140, 165-175, 190-200, 220-230 y 240-250 °C los cuales corresponden a los niveles de trampas asociadas al material. El pico V corresponde a un nivel de trampa muy estable y normalmente es usado para propósitos dosimétricos, mientras que el pico I se ha descartado debido a su inestabilidad, ya que se presenta a temperaturas bajas, esto provoca que a temperatura ambiente haya un desvanecimiento, por lo cual no se muestra en ninguna de las curvas TL anteriores. Esto nos permite concluir que al no presentarse irregularidades en la forma de las curvas TL, los dosímetros presentan buenas condiciones para ser empleados durante el desarrollo del presente trabajo.

A altas dosis los procesos de competición entre las trampas profundas de electrones y los huecos pueden influir en la señal del TLD y su respuesta TL se aleja de la linealidad sin embargo en este trabajo los dosímetros de LiF: Mg, Ti en las energías de 6, 10 y 18 MV mostraron una respuesta lineal en el rango estudiado entre los 0.5 y los 5.5 Gy. En las figuras 17, 18 y 19 se muestra la linealidad de algunos dosímetros caracterizados.

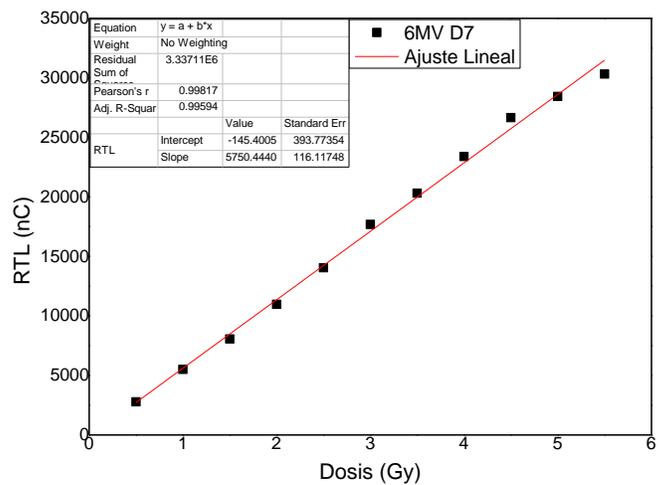


Figura 4.4. Respuesta TL de LiF: Mg, Ti a diferentes dosis absorbidas de fotones de 6 MV

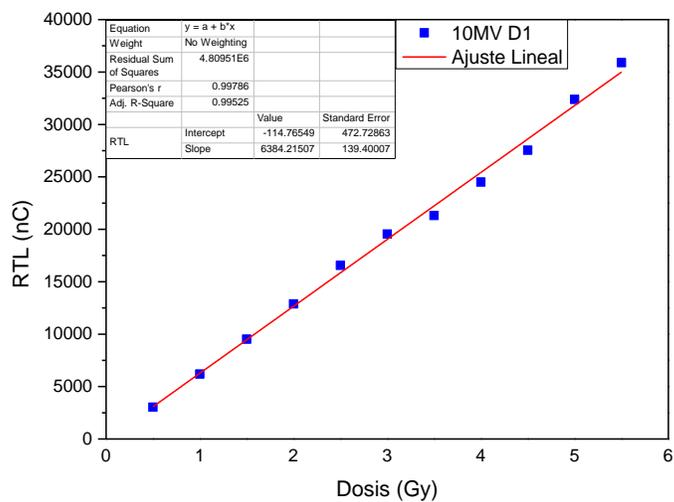


Figura 4.5. Respuesta TL de LiF: Mg, Ti a diferentes dosis absorbidas de fotones de 10 MV

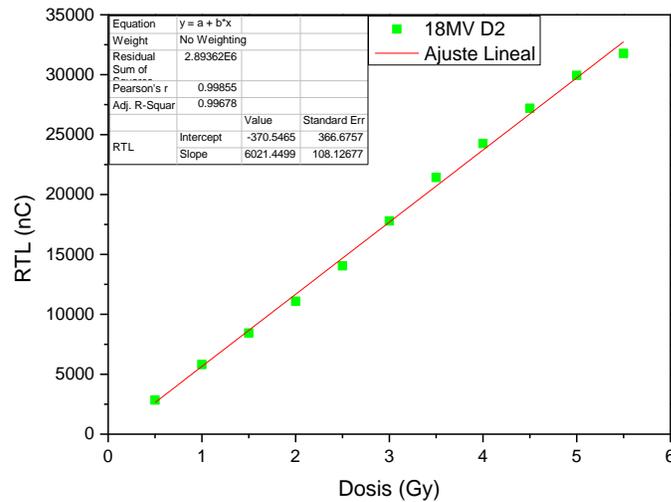


Figura 4.6. Respuesta TL de LiF: Mg, Ti a diferentes dosis absorbidas de fotones de 18 MV

Los puntos en cada una de las gráficas representan los valores medidos en cada irradiación. El coeficiente de correlación obtenido luego de realizar el ajuste lineal es de $R = 0.998$. Este valor nos permite comprobar que, tal y como lo sugiere la teoría, la respuesta termoluminiscente es proporcional a la dosis absorbida.

Posterior a la obtención de las curvas de calibración de los 39 dosímetros, se procedió a agruparlos en lotes de 4. Los criterios que se tomaron en cuenta para la obtención de los lotes fueron que la respuesta TL y a la pendiente en la curva de calibración fueran similares en cada uno de los dosímetros. Por cada energía se formaron 3 lotes y no se utilizó un dosímetro en cada caso, es decir de los 39 dosímetros solo se utilizaron 36. En las figuras 23-31 se muestran las curvas de calibración de cada lote correspondiente a cada energía.

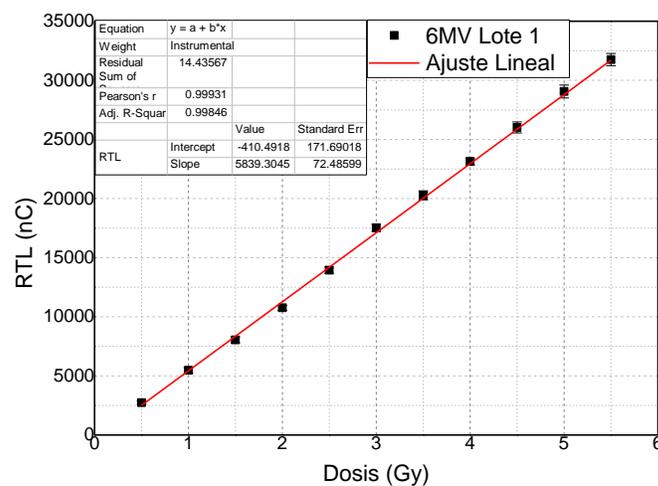


Figura 4.7. Curva de Calibración del Lote 1 para la energía de 6MV

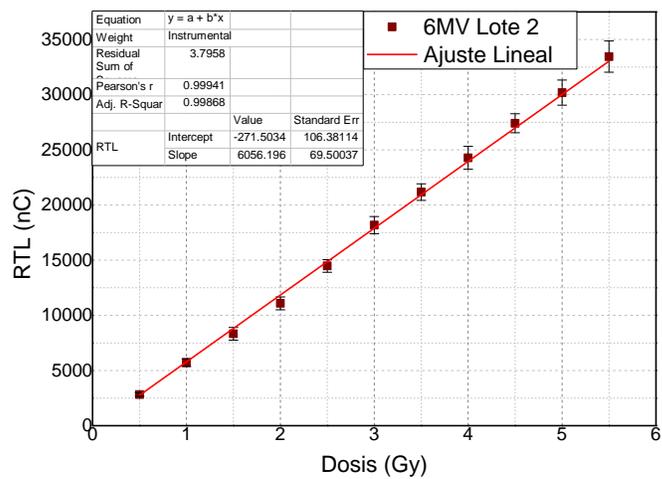


Figura 4.8. Curva de Calibración del Lote 2 para la energía de 6MV

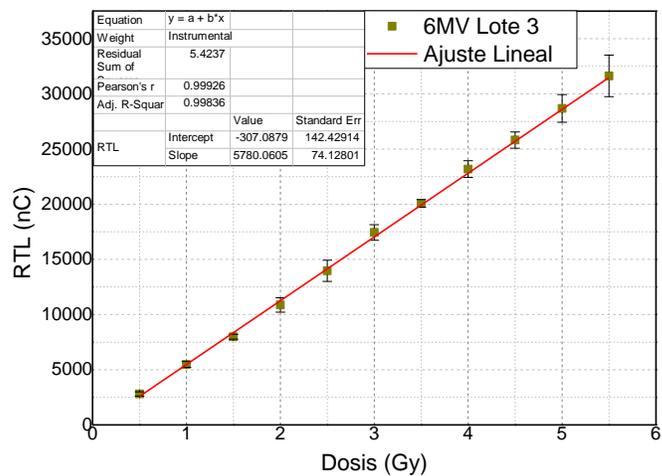


Figura 4.9. Curva de Calibración del Lote 3 para la energía de 6MV

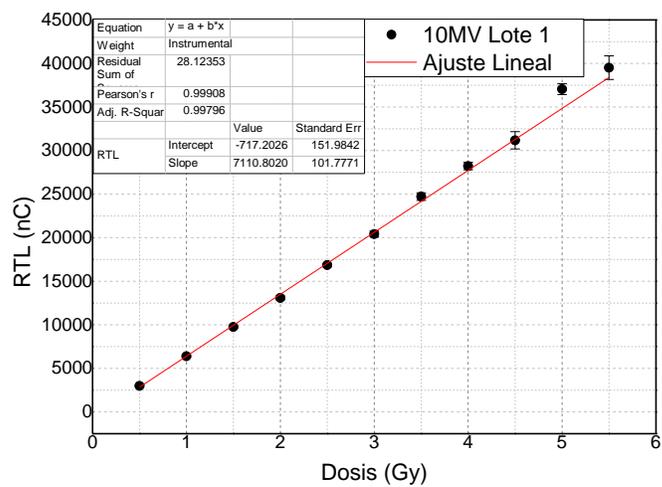


Figura 4.10. Curva de Calibración del Lote 1 para la energía de 10MV

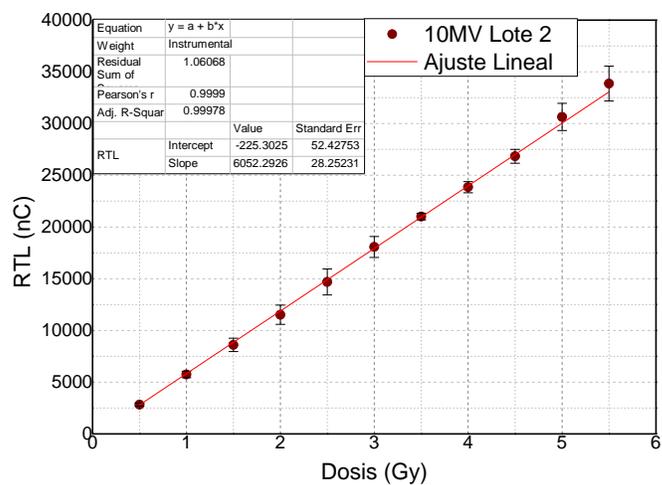


Figura 4.11. Curva de Calibración del Lote 2 para la energía de 10MV

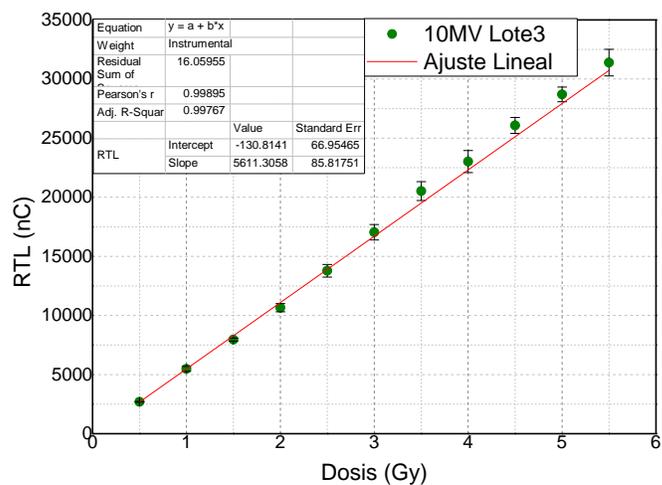


Figura 4.12. Curva de Calibración del Lote 3 para la energía de 10MV

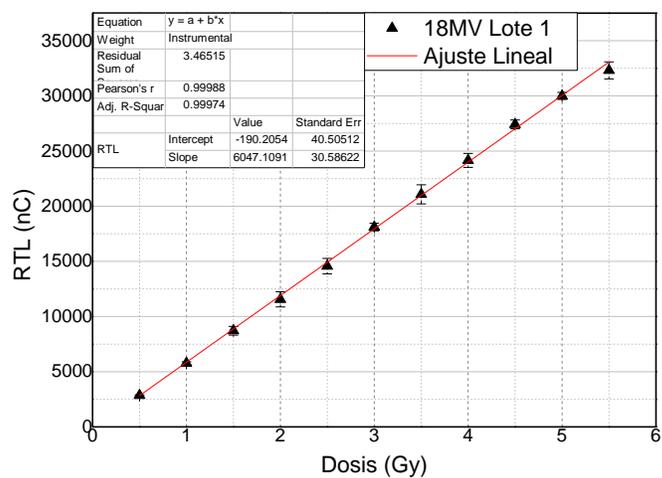


Figura 4.13. Curva de Calibración del Lote 1 para la energía de 18MV

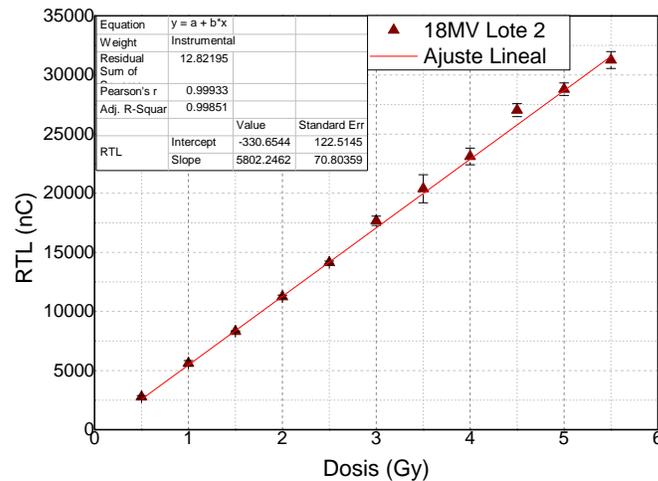


Figura 4.14. Curva de Calibración del Lote 2 para la energía de 18MV

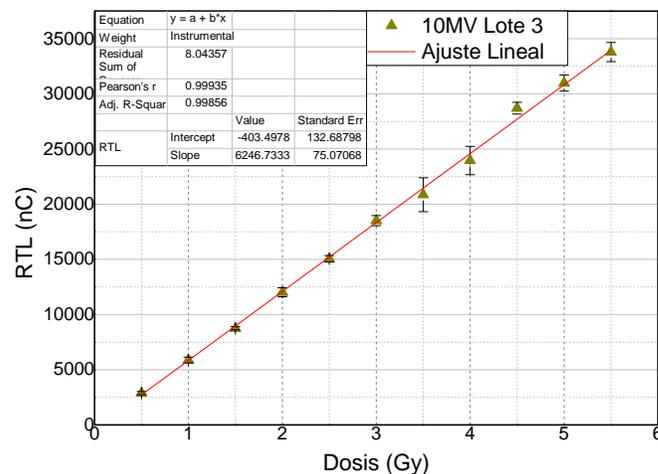


Figura 4.15. Curva de Calibración del Lote 3 para la energía de 18MV

Los lotes mostraron una tendencia lineal en el rango de los 0.5 – 5.5 Gy. El coeficiente de correlación en todos los casos fue de $R=0.999$. El incremento de este valor se debe a que a mayor cantidad de mediciones realizadas, la variación de los resultados es menor, lo cual es de gran relevancia para el área de dosimetría, ya que se requiere de mediciones precisas.

La ecuación que define el ajuste lineal de las curvas de calibración está dada por:

$$RTL = m \cdot D + b \quad (5)$$

En donde **RTL** es la respuesta termoluminiscente de los dosímetros, **D** es la dosis medida por cada dosímetro, **m** es la pendiente y **b** la ordenada al origen de la recta. Los parámetros **m** y **b** se obtuvieron del ajuste lineal que se realizó a cada una de las curvas de calibración.

La incertidumbre asociada a los lotes de cada energía se obtuvo para cada medición mediante un análisis estadístico y se le asoció la mayor a cada medida. Los parámetros anteriores se muestran en la tabla 7.

Tabla 4.1. *Parámetros del ajuste lineal de la curva de calibración cada lote para diferentes energías*

Número de Lote	Energía [MV]	Valor de m [nC/Gy]	Valor de b [nC]
Lote 1	6	5839.30	-410.49
Lote 2		6205.85	-698.28
Lote 3		5839.59	-433.89
Lote 1	10	7414.17	-1319.66
Lote 2		6190.41	-601.12
Lote 3		5856.97	-542.98
Lote 1	18	6036.59	-243.68
Lote 2		5843.25	-225.62
Lote 3		6263.78	-481.60

Las curvas de calibración de cada lote se emplearon para convertir las lecturas de cada dosímetro irradiado a la dosis sobre la superficie o a una determinada profundidad del maniquí. La ecuación general para calcular las dosis se obtiene despejando la ecuación 5 de la siguiente manera:

$$D = \frac{RTL - b}{m} \quad (6)$$

Finalmente, la dosis medida con cada dosímetro y calculada con la ecuación anterior es comparada con la dosis calculada por el sistema de planeación en el mismo punto y en condiciones iguales. Estos resultados se mostrarán en secciones posteriores.

Factores de Corrección

Los factores de corrección son una medida de la respuesta relativa de cada TLD en comparación con un lote de dosímetros. Para este trabajo los factores de corrección se obtuvieron para cada dosímetro de los tres lotes de cada energía mediante la ecuación 4 y se muestran en las tablas 16, 17 y 18. La primera columna muestra el número de lote de cada energía, la segunda muestra el número de dosímetro perteneciente a cada lote y la tercera columna indica el valor de cada factor de corrección.

Tabla 4.2. Factores de Corrección de los dosímetros irradiados a energía de 6 MV

Factores de Corrección para energía de 6 MV		
Lote	Dosímetro	Factor de Corrección
1	1	1.019
	2	0.985
	11	1.014
	12	0.983
2	3	0.938
	4	1.032
	6	1.055
	9	0.983
3	5	0.935
	7	0.990
	8	1.003
	10	1.083

Tabla 4.3. Factores de Corrección de los dosímetros irradiados a energía de 10MV

Factores de Corrección para energía de 10 MV		
Lote	Dosímetro	Factor de Corrección
1	4	1.017
	7	0.977
	10	1.004
	12	1.003
2	1	0.894
	2	1.058
	3	1.047
	9	1.020
3	5	0.986
	6	1.044
	8	1.006
	11	0.967

Tabla 4.4. Factores de Corrección de los dosímetros irradiados a energía de 18 MV

Factores de Corrección para energía de 18 MV		
Lote	Dosímetro	Factor de Corrección
1	1	0.991
	2	1.042
	6	1.051
	8	0.926
2	3	1.012
	5	0.983
	7	1.003
	13	1.002
3	4	1.037
	9	0.982
	11	0.963
	12	1.021

Los resultados obtenidos mediante una evaluación dosimétrica, basada en el fenómeno de termoluminiscencia, pueden presentar una gran dispersión además de una alta incertidumbre. Una medición, que es la "lectura" en el presente caso de termoluminiscencia, puede verse afectada por dos tipos de errores: los errores aleatorios y los sistemáticos. Los errores aleatorios son variables tanto en magnitud como en signo. Para incertidumbres aleatorias, se puede aplicar un procedimiento estadístico ya que se conoce su distribución de probabilidad. Por el contrario, una fuente de errores sistemáticos tiene una magnitud relativa constante y siempre es del mismo signo. No se puede aplicar un procedimiento estadístico porque no se conoce la distribución. Sin embargo, para disminuir estos errores se requiere que las mediciones tengan precisión y exactitud.

La precisión es un término relacionado con la reproducibilidad de un sistema y se refiere a métodos estadísticos aplicados a varias mediciones repetidas. La baja precisión significa que las incertidumbres aleatorias son muy altas.

La exactitud se refiere a la cercanía con la que se espera que una medición se acerque al valor verdadero e incluye ambos tipos de incertidumbres. El valor de una cantidad se considera "verdadero", ya sea por consideraciones teóricas o por comparación con mediciones fundamentales. El verdadero valor también se llama "valor real". El valor medido se llama "valor indicado" o "lectura". Alta exactitud significa que el valor medido y el valor verdadero son casi iguales. Por esta razón los factores de corrección son de gran importancia ya que al aplicarlos disminuyen las incertidumbres en las mediciones realizadas aumentando su precisión y exactitud.

Los límites sugeridos para los factores de corrección pueden depender de varios factores, es decir, el nivel de la dosis administrada, la emisión de luz de los fósforos, la eficiencia de detección de luz del lector TLD. Sin embargo, estos límites pueden cambiar de acuerdo con el uso específico de los dosímetros. De acuerdo con C. Furetta [34] el rango aceptable es de 0.80 a 1.20. Si los valores de los factores de corrección son superiores, se deben rechazar los dosímetros con dichos valores ya que no son adecuados para la dosimetría.

Para nuestro caso ninguno de los dosímetros presentaron valores superiores a los establecidos por Furetta por lo cual todos son adecuados para el desarrollo de este trabajo.

Para demostrar de manera más gráfica la importancia de los factores de corrección, en las figuras 32- 40 se muestran el comportamiento de las lecturas de cada lote antes y después de aplicar los factores de corrección. Al aplicar los factores de corrección a las lecturas de cada dosímetro se observa cómo se normalizan disminuyendo así la dispersión de las medidas. Esta normalización no depende del tipo de energía que se empleó durante la irradiación ya que en todos los casos la dispersión de las medidas disminuye de manera muy relevante.

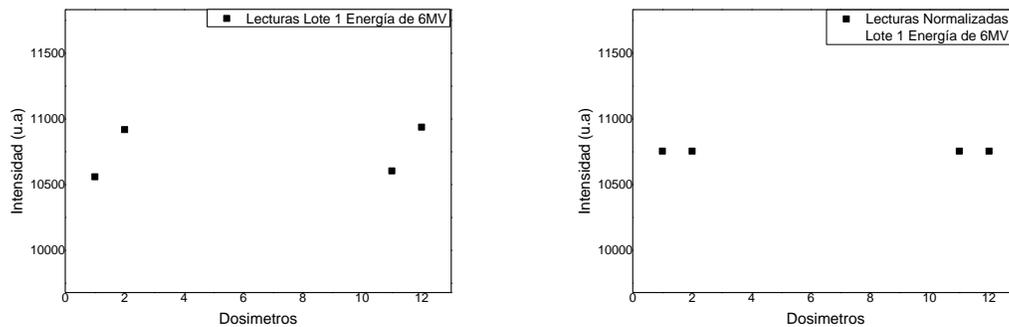


Figura 4.16. Lecturas del Lote 1 para energía de 6 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

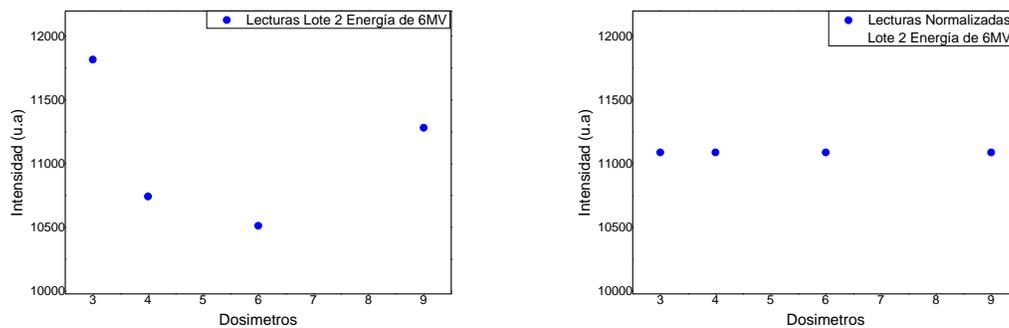


Figura 4.17. Lecturas del Lote 2 para energía de 6 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

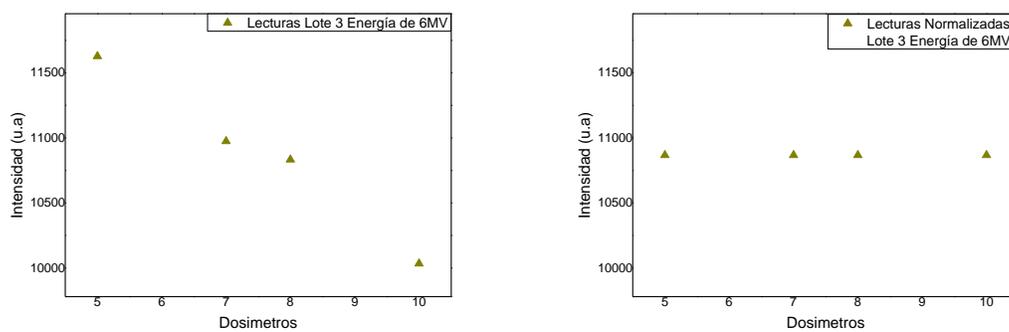


Figura 4.18. Lecturas del Lote 3 para energía de 6 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

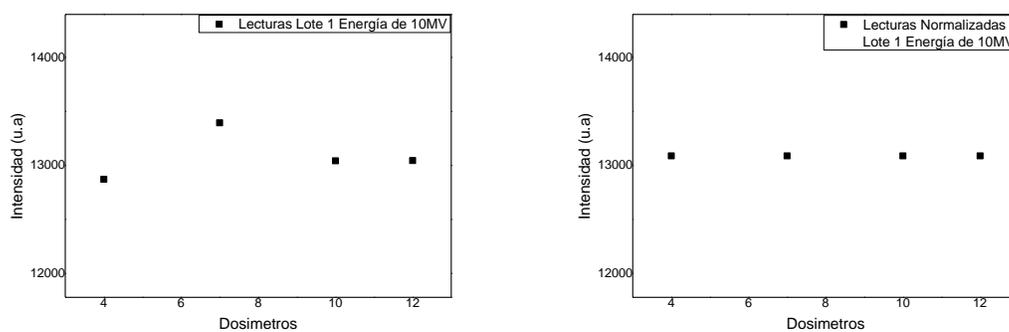


Figura 4.19. Lecturas del Lote 1 para energía de 10 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

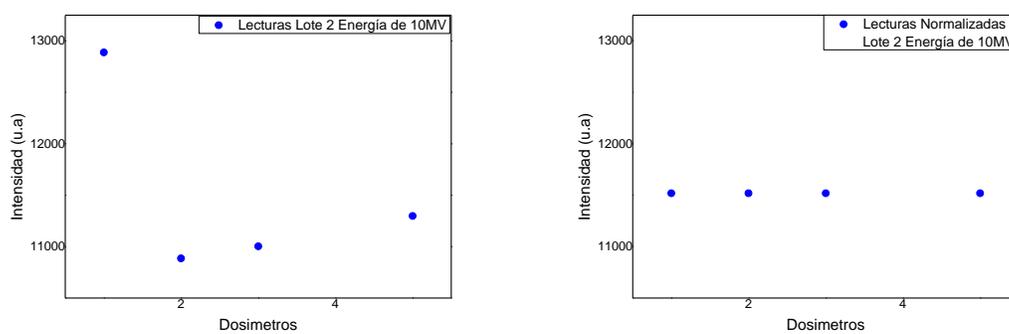


Figura 4.20. Lecturas del Lote 2 para energía de 10 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

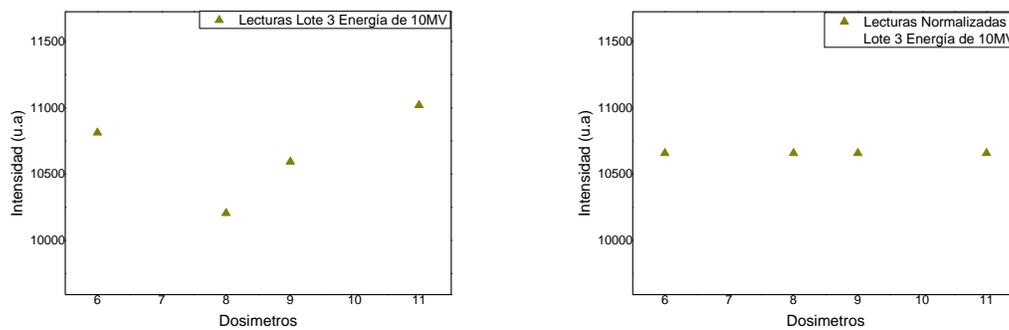


Figura 4.21. Lecturas del Lote 2 para energía de 10 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

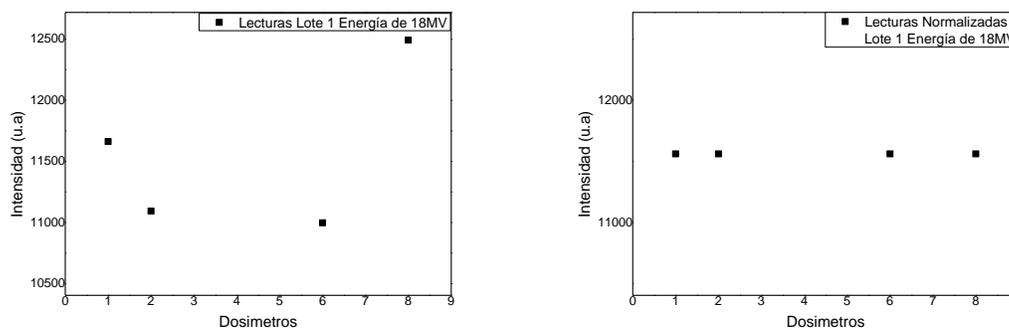


Figura 4.22. Lecturas del Lote 1 para energía de 18 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

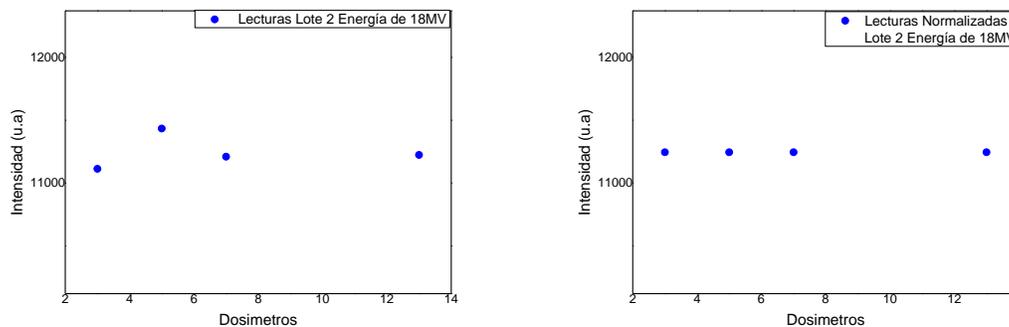


Figura 4.23. Lecturas del Lote 2 para energía de 18 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

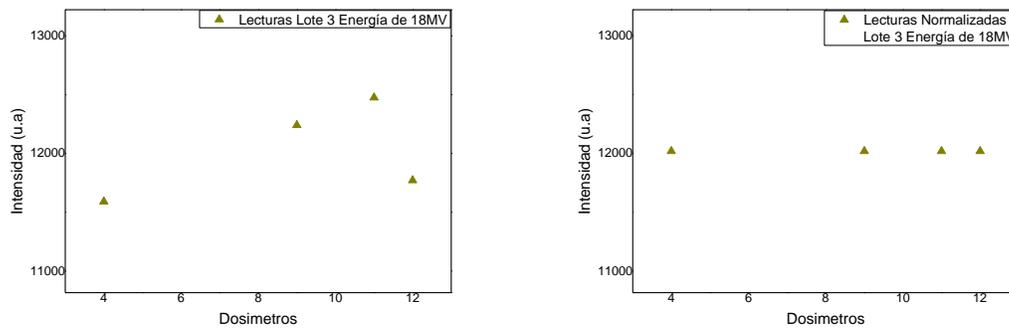


Figura 4.24. Lecturas del Lote 3 para energía de 18 MV antes y después de aplicar los factores de corrección

Factores de Salida

Los resultados obtenidos al realizar las mediciones con la cámara de ionización se muestran en las figuras 41, 42 y 43. Las lecturas se graficaron contra el tamaño de campo y los valores se normalizaron al campo de referencia. El campo de referencia para la obtención de los factores de salida fue de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Para este caso el factor de salida fue de $OF = 1$. Se observa que todas las mediciones concuerdan con la teoría ya que para tamaños de campo mayores que el campo de referencia los factores de salida son > 1 , mientras que para tamaños de campo menores que el de referencia los factores de salida son < 1 . Los valores numéricos de los factores de salida correspondientes a cada energía de fotones se encuentran en el apéndice A.

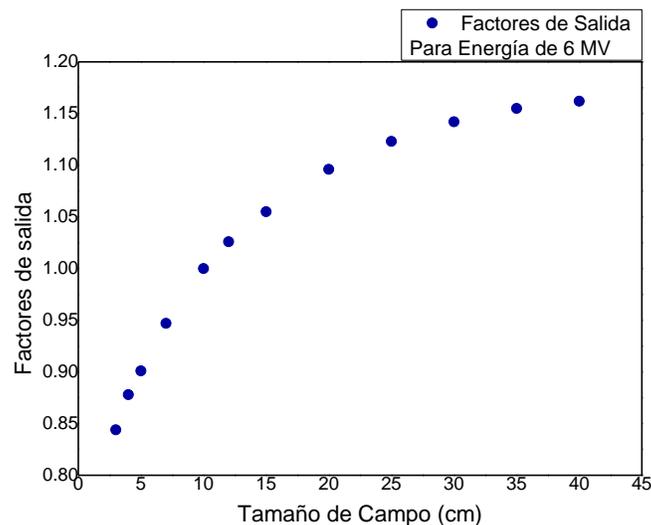


Figura 4.25. Factores de Salida medidos para una energía de 6MV

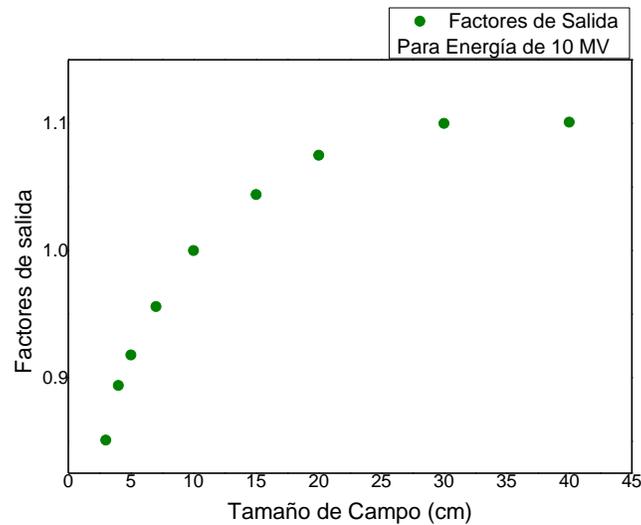


Figura 4.26. Factores de Salida medidos para una energía de 10MV

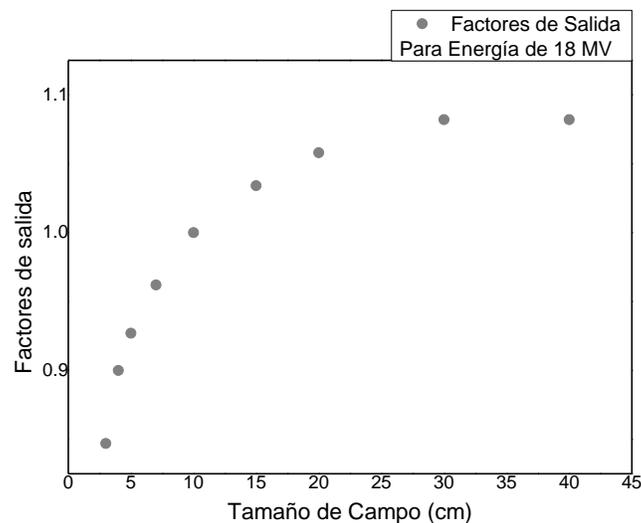


Figura 4.27. Factores de Salida medidos para una energía de 18MV

Estos factores de salida se emplearon en cada una de las mediciones realizadas y nos permiten corregir cambios espectrales en la fluencia de energía y en la componente retrodispersada en el maniquí que pueden modificar la respuesta de los TLD. En todas las mediciones se observa una buena correspondencia para todos los campos. Para energías de 10 y 18 MV los campos de 30×30 y 40×40 cm² presentan el mismo factor de salida. Esto se debe a que para campos muy grandes la radiación dispersa que se produce ya no contribuye de manera significativa al punto en donde se realizan las mediciones, por lo cual para campos muy grandes los factores de salida pueden llegar a ser constantes.

Factores de Corrección de la Cuña

El factor de corrección de la cuña cuantifica el cambio de la respuesta termoluminiscente de los TLD por la dispersión y atenuación de radiación que se pueda producir por la presencia de la cuña. El factor de corrección de la cuña se obtiene mediante la ecuación 7

$$F_{Cuña} = \frac{M_{Cuña}}{M_{Open}} \quad (7)$$

En donde $M_{cuña}$ es el factor de transmisión de la cuña medido con una cámara de ionización sobre el eje central del haz de radiación respecto al factor de transmisión medido con el TLD y M_{open} es el factor de transmisión sin cuña. Los factores de cuña se muestran en la tabla 11 para diferentes tamaños de campo y energías de fotones. La profundidad de referencia que se empleó en este caso fue de 10 cm.

Tabla 4.5. Factores de cuña medidos sobre el eje central del haz

Tamaño de Campo [cm ²]	Factores de Cuña		
	6 MV	10 MV	18 MV
5 × 5	0.268	0.282	0.272
10 × 10	0.273	0.289	0.279
15 × 15	0.278	0.297	0.287
20 × 20	0.285	0.304	0.294
30 × 30	0.294	0.312	0.301

Para este trabajo no se aplicaron estos factores en las medidas realizadas con los TLD debido a que las cuñas que se emplearon son dinámicas y no físicas por lo cual la dispersión generada por la presencia de cuñas no afecta la respuesta del TLD. Sin embargo, los factores se aplicaron para el cálculo analítico de dosis de mediante las ecuaciones 8 y 9 las cuales se mostrarán en la siguiente sección.

Relación de la Dosis Entre la Superficie y a Profundidad

Previo a la verificación de la dosis sobre el maniquí, se realizaron una serie de mediciones para evaluar el comportamiento de la radiación en el maniquí de agua sólida. Posteriormente fueron comparadas con los resultados de un cálculo analítico para comprobar y verificar la dosis que se recibe sobre la superficie y a diferentes profundidades. Para el cálculo analítico se empleó la ecuación 8 la cual se muestra a continuación:

$$D(x) = OF \cdot UM \cdot PDP(x) \quad (8)$$

En donde $D(x)$ es la dosis a una determinada profundidad, OF es el factor de salida para el campo empleado en las mediciones, UM son las unidades monitor empleadas en la medición, y $PDP(x)$ es el porcentaje de dosis a una determinada profundidad.

Las unidades monitor son de gran importancia en el área de radioterapia y se definen como las unidades mínimas de funcionamiento de un acelerador lineal. Además de las características geométricas (inclinación del gantry, tamaño, conformación, etc.), los campos de tratamiento tienen un tiempo en el que el equipo emite rayos x o electrones en cuestión para administrar el tratamiento diseñado. En las bombas de cobalto, el tiempo de irradiación se expresaba en segundos mientras que, en los aceleradores lineales, se expresa en unidades de monitor. Esto no significa que las unidades monitor se traduzcan a segundos ya que son propias de cada equipo. Usualmente la tasa de dosis en los aceleradores lineales se estipula en cGy/UM.

Además de las unidades monitor, la ecuación 8 involucra al porcentaje de dosis en profundidad. Como se menciona en el capítulo 3, dado que el tamaño de campo empleado en el proceso de irradiación para las energías de 6, 10 y 18 MV fue de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, la figura 44 muestra el porcentaje de dosis en profundidad asociado a esta geometría y al cálculo analítico de la dosis. Los valores numéricos del PDD se muestran en el apéndice A.

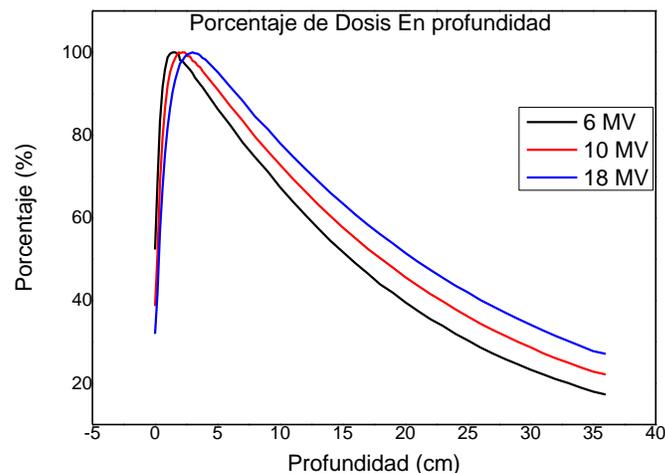


Figura 4.28. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD) de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para distintas energías de fotones

El porcentaje de dosis en profundidad, tal y como se observa en la figura anterior, (más allá de la profundidad donde la dosis es máxima) aumenta con la energía del haz. Si se usan haces de alta energía con un poder de penetración alto, se obtiene por tanto un porcentaje de dosis en profundidad alto. La variación del porcentaje de dosis en profundidad está gobernada aproximadamente por la atenuación exponencial. Por tanto, la calidad del haz expresada en función del porcentaje de dosis en profundidad depende del coeficiente de atenuación total μ . A medida que disminuye el coeficiente μ , el haz es más penetrante, dando como resultado un porcentaje de dosis en profundidad alto para cualquier profundidad más allá de la región de build-up.

Una forma de caracterizar la distribución de dosis en el eje central es la normalización de dosis en profundidad con respecto a la dosis a una profundidad de referencia. El porcentaje

de dosis en profundidad se puede definir como el cociente, expresado como porcentaje de la dosis absorbida a cualquier profundidad d con respecto a la dosis absorbida a una profundidad de referencia fija d_0 . Para energías bajas de fotones la profundidad de referencia usualmente es la superficie ($d_0 = 0$), pero para energías altas la profundidad de referencia se toma en la región de dosis máxima absorbida ($d_0 = d_m$).

A medida que se incrementa el tamaño de campo, dependiente de la calidad del haz, se produce un incremento del PDP. Dado que disminuye la probabilidad de dispersión o sección transversal con el aumento de la energía, los fotones de alta energía son dispersados predominantemente en muchas direcciones. Por lo tanto, el PDP depende del tamaño de campo en menor magnitud para altas energías que para haces de bajas energías.

Los resultados de las mediciones, que evalúan el comportamiento de la radiación en el maniquí, se muestran en las figuras 44, 45 y 46.

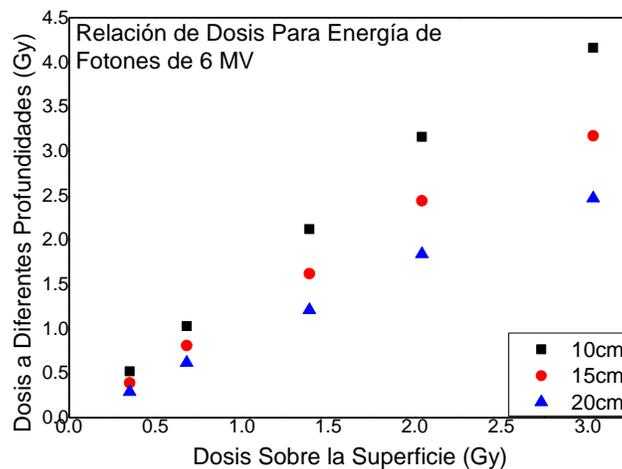


Figura 4.29. Relación entre la dosis sobre la superficie y a diferentes profundidades del maniquí para energía de fotones de 6MV

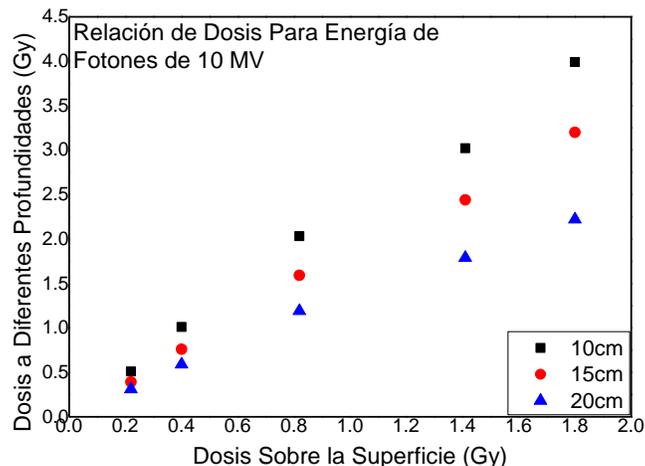


Figura 4.30. Relación entre la dosis sobre la superficie y a diferentes profundidades del maniquí para energía de fotones de 10MV

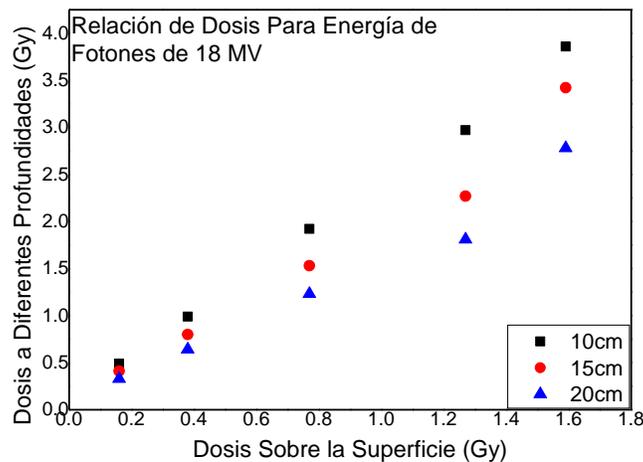


Figura 4.31. Relación entre la dosis sobre la superficie y a diferentes profundidades del maniquí para energía de fotones de 18MV

Las gráficas muestran que el comportamiento de la dosis en el maniquí de agua sólida es lineal, es decir, la dosis incrementa desde la superficie hasta el punto en que se normalizaron las planeaciones (a 10 cm) y a partir de ahí se observa una disminución.

También se observa que la dosis en la superficie disminuye conforme aumenta la energía con la que se irradió, ya que para la energía de 6 MV la máxima dosis que se registra en la superficie es de 3.03 Grays mientras que para 18 MV la máxima dosis que se registra es de 1.59 Grays. Estos resultados son los esperados ya que para haces de fotones de megavoltaje, la dosis en la superficie es generalmente mucho menor que la dosis máxima, producida a una determinada profundidad ya que depende de la energía del haz y del tamaño de campo. Por tanto, cuanto mayor es la energía del haz de fotones, menor será la dosis superficial y esta incrementará en cuanto aumente el tamaño de campo.

La comparación de dosis, entre los resultados de las mediciones y los cálculos analíticos realizados mediante la ecuación 8, se muestra en las tablas 12, 13 y 14.

Tabla 4.6. Estimación de dosis de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para energía de 6 MV

Región	Dosis Calculada [Gy]	Dosis Medida [Gy]	Variación [%]
Superficie (0 cm)	0.39	0.35 ± 0.07	0
Primer punto(10 cm)	0.50	0.52 ± 0.07	0
Centro (15 cm)	0.39	0.39 ± 0.07	0
Inferior (20 cm)	0.30	0.29 ± 0.07	0
Superficie (0 cm)	0.78	0.68 ± 0.06	-5.12
Primer punto(10 cm)	1.01	1.03 ± 0.06	0
Centro (15 cm)	0.78	0.81 ± 0.06	0
Inferior (20 cm)	0.59	0.62 ± 0.06	0
Superficie (0 cm)	1.57	1.39 ± 0.19	0
Primer punto(10 cm)	2.02	2.12 ± 0.19	0
Inferior (20 cm)	1.55	1.62 ± 0.19	0
Centro (15 cm)	1.19	1.21 ± 0.19	0
Superficie (0 cm)	2.35	2.04 ± 0.20	-4.95
Primer punto(10 cm)	3.03	3.16 ± 0.20	0
Centro (15 cm)	2.33	2.44 ± 0.20	0
Inferior (20 cm)	1.78	1.84 ± 0.20	0
Superficie (0 cm)	3.14	3.03 ± 0.21	0
Primer punto(10 cm)	4.04	4.16 ± 0.21	0
Centro (15 cm)	3.10	3.17 ± 0.21	0
Inferior (20 cm)	2.37	2.47 ± 0.21	0

Tabla 4.7. Estimación de dosis de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para energía de 10MV

Región	Dosis Calculada [Gy]	Dosis Medida [Gy]	Variación [%]
Superficie (0 cm)	0.26	0.22 ± 0.03	0
Primer punto(10 cm)	0.49	0.51 ± 0.03	0
Centro (15 cm)	0.38	0.39 ± 0.03	0
Inferior (20 cm)	0.30	0.31 ± 0.03	0
Superficie (0 cm)	0.52	0.40 ± 0.07	-9.61
Primer punto(10 cm)	0.97	1.01 ± 0.07	0
Centro (15 cm)	0.77	0.76 ± 0.07	0
Inferior (20 cm)	0.61	0.59 ± 0.07	0
Superficie (0 cm)	1.03	0.82 ± 0.23	0
Primer punto(10 cm)	1.94	2.03 ± 0.23	0
Inferior (20 cm)	1.54	1.59 ± 0.23	0
Centro (15 cm)	1.22	1.19 ± 0.23	0
Superficie (0 cm)	1.55	1.41 ± 0.08	-3.87
Primer punto(10 cm)	2.91	3.02 ± 0.08	1.03
Centro (15 cm)	2.31	2.44 ± 0.08	2.16
Inferior (20 cm)	1.83	1.79 ± 0.08	0
Superficie (0 cm)	2.06	1.80 ± 0.29	0
Primer punto(10 cm)	3.88	3.99 ± 0.29	0
Centro (15 cm)	3.08	3.20 ± 0.29	0
Inferior (20 cm)	2.43	2.22 ± 0.29	0

Tabla 4.8. Estimación de dosis de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para energía de 18 MV

Región	Dosis Calculada [Gy]	Dosis Medida [Gy]	Variación [%]
Superficie (0 cm)	0.22	0.16 ± 0.06	0
Primer punto(10 cm)	0.47	0.49 ± 0.06	0
Centro (15 cm)	0.39	0.41 ± 0.06	0
Inferior (20 cm)	0.31	0.33 ± 0.06	0
Superficie (0 cm)	0.45	0.38 ± 0.07	0
Primer punto(10 cm)	0.95	0.99 ± 0.07	0
Centro (15 cm)	0.77	0.80 ± 0.07	0
Inferior (20 cm)	0.62	0.64 ± 0.07	0
Superficie (0 cm)	0.86	0.77 ± 0.09	0
Primer punto(10 cm)	1.89	1.92 ± 0.09	0
Inferior (20 cm)	1.54	1.53 ± 0.09	0
Centro (15 cm)	1.25	1.23 ± 0.09	0
Superficie (0 cm)	1.16	1.27 ± 0.11	0
Primer punto(10 cm)	2.84	2.97 ± 0.11	0
Centro (15 cm)	2.31	2.27 ± 0.11	0
Inferior (20 cm)	1.87	1.81 ± 0.11	0
Superficie (0 cm)	1.55	1.59 ± 0.32	0
Primer punto(10 cm)	3.78	3.86 ± 0.32	0
Centro (15 cm)	3.08	3.42 ± 0.32	0.64
Inferior (20 cm)	2.50	2.78 ± 0.32	0

Como se muestra en las tablas la diferencia entre lo calculado y lo medido se encuentra entre $\pm 5\%$. La variación 0 significa que el valor calculado se encuentra dentro de la incertidumbre de las mediciones, sin embargo si se calcula la variación respecto del valor central de las mediciones se obtiene en la mayoría de los casos que la variación está dentro de lo permitido excepto en la superficie esto debido a que en la superficie no hay equilibrio electrónico lo cual provoca que la incertidumbre en las mediciones aumente, sin embargo esto no afecta las mediciones ya que su comportamiento es el esperado, conforme aumenta la energía de los fotones disminuye la dosis en la superficie.

Estos resultados presentan una muy baja variación debido a que las mediciones se realizaron suprimiendo una gran cantidad de variables dosimétricas, sin embargo, en la siguiente sección se consideraran estas variables y se analizará que tanto puede aumentar la variación en comparación con estas mediciones.

Verificación de la Dosis sobre el Maniquí

Luego de realizar la verificación de dosis sobre el maniquí de agua sólida, empleando diferentes configuraciones de irradiación, tratando de abarcar la mayoría de las variables implicadas en los tratamientos conformales, en las tablas 15-26 se muestran los resultados obtenidos, así como la comparación entre las dosis medidas por los dosímetros y las dosis calculadas por el Sistema de Planificación de Tratamientos. En la primera columna se presenta la región del maniquí en donde se realizaron las mediciones, en la segunda la incidencia del campo de irradiación, en la tercera el tamaño de campo que se empleó, en la cuarta la dosis calculada por el sistema de planeación en la quinta la dosis medida por el TLD y en la sexta la variación que hay entre las dosis medidas y calculadas.

Tabla 4.9. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA sin cuña a energía de 6 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie	AP-PA	10 × 10	0.96	1.01 ± 0.07	0
Centro			1.95	2.03 ± 0.13	0
Inferior			1.79	1.68 ± 0.09	-1.1
Superficie	AP-PA	15 × 15	0.96	0.91 ± 0.04	-1.0
Centro			1.95	2.01 ± 0.22	0
Inferior			1.80	1.70 ± 0.18	0
Superficie	AP-PA	20 × 20	0.97	0.90 ± 0.06	-1.0
Centro			1.95	2.11 ± 0.19	0
Inferior			1.81	1.71 ± 0.11	0

Tabla 4.10. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA sin cuña a energía de 10 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie	AP-PA	10 × 10	0.81	0.76 ± 0.03	-2.4
Centro			1.95	1.85 ± 0.09	-0.5
Inferior			1.49	1.56 ± 0.05	1.3
Superficie	AP-PA	15 × 15	0.81	0.76 ± 0.03	-2.4
Centro			1.95	1.94 ± 0.23	0
Inferior			1.50	1.69 ± 0.16	2.0
Superficie	AP-PA	20 × 20	0.82	0.79 ± 0.01	-2.4
Centro			1.95	1.96 ± 0.14	0
Inferior			1.59	1.73 ± 0.09	3.1

Tabla 4.11. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA sin cuña a energía de 18 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie	AP-PA	10 × 10	0.72	0.69 ± 0.01	-2.7
Centro			1.95	1.89 ± 0.18	0
Inferior			1.28	1.20 ± 0.10	0
Superficie	AP-PA	15 × 15	0.72	0.78 ± 0.06	0
Centro			1.95	1.94 ± 0.03	0
Inferior			1.29	1.22 ± 0.02	-3.8
Superficie	AP-PA	20 × 20	0.73	0.78 ± 0.05	0
Centro			1.95	1.96 ± 0.09	0
Inferior			1.30	1.23 ± 0.06	-0.7

Tabla 4.12. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA con cuña a energía de 6 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie	AP-PA	10 × 10	0.92	0.86 ± 0.07	0
Centro			1.95	1.96 ± 0.13	0
Inferior			1.80	1.68 ± 0.09	-1.6
Superficie	AP-PA	15 × 15	0.92	0.87 ± 0.04	-1.1
Centro			1.95	2.05 ± 0.22	0
Inferior			1.81	1.96 ± 0.18	0
Superficie	AP-PA	20 × 20	0.93	0.85 ± 0.07	-1.0
Centro			1.95	2.20 ± 0.19	3.0
Inferior			1.81	1.70 ± 0.11	0

Tabla 4.13. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA con cuña a energía de 10 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie	AP-PA	10 × 10	0.79	0.74 ± 0.03	-2.5
Centro			1.95	1.89 ± 0.09	0
Inferior			1.50	1.43 ± 0.05	-1.3
Superficie	AP-PA	15 × 15	0.79	0.84 ± 0.03	2.5
Centro			1.95	1.94 ± 0.23	0
Inferior			1.51	1.67 ± 0.16	0.6
Superficie	AP-PA	20 × 20	0.80	0.75 ± 0.01	-3.7
Centro			1.95	1.99 ± 0.14	0
Inferior			1.51	1.65 ± 0.09	3.3

Tabla 4.14. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para campos AP y PA con cuña a energía de 18 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie	AP-PA	10 × 10	0.72	0.68 ± 0.01	-4.1
Centro			1.95	2.01 ± 0.18	0
Inferior			1.28	1.20 ± 0.10	0
Superficie	AP-PA	15 × 15	0.72	0.66 ± 0.06	0
Centro			1.95	1.93 ± 0.18	0
Inferior			1.29	1.36 ± 0.02	3.8
Superficie	AP-PA	20 × 20	0.73	0.77 ± 0.05	0
Centro			1.95	2.04 ± 0.09	0
Inferior			1.29	1.45 ± 0.06	7.7

Tabla 4.15. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 campos sin cuña a energía de 6 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie			0.48	0.51 ± 0.07	0
Cara Lateral Derecha			0.51	0.57 ± 0.07	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	10 × 10	0.55	0.59 ± 0.07	0
Cara Inferior			1.03	1.09 ± 0.06	0
Centro			1.95	1.87 ± 0.19	0
Superficie			0.48	0.44 ± 0.04	0
Cara Lateral Derecha			0.51	0.57 ± 0.04	3.9
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	15 × 15	0.55	0.61 ± 0.04	3.6
Cara Inferior			1.04	1.13 ± 0.09	0
Centro			1.95	1.91 ± 0.19	0
Superficie			0.49	0.56 ± 0.07	0
Cara Lateral Derecha			0.52	0.61 ± 0.07	3.8
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	20 × 20	0.61	0.67 ± 0.07	0
Cara Inferior			1.05	1.14 ± 0.06	2.8
Centro			1.95	1.92 ± 0.22	0

Tabla 4.16. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 campos sin cuña a energía de 10 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie			0.40	0.44 ± 0.03	2.5
Cara Lateral Derecha			0.44	0.40 ± 0.03	-2.2
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	10 × 10	0.47	0.50 ± 0.03	0
Cara Inferior Centro			0.86 1.95	0.90 ± 0.02 1.88 ± 0.14	2.3 0
Superficie			0.40	0.35 ± 0.03	-5.0
Cara Lateral Derecha			0.45	0.48 ± 0.03	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	15 × 15	0.47	0.44 ± 0.03	0
Cara Inferior Centro			0.87 1.95	0.92 ± 0.07 1.90 ± 0.14	0 0
Superficie			0.41	0.44 ± 0.01	4.8
Cara Lateral Derecha			0.45	0.47 ± 0.01	2.2
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	20 × 20	0.51	0.49 ± 0.01	-1.9
Cara Inferior Centro			0.87 1.95	0.81 ± 0.05 1.89 ± 0.23	-1.1 0

Tabla 4.17. Comparación de Dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 campos sin cuña a energía de 18 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie			0.36	0.34 ± 0.01	-2.7
Cara Lateral Derecha			0.40	0.43 ± 0.01	5.0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	10 × 10	0.42	0.45 ± 0.01	4.7
Cara Inferior Centro			0.73 1.95	0.67 ± 0.04 1.93 ± 0.09	-2.7 0
Superficie			0.36	0.41 ± 0.06	0
Cara Lateral Derecha			0.41	0.44 ± 0.06	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	15 × 15	0.43	0.40 ± 0.06	0
Cara Inferior Centro			0.74 1.95	0.69 ± 0.07 1.94 ± 0.09	0 0
Superficie			0.37	0.43 ± 0.05	2.7
Cara Lateral Derecha			0.41	0.44 ± 0.05	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	20 × 20	0.46	0.40 ± 0.05	-2.1
Cara Inferior Centro			0.74 1.95	0.70 ± 0.06 1.99 ± 0.03	0 0

Tabla 4.18. Comparación de dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 Campos con cuña a energía de 6MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie			0.48	0.52 ± 0.07	0
Cara Lateral Derecha			0.50	0.55 ± 0.07	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	10 × 10	0.54	0.51 ± 0.07	0
Cara Inferior Centro			1.03 1.95	1.08 ± 0.06 1.89 ± 0.19	0 0
Superficie			0.48	0.45 ± 0.04	0
Cara Lateral Derecha			0.51	0.54 ± 0.04	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	15 × 15	0.55	0.51 ± 0.04	0
Cara Inferior Centro			1.04 1.95	0.98 ± 0.09 1.98 ± 0.19	0 0
Superficie			0.49	0.45 ± 0.07	0
Cara Lateral Derecha			0.52	0.48 ± 0.07	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	20 × 20	0.61	0.51 ± 0.07	-4.9
Cara Inferior Centro			1.05 1.95	0.99 ± 0.06 1.99 ± 0.22	0 0

Tabla 4.19. Comparación de dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 Campos con cuña a energía de 10 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie			0.40	0.45 ± 0.03	5.0
Cara Lateral Derecha			0.44	0.47 ± 0.03	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	10 × 10	0.46	0.42 ± 0.03	-2.1
Inferior			0.86	0.82 ± 0.02	-2.3
Centro			1.95	1.93 ± 0.14	0
Superficie			0.40	0.35 ± 0.03	-5.0
Cara Lateral Derecha			0.45	0.41 ± 0.03	-2.2
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	15 × 15	0.47	0.44 ± 0.03	0
Inferior			0.87	0.82 ± 0.07	0
Centro			1.95	1.96 ± 0.14	0
Superficie			0.41	0.46 ± 0.03	4.8
Cara Lateral Derecha			0.46	0.43 ± 0.03	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	20 × 20	0.52	0.47 ± 0.03	-3.8
Inferior			0.87	0.82 ± 0.02	-3.4
Centro			1.95	1.99 ± 0.23	0

Tabla 4.20. Comparación de dosis calculada por el TPS y medida por los TLD para 4 Campos con cuña a energía de 18 MV

Región	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada por el TPS [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
Superficie			0.36	0.34 ± 0.01	-2.7
Cara Lateral Derecha			0.41	0.38 ± 0.01	-4.8
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	10 × 10	0.42	0.45 ± 0.01	4.7
Inferior			0.73	0.66 ± 0.04	-4.1
Centro			1.95	1.84 ± 0.09	-1.0
Superficie			0.37	0.41 ± 0.06	0
Cara Lateral Derecha			0.41	0.37 ± 0.06	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	15 × 15	0.43	0.40 ± 0.06	0
Inferior			0.74	0.70 ± 0.07	0
Centro			1.95	1.89 ± 0.09	0
Superficie			0.37	0.40 ± 0.01	5.4
Cara Lateral Derecha			0.42	0.45 ± 0.01	0
Cara Lateral Izquierda	AP, PA, LD, LI	20 × 20	0.47	0.44 ± 0.01	-4.2
Inferior			0.74	0.70 ± 0.04	0
Centro			1.95	1.90 ± 0.03	-1.0

De acuerdo con el fabricante, la incertidumbre del sistema de planeación es de $\pm 1\%$, lo cual nos permite concluir que los cálculos que realiza son muy confiables. La comparación de las mediciones experimentales con los cálculos del Sistema de Planificación del tratamiento muestra que la variación en la mayoría de los casos está por debajo de la tolerancia establecida que es de $\pm 5\%$ para dosimetría en maniquí debido a que las dosis calculadas por el TPS caen dentro de la incertidumbre de los TLD. Sin embargo, si la variación se calcula respecto al valor central de las mediciones observamos nuevamente que la variación en la superficie en la mayoría de los casos sobrepasa la tolerancia permitida, esto debido a que como se menciona con anterioridad no hay equilibrio electrónico en la superficie. La dosis en la superficie representa la contribución de fotones dispersados de los colimadores, el filtro aplanador y el aire, así como los fotones retro dispersados por el maniquí. Para altas energías, superiores a los 10 MV, la dosis en superficie puede verse afectada también por la contribución de los neutrones producidos por las interacciones de los fotones con el núcleo de los átomos de las estructuras en donde choca la radiación. Es por ello que la dosis en la superficie es tan variable, sin embargo, el comportamiento en la superficie es el esperado, a mayor energía de fotones menor es la dosis en la superficie.

Para las dosis medidas en el centro del maniquí la variación entre las mediciones y el cálculo del TPS estuvo dentro de la tolerancia permitida concluyendo así que el sistema de planeación funciona de manera adecuada. Sin embargo, para tener una referencia entre las

mediciones y el cálculo realizado por el TPS, se realizó un cálculo analítico, al igual que en la sección anterior, en donde se corroboraron las dosis medidas por los TLD en el centro del maniquí.

La ecuación 8, que se emplea para tratamientos cuando la distancia fuente-piel es de 100 cm, se modifica para tratamientos isocéntricos. Esta ecuación se presenta de la siguiente manera:

$$D(x) = OF \cdot UM \cdot TPR(x) \quad (9)$$

En donde **TPR(x)** es la razón tejido-maniquí a una determinada profundidad. Similar al caso de PDP, el TPR se define como la normalización de la dosis absorbida a cualquier profundidad d con respecto a la dosis absorbida a una profundidad de referencia fija d_0 , y solo depende de la profundidad, el tamaño de campo y la energía del haz incidente. Cuando la profundidad de referencia es la región en donde se recibe la dosis máxima, se denomina razón de tejido-máximo [TMR(x)].

La diferencia entre el TPR y el PDP radica en la forma en cómo se obtienen los valores porcentuales. Para el caso del PDP los valores se obtienen manteniendo constante la distancia fuente-superficie (SSD), generalmente 100 cm, y moviendo el detector de radiación a diferentes profundidades, mientras que para el TPR el detector se mantiene a una distancia constante de la fuente, generalmente a una distancia fuente-isocentro (SID) de 100 cm, y el maniquí o la superficie se mueven para proporcionar la medición a diferentes profundidades.

Para los campos con cuñas la ecuación 9 se modifica de la siguiente manera:

$$D(x) = OF \cdot (UM \cdot WF)_{Total} \cdot TPR(x) \quad (10)$$

En donde

$$(UM \cdot WF)_{Total} = (UM - UM_{Cuña}) + UM_{Cuña} \cdot WF \quad (11)$$

Para este caso **UM** son las unidades monitor del campo sin cuña, **UM_{cuña}** son las unidades monitor con cuña, y **WF** es el factor de cuña para diferentes tamaños de campo. Los valores del factor de cuña empleados en los cálculos son los obtenidos en las secciones anteriores mientras que los valores del TPR se pueden encontrar en el apéndice A.

En las tablas 27 y 28 se muestran la variación entre las dosis medidas por los TLD y los resultados del cálculo de dosis empleando la ecuación 9, mientras que en las tablas 29 y 30 se muestran los resultados de los cálculos empleando la ecuación 10. En la primera columna de la tabla se muestra la energía de fotones con la que se irradió, en la segunda se muestra la forma de incidencia de los campos, en la tercera el tamaño de campo, en la cuarta la dosis calculada analíticamente mediante las ecuaciones 9 y 10, en la quinta las mediciones en los TLD y en la sexta la variación que hay entre las mediciones y el cálculo analítico.

Tabla 4.21. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP y PA sin Cuñas

Energía [MV]	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
6	AP-PA	10 × 10	1.94	2.03 ± 0.13	0
		15 × 15	2.04	2.01 ± 0.22	0
		20 × 20	2.09	2.11 ± 0.19	0
10	AP-PA	10 × 10	1.93	1.85 ± 0.04	-2.1
		15 × 15	1.99	1.94 ± 0.22	0
		20 × 20	2.03	1.96 ± 0.18	0
18	AP-PA	10 × 10	1.99	1.89 ± 0.07	-1.1
		15 × 15	2.04	1.94 ± 0.19	0
		20 × 20	2.03	1.93 ± 0.11	0

Tabla 4.22. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP, PA, LD y LI Sin Cuñas

Energía [MV]	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
6	AP, PA, LD, LI	10 × 10	1.95	1.87 ± 0.19	0
		15 × 15	2.11	1.91 ± 0.19	-0.5
		20 × 20	2.19	1.92 ± 0.22	-2.3
10	AP, PA, LD, LI	10 × 10	1.91	1.88 ± 0.14	0
		15 × 15	2.04	1.90 ± 0.14	0
		20 × 20	2.13	1.89 ± 0.23	-0.4
18	AP, PA, LD, LI	10 × 10	2.04	1.93 ± 0.07	-1.9
		15 × 15	2.01	1.94 ± 0.19	0
		20 × 20	2.06	1.99 ± 0.11	0

Tabla 4.23. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP y PA con Cuñas

Energía [MV]	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
6	AP-PA	10 × 10	1.95	1.96 ± 0.22	0
		15 × 15	2.07	2.05 ± 0.22	0
		20 × 20	2.15	2.20 ± 0.19	0
10	AP-PA	10 × 10	1.92	1.89 ± 0.09	0
		15 × 15	2.01	1.94 ± 0.23	0
		20 × 20	2.05	1.99 ± 0.14	0
18	AP-PA	10 × 10	2.08	2.01 ± 0.18	0
		15 × 15	1.96	1.93 ± 0.18	0
		20 × 20	2.15	2.04 ± 0.09	0

Tabla 4.24. Comparación de dosis calculada analíticamente y medida por los TLD para campos AP, PA, LD y LI con Cuñas

Energía [MV]	Incidencia del Campo	Tamaño de Campo [cm ²]	Dosis Calculada [Gy]	Dosis medida por el TLD [Gy]	Variación [%]
6	AP, PA, LD, LI	10 × 10	1.94	1.89 ± 0.19	0
		15 × 15	2.06	1.98 ± 0.19	0
		20 × 20	2.14	1.99 ± 0.22	0
10	AP, PA, LD, LI	10 × 10	1.91	1.93 ± 0.14	0
		15 × 15	2.06	1.96 ± 0.14	0
		20 × 20	2.04	1.99 ± 0.23	0
18	AP, PA, LD, LI	10 × 10	1.89	1.84 ± 0.09	0
		15 × 15	1.96	1.89 ± 0.09	0
		20 × 20	1.97	1.90 ± 0.03	-2.0

Como se observa en las tablas anteriores, la variación está dentro de los límites permitidos para dosimetría en maniquí, hay que destacar que en las mediciones donde se presentó mayor variación fue en las que incluían 4 campos, lo cual nos lleva a concluir que conforme aumenta el número de variables dosimétricas aumentara la incertidumbre de las mediciones.

Estos resultados demuestran que es factible utilizar los TLD para realizar dosimetría en maniquí. Sin embargo, a pesar de los resultados satisfactorios que se obtuvieron, no es posible realizar el cálculo analítico para las dosis en superficie debido a que no hay condiciones de equilibrio electrónico, ya que los valores del TPR que se emplean para los cálculos son medidos bajo condiciones de equilibrio electrónico.

Para haces de megavoltaje en el rango de 20 a 45 MV, se ha encontrado que la profundidad de la dosis máxima (d_m) depende significativamente del tamaño del campo, así como de la distancia fuente-superficie. Para que las funciones de cálculo sean independientes de los parámetros de la máquina, no se deben involucrar mediciones en la región de build-up. Por lo tanto, la profundidad de referencia debe ser igual o mayor a la profundidad de la dosis máxima (d_m). Como d_m tiende a disminuir con el tamaño del campo y aumenta con la distancia fuente-superficie, se debe elegir d_m para el campo más pequeño y la distancia fuente-superficie más grande.

Para poder estimar la dosis en superficie se propone, como trabajo a futuro, realizar simulaciones Montecarlo tomando en cuenta todas las variables dosimétricas que se emplearon para realizar estas mediciones. Mediante las simulaciones se pueden obtener valores muy cercanos a los valores reales lo cual es de gran importancia para la dosimetría en maniquís y en pacientes ya que se requiere una variación mínima entre los resultados medidos y calculados.

Capítulo 5

Conclusiones

La dosimetría termoluminiscente es una parte importante de la planificación del tratamiento y la garantía de calidad en la radioterapia para la dosimetría en maniquís. Las mediciones de TLD son fáciles de obtener en maniquís de agua sólida y proporcionan una medición confiable en un amplio rango de dosis administrada en un material relativamente equivalente al tejido.

Los resultados obtenidos en el maniquí nos permiten concluir que la dosimetría en maniquí es una técnica efectiva para medir la dosis para haces de fotones de 6, 10 y 18 MV, previo al tratamiento de un paciente, ya que estas mediciones permiten detectar errores para diferentes configuraciones de irradiación.

Durante las diferentes etapas del desarrollo de este trabajo se pudieron analizar algunas características de los dosímetros termoluminiscentes. En la caracterización del material se observó una curva típica del Fluoruro de Litio (LiF: Mg, Ti) con al menos 6 picos característicos, siendo el pico V el de mayor relevancia para el área de dosimetría debido a la gran estabilidad que presentan las trampas.

En las curvas de calibración los resultados fueron los esperados, ya que se presentó una respuesta lineal en el rango de los 0.5- 5.5 Gy tal y como lo señalan diferentes autores [21] [25]. Sin embargo, esta linealidad mejoró al agrupar los dosímetros en lotes ya que el coeficiente de correlación aumentó de $R= 0.998$ a $R= 0.999$, esto debido a que a mayor cantidad de mediciones mayor será la exactitud y precisión de las mediciones.

A pesar de los buenos resultados obtenidos en las curvas de calibración, se requirió de la aplicación de los factores de corrección a cada una de las mediciones realizadas por los TLDs. Esto con el fin de reducir las incertidumbres en las mediciones, volviéndolas más precisas y exactas, requisito primordial para poder usar un detector de radiación en el área de dosimetría. Los valores de los factores de corrección no sobrepasaron el intervalo establecido por C. Furetta [34] (0.80 – 1.20) por lo que todos los dosímetros presentaron las condiciones necesarias para la realización de este trabajo.

A pesar de que en las mediciones con TLDs se requiera de aplicar factores de corrección para disminuir la incertidumbre, el uso de los TLD sigue siendo viable en estas áreas de la dosimetría debida a su reutilización y su fácil manejo al medir la dosis de entrada en cualquier región del maniquí y estimar la dosis administrada.

En las verificaciones de dosis en maniquí se incluyeron distintas variables dosimétricas empleadas en los tratamientos de radioterapia conformal 3D como la irradiación a distintas dosis, el tamaño de campo, el número de campos y las cuñas. Para los casos en donde la distancia fuente-piel fue de 100 cm se observa que la variación entre las mediciones y los cálculos realizados por el sistema de planeación es menor al 5%, esto se debe a que solo se irradió con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ suprimiendo gran parte de las variables dosimétricas empleadas durante un tratamiento conformal.

Al igual que en los tratamientos SSD, en los tratamientos isocéntricos la variación entre las mediciones y los cálculos del planeador está por debajo del 5%, sin embargo, a pesar de no sobrepasar el límite establecido por los reportes de la ICRU 23, la variación creció de forma considerable en los tratamientos de 4 campos con cuñas en comparación con el resto de los tratamientos. Esto demuestra que la gran cantidad de variables dosimétricas puede afectar de manera significativa los tratamientos de radioterapia conformal, suministrando mayor o menor cantidad de dosis a un paciente, reduciendo así la efectividad del tratamiento. Es aquí donde radica la importancia de la dosimetría, ya que nos permite detectar errores que puedan influir en la variación de los tratamientos y a su vez tratar de corregirlos para que el tratamiento sea lo más óptimo posible.

En ambos tratamientos se observó que la variación en la superficie entre las mediciones y los cálculos analíticos fue superior al 5%. Esto se debe principalmente a que esta región carece de equilibrio electrónico lo cual produce que haya gran discrepancia entre lo medido y lo calculado.

Los resultados obtenidos en el maniquí nos permiten concluir que la dosimetría en maniquí es una técnica efectiva para medir la dosis de entrada de diferentes haces de fotones de 6, 10 y 18 MV ya que la mayoría de los resultados estuvieron por debajo de los niveles de tolerancia establecidos de $\pm 5\%$. Además, esta técnica es muy efectiva y de gran ayuda para tener un control dosimétrico sobre los tratamientos del paciente.

A los objetivos buscados por este trabajo se ha llegado satisfactoriamente; sin embargo, es necesario analizar con mayor precisión los resultados obtenidos en la superficie del maniquí, ya que estos son muy variables debido a que, como ya se mencionó, en la superficie no hay equilibrio electrónico además de que para energías mayores a 10 MV el haz puede estar contaminado con otro tipo de partículas debido a la interacción que puede haber con los átomos del sistema de colimación.

Se propone como investigaciones futuras considerar la realización de dosimetría in vivo en pacientes con tratamientos de radioterapia 3D conformales de mama para analizar el comportamiento de los TLD sobre el cuerpo humano ya que en la piel la radiación dispersa es distinta y pueden observarse modificaciones en la respuesta de los TLD. También se propone ampliar el rango de uso de otras energías, tamaños de campo de forma irregulares (no cuadrados) y la posición de incidencia de los campos. Para el caso de altas energías (superiores a 10 MVs) se propone contemplar los efectos que se pueden producir por la producción de neutrones o partículas que puedan llegar a contaminar el haz.

Y para las mediciones sobre la superficie, se propone realizar simulaciones Montecarlo introduciendo todas las variables dosimétricas presentes en este trabajo, para poder estimar la dosis y así disminuir la variación que hay entre las mediciones y los cálculos en esta región.

Bibliografía

- [1] M. P. Coleman, M. Quaresma, F. Berrino, J.-M. Lutz, R. D. Angelis, R. Capocaccia, P. Bali, B. Rachet, G. Gotta, T. Hakulinen, A. Micheli, M. Sant, H. K. Weir, J. M. Elwood, H. Tsukuma, S. Koifman, G. Azevedo e Silva, S. Francisci, M. Santoquilani, A. Verdecchia, H. H. Storm y J. L. Young, «Cancer Survival in Five Continents: a Worldwide Population-Based Study,» *The Lancet Oncology*, vol. 9, pp. 730-756, 2008.
- [2] J. Russo, «UpToDate,» [En línea]. Available: <https://www.uptodate.com/contents/breast-development-and-morphology>. [Último acceso: Noviembre 2019].
- [3] «Organizacion Mundial de la Salud,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.who.int/cancer/treatment/es/>. [Último acceso: Noviembre 2019].
- [4] A. Cabrera Pazos, M. d. M. Palacios Fornell y M. I. Gil Ramirez, Fundamentos Teórico-Practicos en Radioterapia, Malaga: FESITESS ANDALUCÍA, 2011.
- [5] M. De las Heras Gonzalez, S. Córdoba Largo y F. Puebla Diaz, Radioterapia. Mini Manuales Practicos 15. Oncologia, Primera ed., Madrid: ARAN, 2008.
- [6] E. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna: IAEA, 2005.
- [7] P. Cherry y A. Duxbury, Practical Radiotherapy: Physics and Equipment, 2 ed., Oxford : Wiley-Blackwell , 2009.
- [8] A. Barrett, J. Dobbs, S. Morris y T. Roques, Practical Radiotherapy Planning, Cuarta ed., Londres: CRC Press LLC, 2009.
- [9] F. M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Tercera ed., Philadelphia: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2003.
- [10] V. E. Gonzalez, «Dosimetria In Vivo con el Uso de OSL nanoDot,» Argentina, 2016.
- [11] J. Van Dam y G. Marinello, Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy, Segunda ed., Bruselas : ESTRO, 2006.
- [12] T. Rivera, «Thermoluminescence in Medical Dosimetry,» *Aplied Radiation and Isotopes* , vol. 71, pp. 30-34, 2012.
- [13] A. J. Bos, «Theory of Themoluminescence,» *Radiation Measurements* , vol. 41, pp. 45-56, 2007.
- [14] R. Chen y S. W. McKeever, Theory of Thermoluminiscense and Related Phenomena, Singapur : World Scientific , 1997.
- [15] J. Azorin, Luminescence Dosimetry. Theory and Application, Primera ed., D.F.: Ediciones Tecno-Cientificas, 1990.
- [16] J. R. Cameron, D. Zimmerman y R. Bland, «Thermoluminescent Radiation Dosimetry Utilizing LiF,» de *Proceedings of the First International Conference on Luminescence Dosimetry*, Stanford , 1965.
- [17] J. R. Cameron, L. DeWerd, J. Wagner, C. Wilson, K. Doppke y D. Zimmerman, «Non-Linearity of Thermoluminescence as a Function of Dose for LiF (TLD-100),» de *Proceedings of Solid State and Chemical Radiation Dosimetry in Medicine and*

- Biology*, Vienna, 1967.
- [18] E. Claffy, C. Klick y F. Attix, «Thermoluminescence Process and Color Centers in LiF,» de *Proceedings of the Second International Conference on Luminescence Dosimetry*, Gatlinburg, 1968.
- [19] J. Cameron, N. Suntharalingam, C. Wilson y S. Watanabe, «Supralinearity of Thermoluminescent Phosphors,» de *Proceedings of the Second International Conference on Luminescence Dosimetry*, Gatlinburg, 1968.
- [20] F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Primera ed., Mörlenbach: Wiley-VCH, 1986.
- [21] J. L. Muñis Gutiérrez, «Métodos Experimentales de Dosimetría Postal para el Control de Calidad en Radioterapia Basados en LiF: Mg, Ti (TLD-100) y LiF: Mg, Cu, P (GR-200). Aplicación de Métodos Numéricos al Análisis de las Curvas Termoluminiscentes,» Madrid, 1999.
- [22] G. Paic, *Ionizing Radiation: Protection and Dosimetry*, Florida: CRC Press, 1988.
- [23] J. Byongim, M. Min, K. Sookil, J. J. Loh y Y. K. Cho, «Photon Energy Dependence of the Sensitivity of LiF TLDs Loaded With Thin Material,» *Radiation Oncology Journal*, vol. 17, n° 3, pp. 256-260, 1999.
- [24] IAEA, *Development Of Procedures For In Vivo Dosimetry In Radiotherapy*, Vienna, 2013.
- [25] J. Azorin Nieto, «Estudio de las Propiedades Termoluminiscentes y Ópticas de los Principales Materiales Dosimétricos (Tesis de Doctorado),» Ciudad de México, 1993.
- [26] J. Fowler, E. Shuttleworth, V. Svarcer, J. White y C. Karzmark, «Fading in Thermoluminescent Lithium Fluoride used for Radiation Dosimetry,» *Nature*, vol. 207, n° 5000, pp. 997-998, 1965.
- [27] N. Suntharalingam, J. Cameron, E. Shuttleworth, M. West y J. F. Fowler, «Fading Characteristics of Thermoluminescent Lithium Fluoride,» *Physics in Medicine & Biology*, vol. 13, n° 1, pp. 97-104, 1968.
- [28] K. Mahesh, P. Weng y C. Furetta, *Thermoluminescence in Solids and its Applications*, Ashford, Kent: Nuclear Technology Publishing, 1989.
- [29] Y. S. Horowitz, «Fading in LiF: Mg, Ti,» *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 32, n° 3, p. 147, 1990.
- [30] IAEA, *Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos (TRS-398)*, Viena, 2005.
- [31] Y. Horowitz, «The Annealing Characteristics of LiF: Mg, Ti,» *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 30, n° 4, pp. 219-230, 1990.
- [32] M. Glioli, V. Goncalves, M. Fernandes y H. Yoriyaz, «Calculation of Correction Factors for Dosimeters Thermoluminescent of Lithium Fluoride (LiF-100) for Use in 6MV Photon Beams,» de *International Conference on Medical Physics*, Porto Alegre, 2011.
- [33] M. Moafi, G. Geraily, A. R. Shirazi y J. Teimouri, «Analysis of TLD-100 Calibration and Correction Factor in Different Field Sizes Under Low Dose Conditions Irradiated with Two Systems: Gamma Knife 4C and Theratron 780-C,» *Frontier in Biomedical Technologies*, vol. 2, n° 4, pp. 227-2236, Diciembre 2005.

[34] C. Furetta, Handbook of Thermoluminescence, Singapore : World Scientific , 2003.

Apéndice A

Valores numéricos de los Factores de Salida

Factores de Salida			
Tamaño de Campo [cm²]	6 MV	10 MV	18 MV
3 × 3	0.844	0.851	0.847
4 × 4	0.878	0.894	0.9
5 × 5	0.901	0.918	0.927
7 × 7	0.947	0.956	0.962
10 × 10	1	1	1
15 × 15	1.055	1.044	1.034
20 × 20	1.096	1.075	1.058
30 × 30	1.142	1.1	1.082
40 × 40	1.162	1.101	1.082

Valores numéricos del PDP para un campo de 10 × 10 cm²

Porcentaje			
Profundidad [cm]	6 MV	10 MV	18 MV
0	52.31	38.65	31.92
0.2	68.7	51.31	41.76
0.4	83.31	68.46	56.69
0.6	91.53	79.25	67.22
0.8	95.91	86.48	75.41
1	98.76	91.95	81.85
1.2	99.67	95.2	86.5
1.4	99.95	97.12	90.39
1.6	100	98.53	93.26
1.8	99.69	99.68	95.33
1.9	99.39	100	96.35
2	98.08	99.81	97.28
2.2	97.82	99.99	98.05
2.4	97.11	99.95	98.98
2.6	96.45	99.07	99.51
2.8	95.75	98.99	99.76
3	94.95	97.95	100
3.2	93.84	97.64	99.74
3.4	93.08	96.79	99.65
3.6	92.28	96.39	99.28

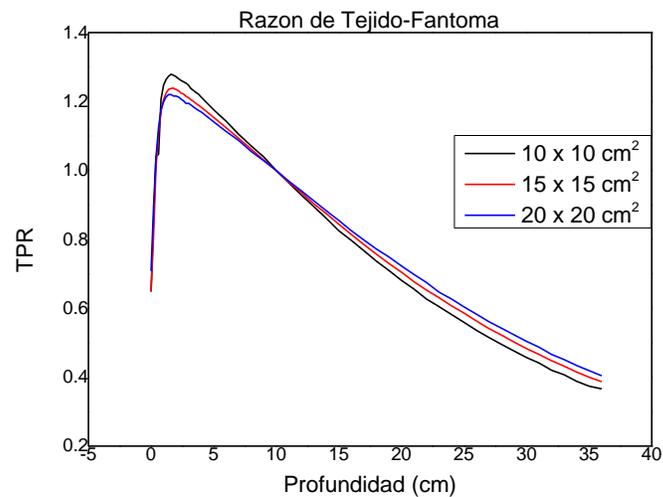
3.8	91.57	95.46	98.62
4	90.66	94.68	98.34
5	86.3	90.97	95.21
6	82.44	87.07	91.69
7	78.22	83.49	88.27
8	74.59	79.53	84.42
9	71.19	76.1	81.44
10	67.35	72.79	77.99
11	63.95	69.47	74.85
12	60.71	66.38	71.83
13	57.53	63.26	68.94
14	54.48	60.46	66.06
15	51.75	57.63	63.45
16	49.03	55.08	60.79
17	46.49	52.45	58.29
18	43.88	50.22	55.99
19	41.87	47.96	53.79
20	39.54	45.62	51.48
21	37.46	43.58	49.34
22	35.47	41.57	47.39
23	33.84	39.78	45.48
24	31.92	37.86	43.57
25	30.33	36.09	41.93
26	28.64	34.4	40.1
27	27.16	32.84	38.57
28	25.8	31.43	37.01
29	24.56	29.96	35.54
30	23.28	28.69	34.16
31	22.15	27.24	32.76
32	20.98	26.04	31.41
33	20.03	24.96	30.22
34	18.94	23.84	28.99
35	17.98	22.79	27.76
36	17.25	22.13	27.1

Valores numéricos del TPR para energía de fotones de 6 MV

Profundidad [cm]	TPR		
	10 × 10 cm ²	15 × 15 cm ²	20 × 20 cm ²
0	0.648	0.649	0.708
0.2	0.854	0.807	0.891
0.4	1.04	1.006	1.04
0.6	1.047	1.111	1.124
0.8	1.207	1.171	1.177
1	1.248	1.206	1.199
1.2	1.264	1.224	1.213
1.4	1.273	1.235	1.22
1.6	1.279	1.238	1.22
1.8	1.276	1.239	1.216
1.9	1.274	1.236	1.216
2	1.272	1.235	1.216
2.2	1.266	1.231	1.213
2.4	1.261	1.224	1.207
2.6	1.257	1.222	1.202
2.8	1.253	1.215	1.194
3	1.247	1.211	1.195
3.2	1.237	1.205	1.19
3.4	1.232	1.2	1.184
3.6	1.226	1.194	1.179
3.8	1.221	1.189	1.174
4	1.213	1.184	1.17
5	1.176	1.154	1.141
6	1.143	1.124	1.113
7	1.105	1.093	1.087
8	1.071	1.062	1.055
9	1.039	1.03	1.028
10	1	1	1
11	0.964	0.966	0.969
12	0.929	0.936	0.941
13	0.895	0.903	0.912
14	0.861	0.875	0.883
15	0.825	0.844	0.855
16	0.797	0.814	0.825

17	0.767	0.785	0.798
18	0.737	0.757	0.772
19	0.71	0.73	0.749
20	0.681	0.705	0.723
21	0.656	0.677	0.698
22	0.627	0.653	0.675
23	0.605	0.631	0.647
24	0.582	0.607	0.627
25	0.559	0.586	0.604
26	0.536	0.563	0.583
27	0.515	0.541	0.561
28	0.495	0.522	0.542
29	0.476	0.502	0.523
30	0.457	0.483	0.504
31	0.441	0.466	0.487
32	0.42	0.448	0.466
33	0.407	0.432	0.451
34	0.388	0.415	0.434
35	0.374	0.4	0.419
36	0.366	0.387	0.404

Razón Tejido-Maniquí para energía de fotones de 6 MV

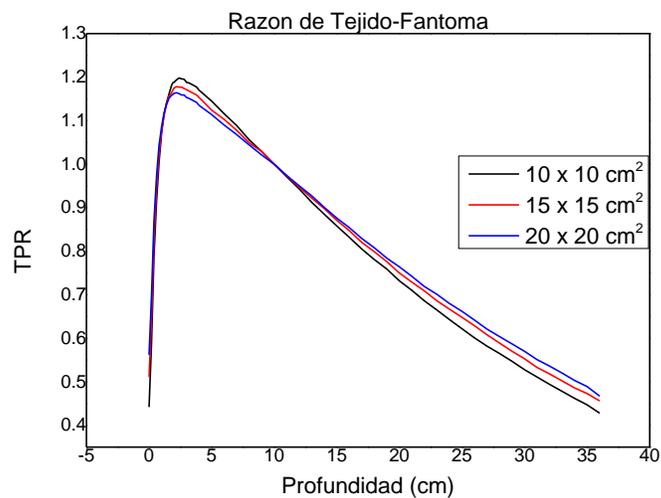


Valores numéricos del TPR para energía de fotones de 10 MV

Profundidad [cm]	TPR		
	10 × 10 cm ²	15 × 15 cm ²	20 × 20 cm ²
0	0.442	0.511	0.562
0.2	0.589	0.644	0.698
0.4	0.789	0.827	0.87
0.6	0.916	0.943	0.973
0.8	1.004	1.022	1.043
1	1.072	1.076	1.086
1.2	1.114	1.113	1.118
1.4	1.141	1.139	1.137
1.6	1.162	1.157	1.152
1.8	1.181	1.164	1.158
1.9	1.187	1.17	1.16
2	1.188	1.175	1.163
2.2	1.194	1.178	1.164
2.4	1.198	1.177	1.162
2.6	1.196	1.177	1.159
2.8	1.195	1.174	1.159
3	1.188	1.171	1.153
3.2	1.1865	1.168	1.151
3.4	1.1834	1.165	1.148
3.6	1.1803	1.162	1.145
3.8	1.1772	1.159	1.142
4	1.17	1.153	1.135
5	1.145	1.124	1.114
6	1.116	1.103	1.09
7	1.089	1.078	1.068
8	1.056	1.049	1.044
9	1.029	1.029	1.021
10	1	1	1
11	0.971	0.973	0.974
12	0.943	0.947	0.95
13	0.912	0.922	0.927
14	0.885	0.898	0.901
15	0.858	0.871	0.876
16	0.832	0.847	0.854

17	0.805	0.82	0.829
18	0.781	0.799	0.808
19	0.759	0.776	0.784
20	0.732	0.75	0.764
21	0.71	0.729	0.742
22	0.686	0.709	0.719
23	0.665	0.686	0.701
24	0.643	0.667	0.68
25	0.622	0.648	0.662
26	0.601	0.629	0.642
27	0.582	0.608	0.621
28	0.565	0.589	0.604
29	0.547	0.57	0.587
30	0.528	0.553	0.57
31	0.511	0.533	0.551
32	0.494	0.518	0.536
33	0.478	0.502	0.52
34	0.462	0.486	0.503
35	0.447	0.473	0.489
36	0.428	0.456	0.467

Razón Tejido-Maniquí para energía de fotones de 10 MV

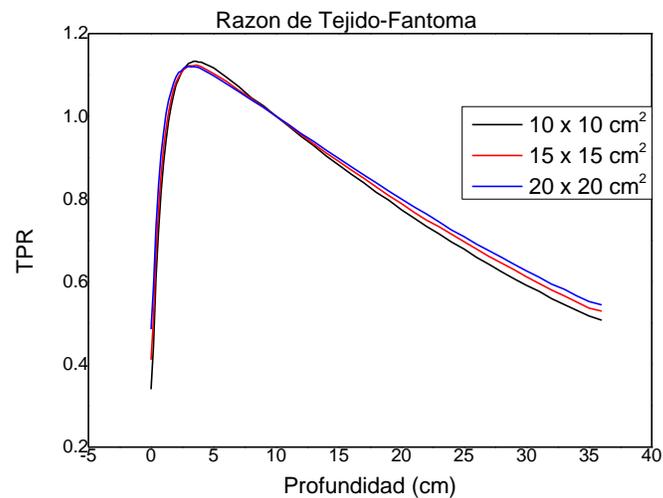


Valores numéricos del TPR para energía de fotones de 18 MV

Profundidad [cm]	TPR		
	10 × 10 cm ²	15 × 15 cm ²	20 × 20 cm ²
0	0.34	0.411	0.485
0.2	0.446	0.513	0.589
0.4	0.608	0.667	0.731
0.6	0.724	0.776	0.834
0.8	0.815	0.856	0.908
1	0.888	0.925	0.961
1.2	0.942	0.971	1.007
1.4	0.988	1.009	1.038
1.6	1.024	1.041	1.06
1.8	1.051	1.065	1.08
1.9	1.064	1.074	1.088
2	1.076	1.082	1.095
2.2	1.09	1.095	1.106
2.4	1.104	1.105	1.109
2.6	1.115	1.113	1.116
2.8	1.121	1.117	1.119
3	1.128	1.122	1.121
3.2	1.13	1.122	1.119
3.4	1.133	1.122	1.12
3.6	1.133	1.124	1.119
3.8	1.131	1.122	1.118
4	1.131	1.12	1.115
5	1.117	1.103	1.098
6	1.095	1.085	1.079
7	1.072	1.063	1.06
8	1.045	1.043	1.04
9	1.025	1.022	1.021
10	1	1	1
11	0.976	0.978	0.98
12	0.951	0.955	0.958
13	0.929	0.933	0.939
14	0.904	0.911	0.918
15	0.882	0.891	0.898
16	0.86	0.87	0.878

17	0.839	0.85	0.858
18	0.816	0.829	0.839
19	0.797	0.808	0.819
20	0.774	0.789	0.8
21	0.754	0.768	0.781
22	0.734	0.749	0.764
23	0.716	0.733	0.745
24	0.696	0.715	0.725
25	0.679	0.697	0.709
26	0.659	0.679	0.691
27	0.642	0.661	0.675
28	0.624	0.645	0.659
29	0.607	0.629	0.642
30	0.591	0.612	0.626
31	0.577	0.596	0.611
32	0.559	0.58	0.594
33	0.545	0.566	0.582
34	0.531	0.551	0.566
35	0.517	0.536	0.552
36	0.507	0.529	0.544

Razón Tejido-Maniquí para energía de fotones de 18 MV





Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

ACTA DE EXAMEN DE GRADO

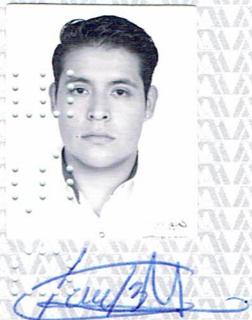
No. 00082

Matricula: 2163802875

Dosimetría Termoluminiscente de Fotones de Altas Energías Producidos en un LINAC de Usos Médicos.

En la Ciudad de México, se presentaron a las 12:00 horas del día 13 del mes de diciembre del año 2019 en la Unidad Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los suscritos miembros del jurado:

MTRO. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE
DRA. SILVIA SANDRA HIDALGO TOBON
DR. JUAN AZORIN NIETO



MANUEL DE JESUS GONZALEZ DE LA FUENTE
ALUMNO

Bajo la Presidencia del primero y con carácter de Secretario el último, se reunieron para proceder al Examen de Grado cuya denominación aparece al margen, para la obtención del grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS (FISICA)

DE: MANUEL DE JESUS GONZALEZ DE LA FUENTE

y de acuerdo con el artículo 78 fracción III del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

Aprobar

REVISÓ



MTRA. ROSALIA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

Acto continuo, el presidente del jurado comunicó al interesado el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI



DR. JESUS ALBERTO OCHOA TAPIA

PRESIDENTE



MTRO. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE

VOCAL



DRA. SILVIA SANDRA HIDALGO TOBON

SECRETARIO



DR. JUAN AZORIN NIETO