



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO MATEMÁTICAS

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN
DISPERSA EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA
PARA CÁNCER DE MAMA UTILIZANDO UN FANTOMA
FEMENINO RANDO VARIANTE ART Y CALIBRANDO
DOSÍMETROS TLD-100.

T E S I S

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADA EN FÍSICA APLICADA

PRESENTA:

ANAID PLATAS MATÍAS

ASESORES Y DIRECTORES:

DR. CRISTIAN HEBER ZEPEDA FERNÁNDEZ
DR. TEODORO RIVERA MONTALVO

Puebla, México 7 de marzo de 2026



Dedicatoria

*A mis padres, que siempre caminaron a mi lado y jamás soltaron mi mano, su presencia
en mi vida es lo más valioso que he podido experimentar.*

A Gravity y Sumi, que son mi luz en medio de la oscuridad y mi paz en medio del caos.

A mi abuelo, que ilumina mi camino y cuyo recuerdo sigue encendido en mi memoria.

*Me quedé con palabras que no dije y abrazos que el tiempo no me permitió darte, pero sé
que nuestros caminos volverán a cruzarse en algún lugar del infinito universo donde el
tiempo no será algo por lo qué preocuparse.*

Agradecimientos

«Valora el proceso sobre los resultados. Soy lo que hago cada día. Los resultados son un efecto secundario.»

Shinsuke Kita

A mis padres, por ser los pilares de mi vida y por amarme desde el primer día de mi existencia. Las palabras no son suficientes para agradecerles todo lo que han hecho por mí, pero espero sinceramente que este trabajo sea muestra de que todos los sacrificios que hicieron por mí han valido la pena. Gracias por sostenerme en mis momentos más difíciles, por creer en mí incluso cuando estaba a punto de rendirme y por darme de su fuerza para seguir adelante. Son lo mejor que tengo en mi vida y los momentos que he pasado a su lado son un regalo que atesoraré por el resto de mi existencia. Gracias a ustedes crecí disfrutando de cosas simples, sin saber que no siempre fueron simples para ustedes. Hubo risas, juegos y oportunidades que existieron gracias a que decidieron dar un paso atrás para que yo pudiera avanzar. Nunca hubo un manual y nadie les enseñó cómo ser padres y aún así hicieron lo mejor que pudieron con lo que tenían. Hoy doy un paso al frente para decirles gracias.

A mi hermano Kevin, que de una u otra forma me motivó y alentó a superarme. A pesar de que casi no estamos en la misma sintonía siempre te has preocupado por mí y me has demostrado que no son necesarias las palabras para expresar cariño porque con los actos, las palabras sobran.

Agradezco a mis abuelos, porque son el verdadero significado del trabajo duro. No tengo duda de que sin su esfuerzo nada de esto hubiese sido posible.

A mis tios Chemo y Male. Por brindarme un techo y cariño en tiempos de adversidad. Gracias por acompañarme en uno de los momentos en que más sola me sentía. Hicieron de su casa un hogar para mí y me demostraron que siempre habrá alguien que te tienda una mano cuando más lo necesites. Gracias por todo el apoyo que me brindaron y por todo lo que aprendí estando con ustedes. A veces la vida nos pone frente a situaciones difíciles, pero lo que parece una tormenta es en realidad el camino hacia un refugio inesperado.

A Andrea, contigo comparto muchos momentos felices. Gracias por tantos años de amistad incondicional. Has sido parte de mi historia desde hace mucho, me has visto crecer, tropezar, soñar y cumplir metas. Tu amistad ha sido constante como pocas cosas en la vida y deseo que sea así para siempre.

A Ninfa Denisse, de mis primeras amigas en esta vida. Gracias por tu amistad y por todos los momentos que pasamos juntas. Aunque hoy nos separen muchos kilómetros de distancia sé que cuando volvamos a vernos será como si los años no hubiesen pasado.

Gracias por esas tardes interminables de juegos que guardaré siempre en mi memoria y corazón.

A Angeles, por compartir conmigo el amor por la ciencia. Gracias por las risas interminables y por acompañarme en esos años en los que tener una amiga como tú lo era todo. Gracias por hacer de la secundaria una época feliz que puedo recordar con cariño y con una sonrisa en el rostro.

A Diana y Aranzazu, por incluirme cuando era la nueva del grupo en el bachillerato. Su amistad es de las cosas más valiosas que me dejó esa etapa de mi vida. Gracias por seguir conmigo a pesar de que la vida nos lleve por rumbos diferentes.

De forma especial, a mis amigos de la facultad por acompañarme durante estos 4 años, por no soltarme nunca y por estar siempre para mí:

A Gama, porque me has demostrado lo que son la lealtad y amistad verdadera. Gracias por apoyarme siempre y por celebrar todos mis logros. A Yara, por hacerme reír con tus ocurrencias y por estar al pendiente de mí en momentos difíciles. Mi gran compañera dentro y fuera de la cancha, sin duda el deporte me ha dado amistades tan valiosas como la tuya. A Rofers, por ser un gran amigo y compañero y por estar apoyandome siempre, gracias a ti y a Yara sé lo que es tener amigos de verdad. Gracias por estar siempre. A Mariel, por compartir experiencias juntas y por ser mi compañera de divulgación sin importar que no tuvieramos los mejores experimentos. Gracias por apoyarme y sacarme muchas carcajadas. Gracias por las largas noches de Minecraft donde nuestras pláticas parecen no tener fin. A Jesús Eduardo, por ser un gran amigo y compañero. Nuestros caminos volvieron a cruzarse en Puebla y es algo que agradeceré siempre. Todo el tiempo me haces reír con tus ocurrencias y siempre tienes palabras de aliento cuando más las necesito. Gracias por comprender y compartir mi humor.

A mi amigo Diego Fuentes, por tu infinita paciencia y apoyo incondicional. Gracias por ayudarme a ver las cosas con más claridad y por recordarme que sí era posible terminar este trabajo. Sin tu disposición para ayudarme en este proceso y sin tus palabras de aliento, todo esto hubiese sido más difícil. Gracias por estar ahí.

A mis asesores, Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández, Dr. Teodoro Rivera Montalvo y Licenciado Néstor Escalera Matínez, por su infinita paciencia y dedicación para hacer posible este trabajo.

Por último, a mi gata Gravity, el amor de mi vida y mi tesoro más preciado. Gracias por acompañarme en todo este recorrido, con tu ronroneo sanador y patitas suaves hiciste que todo esto fuese más fácil. Que el tiempo nos permita estar muchos años más juntas para seguir compartiendo mis logros contigo. Gracias por enseñarme lo que es el amor verdadero y desinteresado, es maravilloso lo que un ser vivo pequeño y regordete como tú puede significar en la vida de alguien como yo.

Índice general

Agradecimientos	II
1 Introducción	1
2 Estado del arte	3
§2.0.1 Dosimetría con TLD-100	4
§2.0.2 Uso de fantomas en radioterapia	4
§2.0.3 Comparación de técnicas de radioterapia	5
3 Marco teórico	7
§3.1 Radiación	7
§3.2 Rayos X	8
§3.2.1 Producción de rayos X	8
§3.2.2 Rayos X por Bremsstrahlung	10
§3.2.3 Rayos X característicos	11
§3.3 Interacción de los rayos X con el fantoma ART	12
§3.3.1 Efecto Compton	12
§3.3.2 Efecto Fotoeléctrico	13
§3.3.3 Producción de pares	14
§3.3.4 Radiación dispersa	15
§3.4 Unidades y magnitudes	17
§3.4.1 Dosis absorbida	18
§3.4.2 Dosis equivalente en órgano o tejido	18
§3.5 Efectos biológicos de la radiación	18
§3.5.1 Efectos estocásticos	19

§3.5.2	Efectos deterministas	20
§3.5.3	Modelo lineal sin umbral	21
§3.6	Dosimetría de radiación	22
§3.6.1	Detectores gaseosos	23
§3.6.2	Detectores de centelleo	24
§3.6.3	Detectores termoluminiscentes	24
§3.7	Mecanismos de TL	25
§3.7.1	Lector TL	27
§3.8	Radioterapia	27
§3.8.1	¿Qué es el cáncer de mama?	27
§3.8.2	Estadísticas	28
§3.8.3	Tipos de tratamientos contra el cáncer	29
§3.8.4	Tratamiento 3D-CRT	29
4	Objetivos	32
	Objetivo general	32
	Objetivos particulares	32
5	Desarrollo experimental	33
§5.1	Materiales	33
§5.2	Equipo	34
§5.3	Tratamiento térmico de borrado	38
§5.4	Homogenización del lote de dosímetros TLD-100	39
§5.4.1	Homogenización del lote de TLD-100	40
§5.5	Calibración de los dosímetros TLD-100	42
§5.5.1	Obtención de datos para la curva de calibración	43
§5.6	Preparación de los dosímetros y colocación en el maniquí	44
§5.7	Recolección de datos	45
§5.8	Lectura de los dosímetros TLD-100	46
§5.8.1	Curva de brillo	47
§5.9	Curva de calibración	48

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	VI
6 Resultados	50
§6.1 Obtención de datos de pruebas en superficie	50
§6.2 Obtención de la dosis absorbida	52
§6.2.1 Pueba de Mann- Withney	54
7 Discusión de resultados	57
8 Conclusiones	59
Referencias Bibliográficas	61

Índice de figuras

3.1	Principales componentes de un LINAC. Generador de RF: Se aceleran y desaceleran electrones para producir RF. Sistema de inyección: Inyecta electrones en la guía aceleradora. Guía aceleradora: Encargada de distribuir energía para acelerar electrones. Sistema de desviación del haz: Genera campos magnéticos que transportan el haz de electrones.	9
3.2	Los rayos X bremsstrahlung se producen al interactuar un electrón proyectil y un núcleo del blanco. El electrón frena y cambia su dirección [11].	11
3.3	Los rayos X característicos son producidos al ionizar un electrón de la capa K. Se produce un rayo X cuando un electrón de la capa externa ocupa el lugar de la capa K [11].	12
3.4	El efecto Compton se da en rayos X de energía moderada y los electrones de las capas externas [11].	13
3.5	El efecto fotoeléctrico se produce cuando un fotón incidente es absorbido durante la ionización de un electrón de las capas internas [11].	14
3.6	La producción de pares se presenta cuando los rayos X con energía superior a 1.02 MeV interactúan con el campo de fuerza nuclear y se crean dos electrones con cargas eléctricas opuestas [11].	15
3.7	La producción de pares se presenta cuando los rayos X con energía superior a 1.02 MeV interactúan con el campo de fuerza nuclear y se crean dos electrones con cargas eléctricas opuestas [24].	17
3.8	El Modelo lineal sin umbral indica que cualquier cantidad de radiación, por pequeña que sea es potencialmente dañina, incluso a niveles bajos [30]. . .	22
3.9	Detector de gas [32].	23
3.10	Amplitud de impulso vs tensión [32].	23

3.11	Mecanismo del proceso de termoluminiscencia en un semiconductor [33]. .	25
3.12	Probabilidad de escape, número de cargas atrapadas, intensidad de lumini- niscencia vs temperatura [32].	26
5.1	Dosímetros TLD-100 empleados para medir la dosis de radiación dispersa en los tratamientos de radioterapia para cáncer de mama.	34
5.2	Equipo de lectura HARSHAW 3500 para medir la respuesta termoluminis- cente de los dosímetros TLD-100.	35
5.3	Mufla donde se sometían los dosímetros al tratamiento térmico de borrado.	36
5.4	Maniquí RANDO, variante ART en el que se hicieron las pruebas en superficie.	37
5.5	Acelerador Lineal marca Elekta, modelo SYNERGY donde se llevó a cabo el tratamiento de radioterapia para cáncer de mama en el Hospital Central Militar de la Ciudad de México.	38
5.6	Distribución normal de las respuestas TL y selección del sublote.	39
5.7	Dispersión de la respuesta TL de los dosímetros. Se muestran los límites circundantes ($\pm 5\%$).	42
5.8	Posición de los dosímetros en el maniquí.	46
5.9	Caption	48
5.10	Datos y ajuste lineal de irradiación a 100, 200 y 300 cGy).	48
6.1	Valores críticos para la prueba Mann-Whitney con dos colas y un nivel de significancia $\alpha = 0.05$	56

Índice de tablas

3.1	Principales características de los efectos estocásticos y deterministas [28]. . .	19
3.2	Efectos biológicos de la radiación en diferentes tejidos del cuerpo humano [28].	21
5.1	Especificaciones del Harshaw 3500.	34
5.2	Especificaciones de la mufla.	36
5.3	Especificaciones del LINAC.	37
5.4	Datos para la homogenización de los dosímetros.	41
5.5	Dosímetros irradiados a 100 cGy.	43
5.6	Dosímetros irradiados a 200 cGy.	44
5.7	Dosímetros irradiados a 300 cGy.	44
5.8	Distancia de las píldoras con los dosímetros TLD-100 respecto al isocentro.	45
5.9	Parámetros de lectura.	47
6.1	Primera lectura de dosímetros	50
6.2	Segunda lectura de dosímetros	51
6.3	Promedios de la primera lectura de dosímetros	51
6.4	Promedios de la segunda lectura de dosímetros	51
6.5	Dosis absorbida de la primera irradiación	52
6.6	Dosis absorbida de la segunda irradiación	52
6.7	Normalización de la dosis absorbida en la primera irradiación	53
6.8	Normalización de la dosis absorbida en la segunda irradiación	53
6.9	Porcentaje de dosis de radiación en la primera lectura.	53
6.10	Porcentaje de dosis de radiación en la segunda lectura.	54

6.11 Valores de la distribución de la dosis de radiación durante los tratamientos de radioterapia para cáncer de mama, número de muestras de cada grupo y rangos correspondientes.	55
--	----

Capítulo 1

Introducción

A nivel mundial, el cáncer es un padecimiento que representa un grave problema de salud pública. Entre todos los tipos de cáncer, está el cáncer de mama, que afecta principalmente a la población femenina y es el responsable de una de las causas de muerte más frecuentes en el mundo [1].

El cáncer de mama es una problemática de salud grave debido a la alta tasa de defunciones asociada a este padecimiento [2]. Se han implementado diversos tratamientos para combatir esta enfermedad, entre ellos se encuentra la radioterapia, que es un tipo de tratamiento contra el cáncer que emplea radiación ionizante. El objetivo de la radioterapia es tratar el cáncer y dañar la menor cantidad de células sanas posibles [3].

Por lo anterior, es un gran desafío garantizar que las dosis de radiación ionizante administradas en el tratamiento de radioterapia sean las adecuadas para no poner en riesgo la vida de la paciente y del personal clínico, así como garantizar la calidad del tratamiento.

Teniendo en cuenta la importancia de la medición de dosis absorbida, los dosímetros termoluminiscentes o Thermoluminescent Dosimeter, TLD por sus siglas en inglés tienen diversas ventajas, entre ellas, que son económicos y reutilizables, sus dimensiones son de aproximadamente 3.2 mm x 3.2 mm x 0.9 mm aproximadamente. Al ser tan pequeños, son excelentes para colocarlos en zonas de difícil acceso, como cavidades pequeñas, entre y sobre tejidos simulados por fantasmas favoreciendo una medición de dosis de radiación más específica. Además, al ser detectores pasivos, que no requieren de estar conectados a un lector es fácil colocarlos sin que estorben a otros dispositivos. Por su tamaño, no

representan un obstáculo para el haz de rayos X, por lo tanto, no lo perturban. Es por ello que se ha optado por utilizar dosímetros TLD, ya que estos almacenan la información por mucho tiempo sin variaciones considerables.

Debido a que existe una constante problemática acerca de que si la distribución y cantidad de la dosis de radiación ionizante administrada en los tratamientos es la adecuada, surge la pregunta ¿es necesario evaluar el desempeño de los tratamientos a través del uso de dosímetros TLD-100? Es por eso que en este trabajo de tesis se aborda el tema de dosimetría en tratamientos de radioterapia y la respuesta termoluminiscente de los dosímetros TLD-100 para la medición de la radiación ionizante y cómo a través de estos datos se busca estimar la distribución de la dosis de radiación en tratamientos de radioterapia para cáncer de mama.

El presente trabajo de tesis se divide de la siguiente manera.

En el Capítulo 1 se da una introducción al trabajo. Se habla de forma general sobre el cáncer de mama y cómo este afecta a la población femenina, el tratamiento empleado para combatirlo, para este trabajo es la radioterapia. También se habla de los materiales y el método empleado para la obtención de mediciones y resultados.

En el Capítulo 2 se aborda el estado del arte, donde se mencionan los trabajos e investigaciones relacionados con el tema de esta tesis. En el Capítulo 3 se presenta el marco teórico, donde se abordan distintos conceptos físicos, como el de radiación, interacción de radiación con la materia, efectos biológicos de la radiación, entre otros. Asimismo, se tienen conceptos particulares sobre el tratamiento de radioterapia, historia de los rayos X y termoluminiscencia, los cuales tienen la intención de poder aportar la información necesaria para el óptimo entendimiento del presente trabajo de tesis. En el Capítulo 4 se presentan los objetivos; se da a conocer el objetivo principal y los objetivos particulares. En el Capítulo 5 se describe el desarrollo experimental y la metodología que se siguió. Se da una descripción de los materiales y equipos empleados para poder realizar este trabajo. Además, se detallan los procedimientos de preparación de los dosímetros y la obtención de los datos.

En el Capítulo 6 tenemos las conclusiones y algunas sugerencias.

Capítulo 2

Estado del arte

En la actualidad, uno de los tratamientos más eficientes para combatir el cáncer de mama es la radioterapia mejorando la supervivencia de las pacientes. Cabe recalcar que la eficiencia de este tratamiento depende mayoritariamente de la precisión con la que se administra la dosis de radiación al área objetivo, minimizando la exposición a órganos sanos. es por ello que un correcto control dosimétrico es fundamental en la práctica clínica.

Bajo el contexto previo, se tienen los dosímetros termoluminiscentes (TLD), específicamente los TLD-100, fabricados a base de Fluoruro de Litio, dopados con Magnesio y Titanio (LiF:MgTi), se han caracterizado por su amplia capacidad de medir la dosis de radiación absorbida en tejidos y en campos que se encuentran fuera del área principal de irradiación, esto gracias a su alta sensibilidad. A partir de su uso se puede evaluar de forma más precisa la dosis de radiación impartida tanto en pacientes como en fantasmas diseñados para simular condiciones clínicas reales.

A su vez, el desarrollo de fantasmas representativos de la anatomía humana, ha facilitado la validación experimental de planes de tratamiento y la comparación entre diferentes técnicas radioterapéuticas, como la 3D-CRT y la radioterapia conformacional tridimensional (IMRT). Si bien estas técnicas mejoran la distribución de la dosis en la región de tratamiento, presentan variaciones en la dosis depositada en tejido circundante, por lo que refuerza la necesidad de realizar mediciones experimentales.

Este apartado muestra una revisión de dosímetros TLD-100, el uso de maniqués en radioterapia, así como análisis comparativos entre técnicas modernas de tratamiento.

2.0.1. Dosimetría con TLD-100

Los dosímetros termoluminiscentes (TL) se han posicionado en la actualidad como una de las herramientas más empleadas para dosimetría clínica debido a sus diversas características cumplen con los requisitos ideales para su uso en dosimetría clínica, específicamente para radiodiagnóstico y cuantificación de la dosis absorbida en tratamientos de radioterapia [4]. Esto resulta útil cuando se pretende verificar la distribución de la dosis más allá del volumen blanco.

Los TLD-100 destacan por sus pequeñas dimensiones, son reutilizables, tienen cercana equivalencia con el tejido humano, tiene bajo desvanecimiento de señal y alta sensibilidad [4]. Además, gracias a su pequeño tamaño es posible colocarlos en puntos anatómicos de difícil acceso, tanto en pacientes como en maniquís, lo que facilita la evaluación directa de la dosis absorbida.

Varios estudios se han dedicado a evaluar la respuesta de los TLD-100 en distintas condiciones clínicas, donde se encargan de reportar el comportamiento dosimétrico en esquemas hiperfraccionados e hipofraccionados, confirmando así su utilidad en altas dosis por fracción. En otros trabajos se realizó un análisis de distribución de la dosis fuera del campo de tratamiento para estimar la distribución de dosis a distancias de hasta 40 cm desde el borde del campo a lo largo de los ejes centrales del tamaño del campo de tratamiento. Además, analizaron la distribución de dosis fuera del campo de tratamiento en un maniquí de poliestireno, demostrando así la capacidad del TLD-100 para detectar dosis residuales lejos del volumen objetivo [4, 5].

2.0.2. Uso de fantomas en radioterapia

Asimismo, el uso de maniquís que son tejido equivalentes al tejido humano ha permitido validar de forma experimental los planes de tratamiento y estudiar la distribución de la dosis de radiación bajo condiciones controladas [6].

Para este tipo de estudios se han empleado maniquís de diferentes materiales. como los maniquís de poliestireno y materiales tejido equivalentes para validar la calidad de los maniquís a través de mediciones de dosis en una cámara de ionización y colocación de

dosímetros de termoluminiscencia en diferentes puntos dentro de los maniquís [6].

El empleo de maniquís permite la recreación de condiciones clínicas en un ambiente controlado, lo que facilita la comparación entre la dosis planificada y la dosis absorbida. Se han desarrollado maniquís mamarios con impresoras 3D, que permitían insertar dosímetros en partes específicas del maniquí. En los últimos años se ha incrementado el uso de maniquís impresos en 3D gracias a su capacidad de adaptación a diferentes condiciones clínicas [7].

Por otra parte, se ha diseñado un soporte impreso en 3D para evaluar la dosis en superficie de la piel durante procedimientos de radioterapia para cáncer de mama, empleando películas radiocrómicas (EBT3) y dosímetros TLD, obteniendo que la diferencia entre las dosis medidas fue menor al 5 % [8].

Hablando específicamente sobre el tratamiento para cáncer de mama, los maniquís brindan la posibilidad de estudiar la distribución de la dosis en zonas sensibles del cuerpo, por ejemplo en órganos y tejidos radiosensibles, por lo que son ampliamente utilizados para protocolos de control y planificación [6, 8]. Algunos diseños permiten la inserción de TLD-100 en ubicaciones estratégicas, facilitando la comparación entre la dosis planificada por el sistema de planificación y la realmente absorbida.

Los maniquís han permitido mejorar la precisión de los estudios dosimétricos, reducir incertidumbres y validar nuevas técnicas o dispositivos complementarios como escudos mamarios o sistemas de inmovilización.

2.0.3. Comparación de técnicas de radioterapia

Con el objetivo de mejorar la cobertura del tumor y minimizar la dosis en órganos sanos, se han desarrollado técnicas avanzadas de planificación y entrega de dosis, una de estas nuevas técnicas es la radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT), la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la terapia de arco volumétrico modulado (VMAT). Cada una de estas técnicas ofrece ventajas específicas, pero también presenta diferencias importantes en cuanto a la distribución de dosis fuera del campo principal.

Estudios recientes han comparado estas técnicas mediante la evaluación experimental en fantomas, utilizando TLD-100 para cuantificar la dosis absorbida en regiones fuera del volumen objetivo. Se ha comparado la dosis en piel de la mama en un maniquí simulado

con parafina, cera y poliestireno, entre terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) y técnica Fiel in field (FIF), encontrando diferencias significativas en la homogeneidad de la dosis y en la exposición cutánea. Para las mediciones de dosis emplearon dosímetros TLD-100 y OSLD. Obtuvieron que la dosis cutánea en el mismo lado irradiado fue casi idéntica en ambas técnicas, sin embargo, los valores obtenidos con dosímetros TLD presentaron hasta un 5 % superiores a los de OSLD. De forma similar, trabajos realizados con maniqués impresos en 3D han permitido analizar el comportamiento dosimétrico de estas técnicas en situaciones clínicas simuladas [8, 9].

Estos resultados refuerzan la necesidad de realizar estudios experimentales complementarios que verifiquen la dosis absorbida en puntos críticos, especialmente en técnicas que, aunque más conformadas, pueden aumentar la dosis integral en tejidos adyacentes debido a la complejidad del modulado de los haces.

Por otro lado, estudios recientes han comparado diversas técnicas de radioterapia en mama donde se midió la dosis cutánea utilizando TLD-100 en un fantoma, encontrando diferencias significativas entre técnicas como VMAT y field-in-field. También se ha expleado el dispositivo PERSBRA con un fantoma Rando y observaron que la elección de técnica influye considerablemente en la dosis superficial y la exposición de órganos cercanos [8, 9].

En conjunto, estos trabajos resaltan la importancia de emplear fantomas bien diseñados y dosímetros calibrados para validar los planes de tratamiento, especialmente en zonas sensibles como la mama y tejidos circundantes. Sin embargo, aún persisten desafíos relacionados con la exactitud de la dosimetría in vivo y la adaptación de técnicas a casos clínicos específicos. Esto motiva la realización de estudios experimentales como el presente, orientados a calibrar TLD-100 y verificar la distribución de dosis en fantomas bajo condiciones reales de tratamiento.

Capítulo 3

Marco teórico

3.1. Radiación

La radiación es la emisión y propagación de energía en el espacio a partir de partículas o grupos de partículas en movimiento. Asimismo, está la radiación electromagnética, que se propaga a través de ondas [10].

Dentro de la radiación electromagnética se encuentran los rayos X, los cuales son considerados como radiación ionizante y son perjudiciales para la salud del ser humano si se le expone sin supervisión y por periodos prolongados de tiempo. Sin embargo, tienen distintas aplicaciones, principalmente en el ámbito médico y son seguros cuando son administrados a bajas dosis y de forma controlada.

A partir del efecto que tiene la radiación al interactuar con la materia, se clasifica en radiación ionizante y no ionizante.

La radiación ionizante consiste en partículas, entre ellas los fotones, que tienen la capacidad de retirar un electrón orbital del átomo con el que interactúa. A este tipo de interacción se le conoce como ionización [11].

Además, la energía necesaria para provocar que un electrón sea arrancado del átomo del material con el que interactúa la radiación se encuentre entre los 4 y 25 eV [12].

Es importante recalcar que la radiación ionizante puede llegar a representar un riesgo para la salud de los seres humanos si es empleada de manera irresponsable, pues es capaz de dañar la estructura de la molécula del ADN, rompiendo los enlaces entre azúcares

encargados de unir los nucleótidos que conforman los puentes de hidrógeno del ADN [13].

3.2. Rayos X

3.2.1. Producción de rayos X

Un acelerador lineal o linnear accelerator (LINAC por sus siglas en inglés) produce rayos X de alta energía cuando los electrones chocan contra un blanco de metal pesado. Los LINAC aceleran los electrones hasta energías cinéticas que están entre los 4 y 25 *MeV* [14].

Los fundamentos de producción de rayos X en equipos empleados para diagnóstico y para radioterapia son casi los mismos. A diferencia de los equipos de radiodiagnóstico, con los equipos de radioterapia, los tiempos de irradiación son más largos. Dicho proceso da paso al diseño de un ánodo diferente, es decir, el ánodo no es giratorio y extrae el calor gracias a un circuito de refrigeración, además, el ánodo cuenta con una doble capucha, la primera capa es de cobre y la segunda de wolframio, está diseñado con estos materiales con el fin de evitar posibles problemas, ya que los electrones que llegan al ánodo tienen energías mayores a 200 keV, por lo que la capa de cobre intercepta los electrones secundarios producidos y la capa de wolframio absorbe la radiación de frenado que se produce en el cobre [15].

Para este trabajo se hizo uso de un LINAC marca Elekta, cuyas partes principales encargadas de generar el haz de rayos X son las siguientes:

1. Sistema generador de radiofrecuencias (RF): Por un magnetrón (origina energía de microondas de alta potencia) o por un klystron (amplifica la potencia de las RF). Ambos establecen campos electromagnéticos intensos, aceleran y desaceleran electrones en el vacío para producir las RF [15].
2. Sistema de inyección: Inyecta los electrones en la guía aceleradora. Recibe las microondas producidas en el sistema generador de radiofrecuencias, las cuales se encargan de acelerar los electrones [15].

3. Guía aceleradora: Formada por cavidades metálicas en las cuales hay vacío. Se encargan de distribuir energía de microondas entre cavidades adyacentes y suministrar un campo eléctrico adecuado para la aceleración de los electrones [15].
4. Sistema de desviación del haz: Conjunto de bobinas que generan los campos magnéticos encargados de transportar el haz de electrones acelerado, que va desde el final de la guía de ondas hasta la posición que ocupará el blanco de los rayos X [15].

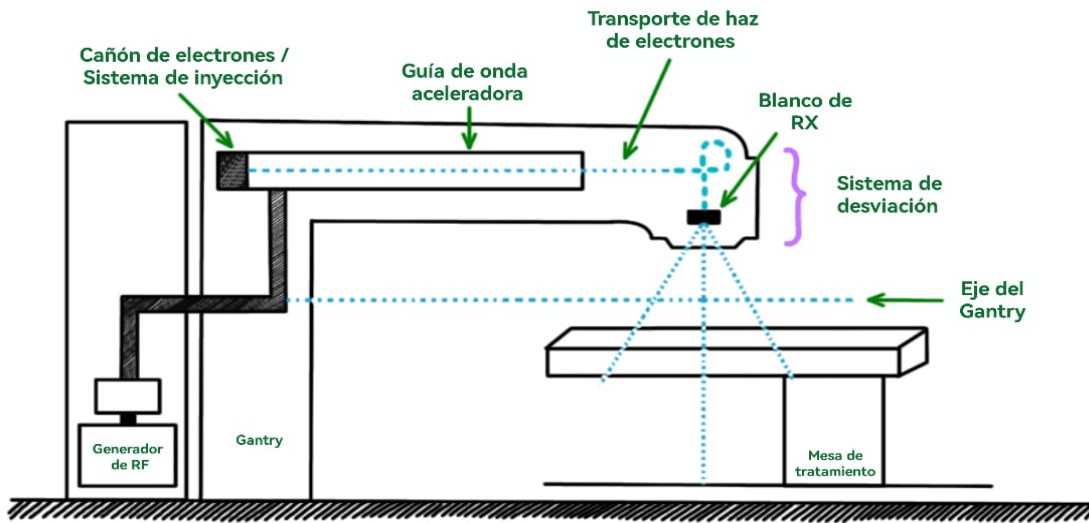


Figura 3.1: Principales componentes de un LINAC. Generador de RF: Se aceleran y des-aceleran electrones para producir RF. Sistema de inyección: Inyecta electrones en la guía aceleradora. Guía aceleradora: Encargada de distribuir energía para acelerar electrones. Sistema de desviación del haz: Genera campos magnéticos que transportan el haz de electrones.

En resumen, el sistema de inyección de electrones se encarga de inyectar los electrones en la sección de aceleración, donde también se encuentra la guía de ondas aceleradora. Las encargadas de acelerar los electrones son las microondas, producidas en el sistema generador de radiofrecuencias de alta potencia. Este último puede ser de dos tipos: un magnetrón encargado de originar energía de microondas de alta potencia, o un klystron que amplifica las radiofrecuencias generadas por un oscilador de baja potencia [15].

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética que tiene su origen a nivel de la órbita electrónica y son producidos por la desaceleración de electrones o por transiciones

electrónicas en los niveles de los átomos. Son un tipo de radiación ionizante, ya que, al interactuar con la materia ionizan sus átomos originando iones [16].

Existen dos diferentes mecanismos que producen rayos X: uno es por rayos X Bremsstrahlung y el otro es rayos X característicos. Dichos mecanismos serán descritos más adelante.

3.2.2. Rayos X por Bremsstrahlung

El proceso de bremsstrahlung o de frenado, es el resultado de una interacción electromagnética entre los electrones acelerados y el núcleo del blanco. Los rayos X bremsstrahlung se producen cuando un electrón proyectil es frenado por el campo eléctrico del núcleo de un átomo del blanco. En este tipo de interacción, la energía cinética del electrón proyectil también se convierte en energía electromagnética. Durante su trayectoria, el electrón proyectil evita los electrones orbitales del átomo del blanco y pasa cerca de este para notar su campo eléctrico. Como el electrón tiene carga negativa y el núcleo tiene carga positiva, existe una fuerza electrostática de atracción entre ellos. Cuando el electrón proyectil pasa cerca del núcleo, frena y cambia su trayectoria, provocando que su energía cinética sea menor y cambie su dirección, dicha pérdida de energía se convierte en rayos X [10].

La radiación de frenado produce una pérdida de energía del electrón, la cual tiene mayor importancia en estos que en otras partículas pesadas, pues los electrones son más influenciados por los núcleos atómicos que hay en su camino. Por lo que entre mayor sea la energía del electrón y mayor sea el número atómico de los núcleos atómicos, la radiación de frenado será más energética [17].

El proceso está ilustrado en la figura 3.2, se observa que el electrón con energía inicial E_i pasa a través del campo eléctrico del núcleo, produciendo un fotón de energía $E = hf$. La energía final E_f del electrón está determinada a partir de la conservación de la energía [18]:

$$E_f = E_i - hf \quad (3.1)$$

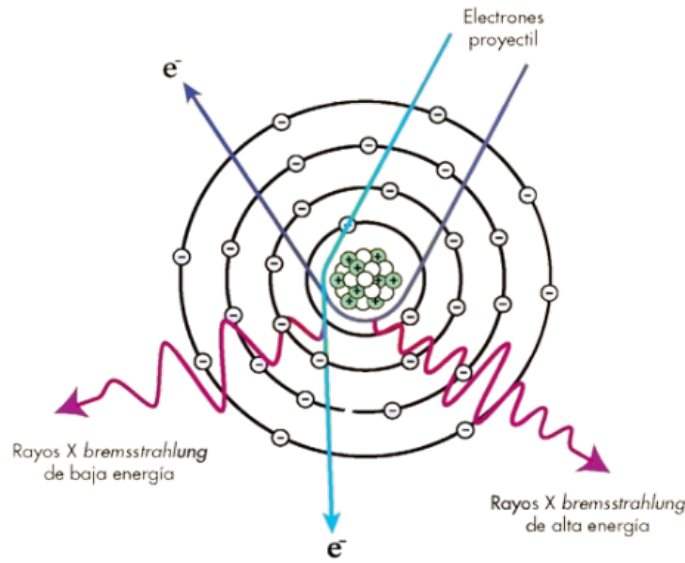


Figura 3.2: Los rayos X bremsstrahlung se producen al interactuar un electrón proyectil y un núcleo del blanco. El electrón frena y cambia su dirección [11].

3.2.3. Rayos X característicos

Los rayos X característicos son emitidos cuando un electrón de la capa externa ocupa una vacancia de la capa interna [11].

Los rayos X característicos se producen a partir de la interacción violenta que ioniza el átomo del blanco objetivo, arrancándole un electrón de la capa interna. Al arrancar el electrón se crea un hueco, creando un estado antinatural para el átomo del blanco, para corregirlo, un electrón de la capa externa ocupa el hueco. Esta transmisión de un electrón orbital de una capa externa a una capa interna da como resultado la emisión de rayos X [11].

El electrón incidente cuenta con una energía cinética E_i que dependerá del voltaje de aceleración (MeV en radioterapia), que después de ionizar al átomo tendrá una energía $E_i - \Delta E$, donde ΔE es la energía del electrón orbital, es decir, la energía necesaria para sacarlo del átomo.. Al momento de que el electrón ocupa el hueco se produce energía electromagnética. Al hacerlo, la diferencia de energía entre los dos niveles se libera en forma de un fotón, este proceso se conoce como radiación característica, es decir, que es característica de cada átomo [10]. Todo el proceso descrito anteriormente se ilustra en la

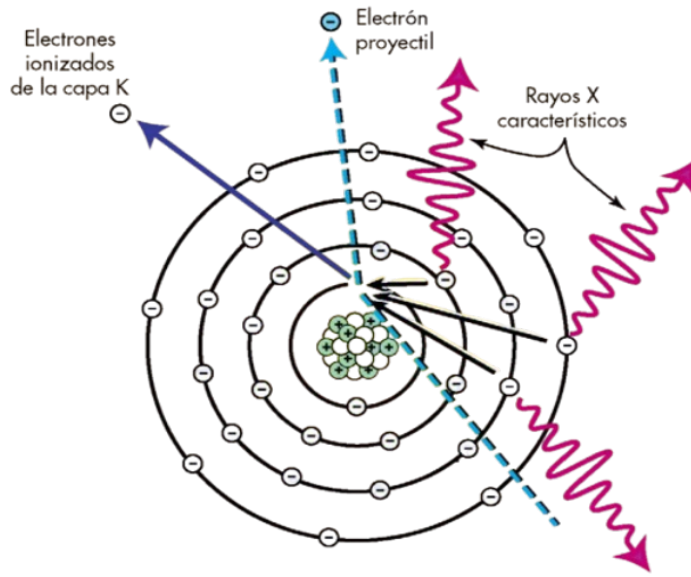


Figura 3.3: Los rayos X característicos son producidos al ionizar un electrón de la capa K. Se produce un rayo X cuando un electrón de la capa externa ocupa el lugar de la capa K [11].

figura 3.3.

3.3. Interacción de los rayos X con el fantoma ART

Durante su paso a través de la materia, la radiación ionizante transfiere parte de su energía a los electrones y núcleos atómicos del medio, mediante múltiples interacciones a lo largo de su trayectoria [19].

Los tipos de interacción de radiación con la materia relevantes para este trabajo son el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la creación de pares.

La importancia del efecto Compton, el efecto Fotoeléctrico y la creación de pares radica tanto en la energía del fotón $E = hf$ como en el número atómico Z del medio de absorción [12].

3.3.1. Efecto Compton

El efecto Compton es una colisión inelástica entre un fotón y un electrón libre (el electrón libre tiene una energía de enlace mucho menor que la energía del fotón incidente)

[20].

Si en una colisión entre un fotón y un electrón libre se requiere conservar el momento y la energía, resulta imposible que toda la energía del fotón se transfiera al electrón [20]. Como consecuencia se obtiene un fotón disperso que tendrá menor energía que el fotón inicial [21]. Este proceso se muestra en la figura 3.4.

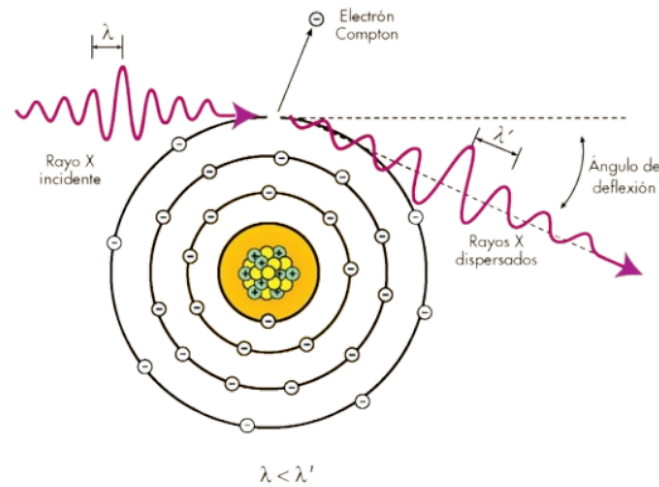


Figura 3.4: El efecto Compton se da en rayos X de energía moderada y los electrones de las capas externas [11].

La dispersión Compton es importante en la física de la salud porque el fotón de alta energía pierde una gran fracción de esta cuando es dispersado, en comparación de un fotón de baja energía, que pierde menos [20].

La probabilidad de que ocurra el efecto Compton en un rayo X disminuye al aumentar la energía de los rayos X de alta energía. Esta probabilidad no depende del número atómico del átomo implicado, es decir, la probabilidad del efecto Compton es inversamente proporcional a la energía del rayo X e independiente del número atómico [11].

3.3.2. Efecto Fotoeléctrico

Este tipo de interacción se presenta cuando un rayo X incidente es absorbido totalmente durante el proceso de ionización de un electrón de las capas internas. Además, el fotón incidente desaparece y el electrón de la capa mas cercana al núcleo, denominado ahora "fotoelectrón", es expulsado del átomo [11].

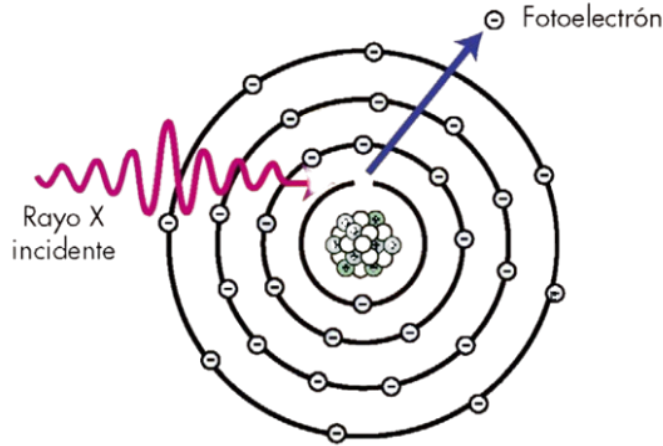


Figura 3.5: El efecto fotoeléctrico se produce cuando un fotón incidente es absorbido durante la ionización de un electrón de las capas internas [11].

En otras palabras, el efecto fotoeléctrico es la interacción que se da entre un fotón y un electrón fuertemente ligado, cuya energía de unión es menor o igual a la energía del fotón, es decir, se obtiene una ionización de la materia, donde el electrón liberado, ahora llamado "fotoelectrón", tiene una energía cinética dada por [21]:

$$E_{pe} = hf - \phi \quad (3.2)$$

Donde E_{pe} es la energía cinética del fotoelectrón, h es la constante de Planck, f es la frecuencia del fotón y ϕ es la energía de unión [20].

3.3.3. Producción de pares

La producción de pares se presenta cuando la energía de los fotones es mayor o igual a 1.02 MeV [11].

La producción de pares es un proceso donde al desaparecer un fotón, da paso al nacimiento de un electrón y un positrón [12].

La probabilidad de producción de pares caracterizada por la sección transversal, de que ocurra la producción de pares es aproximadamente proporcional a $Z^2 + Z$ y se vuelve más importante conforme el número atómico del material absorbente aumenta [20]. En general,

la sección transversal aumenta con la energía del fotón [22].

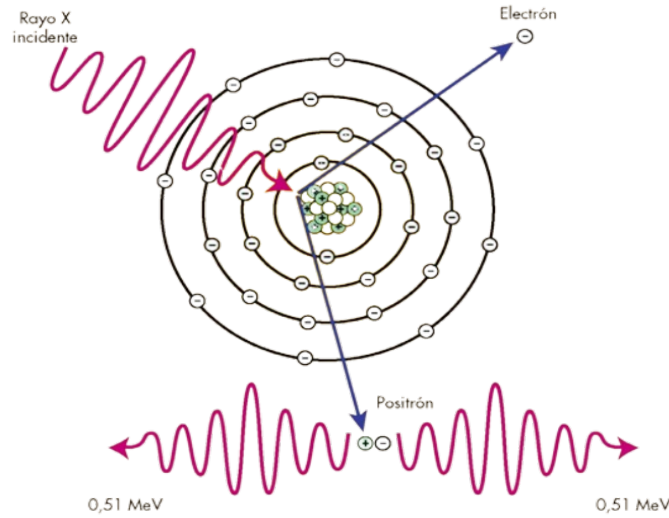


Figura 3.6: La producción de pares se presenta cuando los rayos X con energía superior a 1.02 MeV interacciona con el campo de fuerza nuclear y se crean dos electrones con cargas eléctricas opuestas [11].

Después de la producción del par, el positrón y el electrón son proyectados hacia adelante y cada uno pierde su energía ya sea por excitación, ionización o por bremsstrahlung. Luego cuando el positrón ha gastado toda su energía cinética e interacciona con un electrón, se aniquilan, generando radiación de aniquilación [20]. Finalmente, la masa en reposo vuelve a la energía pura en forma de dos rayos gamma de 0.511 MeV que estarán dirigidos en dirección opuesta. Por lo tanto, el proceso de creación de pares se relaciona con la creación y destrucción de la materia [22].

3.3.4. Radiación dispersa

Existe una relación entre el efecto Compton y la radiación dispersa generada a partir del tratamiento de radioterapia.

En la Figura 3.7 de importancia relativa o probabilidad de ocurrencia entre los procesos de interacción del fotón (efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares) es indispensable para comprender el origen de la radiación dispersa encargada de depositar cierta cantidad de dosis en regiones alejadas del órgano de interés en un plan de tratamiento de radioterapia para cáncer de mama.

En radioterapia con fotones de megavoltaje (MV), las energías empleadas van de 6-18 MV, situando a la dispersión Compton como el mecanismo dominante. Lo cual es relevante por los siguientes motivos [23]:

1. La dispersión Compton genera la mayor cantidad de fotones dispersos.

En el efecto Compton, el fotón incidente interactúa con un electrón libre, transfiriendo parte de su energía y cambiando su dirección [20]. Ese cambio de dirección produce fotones secundarios dispersos que tienen la capacidad de viajar fuera de la región de tratamiento y depositar dosis en estructuras que no son el blanco de tratamiento, como cristalinos, tiroides, piel fuera del haz, órganos situados en el abdomen, la mama contralateral, etc. A diferencia del efecto fotoeléctrico (donde se absorbe completamente el fotón) y la producción de pares (que domina a partir de 10 MeV), el efecto Compton es el proceso que más contribuye a la dosis dispersa que resulta de relevancia clínica.

2. Permite predecir el tipo de dispersión predominante según el tejido y la energía. La importancia relativa muestra cómo la probabilidad de cada proceso cambia con la energía del haz y con el número atómico (Z) del material.

- a) Efecto fotoeléctrico: dominante en bajas energías (KeV), proporcional a $\frac{Z^3}{E^3}$. [11].

En megavoltaje su contribución es mínima, por lo que no genera dispersión y tampoco aporta a la dosis periférica.

- b) Efecto Compton: es casi independiente de Z y dominante entre 0.1-10 MeV.

Aquí ocurre la máxima producción de fotones dispersos en tejidos blandos.

- c) Producción de pares: comienza a ser relevante a partir de >1.02 MeV. Contribuye a electrones secundarios pero menos relevante en la dispersión periférica comparado con el efecto Compton [24].

Esto permite entender por qué el tratamiento de mama izquierda, en este caso, genera dispersión significativa hacia cristalinos, tiroides, región tiroidea y región abdominal.

3. Explica por qué existe dosis en regiones fuera del volumen planificado.

El mapa de importancia relativa muestra que la física del haz garantiza que una fracción de los fotones interactuará vía Compton, lo cual implica que:

- a) Propagación angular amplia de fotones dispersos, aparición de penumbra y radiación fuera del campo (out-field-dose).
- b) Contribución a la dosis integral del paciente.
- c) Aparición de riesgo de generar un cáncer secundario debido a la radiación dispersa.

En un plan de tratamiento de radioterapia para cáncer de mama, la mayor cantidad de segmentos o campos aumenta el volumen de irradiación de baja dosis y la comprensión de la importancia relativa de los procesos es la base para entender ese comportamiento.

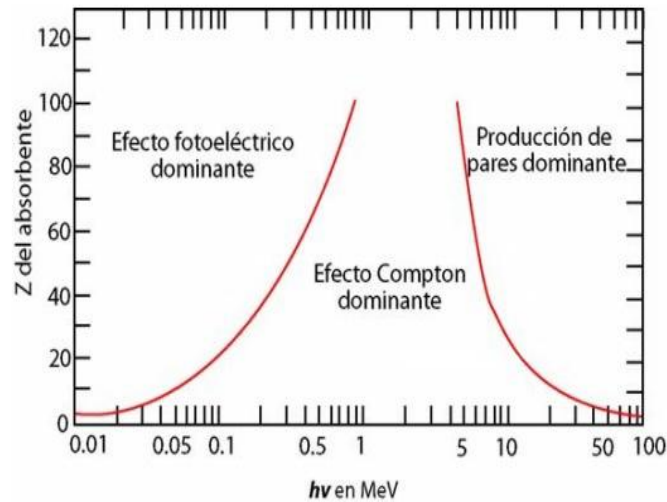


Figura 3.7: La producción de pares se presenta cuando los rayos X con energía superior a 1.02 MeV interacciona con el campo de fuerza nuclear y se crean dos electrones con cargas eléctricas opuestas [24].

3.4. Unidades y magnitudes

Durante los inicios de la radiología no existían unidades precisas para medir las dosis de radiación tanto para protección radiológica como para radioterapia. De hecho, para protección radiológica los primeros dosímetros eran unas piezas de películas dentales con

un clip. Una dosis diaria que fuera capaz de producir una sombra sobre la película se le denominó “unidad de clip de papel”, la cual se empezó a considerar como la dosis máxima permisible. Por otro lado, para dosis mayores y para propósitos de radioterapia se empleaba la “unidad de eritema de la piel” [20].

Debido a la gran dependencia de energía, además de otras deficiencias, estas unidades no resultaban útiles para el estudio de los efectos de la radiación ni para seguridad radiológica [20].

3.4.1. Dosis absorbida

La energía transmitida por radiación ionizante por unidad de masa de material irradiado se conoce como “dosis absorbida” y se representa con D . Su unidad corresponde a $1 \frac{J}{kg}$, se llama Gray, es decir, $1Gy = 1 \frac{J}{kg}$ [25].

El Sistema Internacional de Unidades (SI) denominó al Coulomb por kilogramo como la unidad de exposición, sin embargo, la unidad especial es el Röntgen: $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$ [10].

3.4.2. Dosis equivalente en órgano o tejido

Cuando el medio irradiado resulta ser un órgano o un tejido biológico T , la dosis absorbida se representa por D_T o D_{TR} . [25].

Su unidad de medida es el Sievert (Sv), es decir, $Sv = 1J/kg$ [25].

3.5. Efectos biológicos de la radiación

Es sabido que los tejidos de los seres vivos son muy sensibles a las radiaciones ionizantes, las cuales producen alteraciones a nivel genético o en tejidos. Particularmente, los enlaces químicos de la molécula del ADN sufren alteraciones en esta molécula, que traen como consecuencia mutaciones o padecimientos que resultan nocivos para la salud [26].

Sin embargo, la acción de la radiación en las células no solo se limita al ADN, ya que también se pueden ver afectadas las moléculas del ácido ribonucleico (ARN), las proteínas,

los carbohidratos y los lípidos, provocando rotura de enlaces. En el caso de los carbohidratos y los lípidos, se pueden producir efectos transitorios porque se resintetizan de manera inmediata. Por otro lado, los efectos en el ADN son mucho más importantes, pues pueden producirse [27]:

1. Roturas de la cadena.
2. Alteración o destrucción de las bases.
3. Alteración o destrucción de los azúcares.
4. Lesiones múltiples o locales en la molécula.

Los efectos biológicos se pueden clasificar de acuerdo al lugar afectado, resultando en efectos somáticos o efectos genéticos. Según el tiempo de exposición, dividiéndose en efectos inmediatos y en efectos tardíos. Finalmente están los efectos que dependen de la probabilidad que se dividen en efectos estocásticos y efectos deterministas. Estos últimos serán descritos a detalle en la siguiente sección [25].

	Efectos estocásticos	Efectos deterministas
Mecanismo	Lesión subletal (una o pocas células)	Lesión letal (muchas células)
Naturaleza	Somática o hereditaria	Somática
Gravedad	Independiente de dosis	Dependiente de dosis
Dosis umbral	No	Sí
Relación Dosis-Efecto	Lineal-cuadrática; Lineal	Lineal
Aparición	Tardía	Inmediata o tardía

Tabla 3.1: Principales características de los efectos estocásticos y deterministas [28].

3.5.1. Efectos estocásticos

Los efectos estocásticos se producen cuando después de la irradiación, la célula no muere, pero sufre una modificación en el ADN. Estos efectos se dan después de exposición

a dosis bajas de radiación y la probabilidad de que ocurran aumenta al aumentar la dosis de radiación recibida, mientras que la gravedad es independiente de la dosis [28].

Existen dos tipos de efectos estocásticos conocidos. Por un lado se tienen los efectos somáticos, que se producen cuando la célula que ha sido alterada por la radiación es una célula somática, que después de un tiempo sufrirá mutaciones que pueden convertirse en tumores de carácter benigno o maligno [25].

Los efectos estocásticos aparecen después de unos cuantos años de latencia. El periodo de latencia más corto es el de la leucemia. Mientras que los efectos hereditarios puede que no aparezcan hasta que hayan pasado varias generaciones [25].

3.5.2. Efectos deterministas

Como requisito fundamental para que se de lugar a un efecto determinista, debe haber ocurrido la muerte de un número considerable de células. Como este número de células resulta afectada en relación con la dosis y la gravedad es proporcional a la dosis recibida [28].

La mayoría de los efectos deterministas aparecen de manera inmediata después de la exposición y para describirlos se emplea la magnitud dosimétrica conocida como dosis absorbida, que es la energía absorbida por unidad de masa. Su unidad es el Gray [28].

En la tabla 3.2 se enlistan los principales efectos deterministas que ocurren en diferentes órganos y tejidos tras una exposición aguda baja, y los efectos deterministas severos [28].

Tejido	Efecto	Dosis que producen efectos severos (Gy)
Sistema hematopoyético	Infecciones Hemorragias	2.0
Sistema Inmune	Inmunosupresión	1.0
Sistema gastrointestinal	Infección sistémica Deshidratación Desnutrición	5.0
Piel	Escamación	10.0
Testículo	Esterilidad	3.0
Ovario	Esterilidad	3.0
Pulmón	Neumonía	10.0
Cristalino	Cataratas	5.0
Tiroides	Deficiencias metabólicas	10.0
Sistema nervioso central	Encefalopatías y mielopatías	30.0

Tabla 3.2: Efectos biológicos de la radiación en diferentes tejidos del cuerpo humano [28].

3.5.3. Modelo lineal sin umbral

El modelo lineal sin umbral (LNT) es empleado para estimar los riesgos biológicos de la radiación ionizante. Se basa en las respuestas biológicas a altas dosis y tasa de radiación, donde a mayor dosis y tasa de dosis hay mayor respuesta biológica y viceversa [29].

El LNT indica que a cualquier dosis de radiación sin importar qué tan baja sea, se incrementa el riesgo de desarrollar un segundo cáncer. A partir de los límites establecidos comienzan a ocurrir ciertas consecuencias y conforme la dosis aumenta los riesgos son más marcados, sin embargo, en la literatura no está claro qué ocurre por debajo de las dosis ya establecidas, por eso se extrapola la línea de tendencia a efectos de la gráfica y es ahí donde se producen los efectos estocásticos.

Este modelo es importante porque ayuda a evidenciar que a pesar de que haya dosis por debajo del umbral no significa que no vayan a ocurrir efectos, aunque la dosis sea muy baja sí existen efectos de la radiación [30].

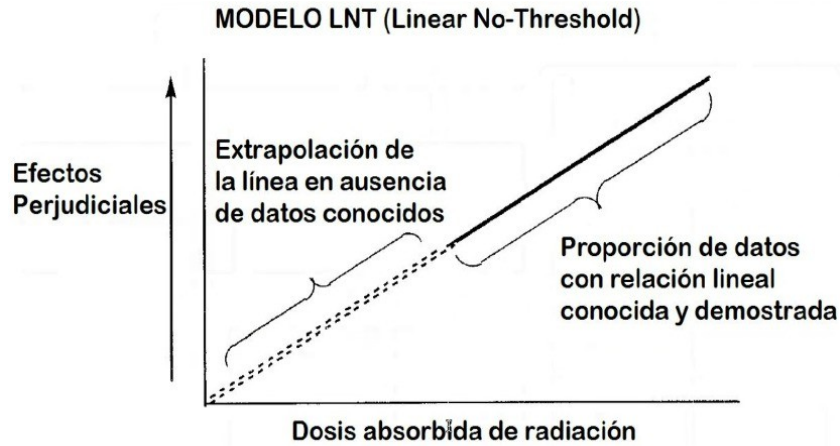


Figura 3.8: El Modelo lineal sin umbral indica que cualquier cantidad de radiación, por pequeña que sea es potencialmente dañina, incluso a niveles bajos [30].

3.6. Dosimetría de radiación

La dosimetría de radiación tiene su origen en la aplicación médica de radiación ionizante.

Es una técnica que se emplea para medir la exposición a la radiación ionizante y es la encargada de medir la dosis de absorción de los tejidos irradiados [31].

Tratándose de radioterapia, consiste en el cálculo de las dosis de radiación absorbidas por los tejidos y materia después de ser irradiados. Dichas mediciones se realizan gracias a un dosímetro, el cual permite estudiar la cantidad adecuada de radiación a la que debe someterse cada paciente [31].

Para poder detectar y darle un seguimiento apropiado a los rayos X en un campo determinado existen dispositivos encargados de detectar la cantidad de radiación presente en un medio. Estos dispositivos se conocen como detectores de radiación.

Los detectores de radiaciones ionizantes pueden clasificarse en detectores "inmediatos" o "retardados", ya sea que la información dada se presente de forma instantánea o tiempo posterior a la detección. También pueden clasificarse por ionización o por excitación de acuerdo al tipo de fenómeno físico involucrado al momento de convertir la energía en una señal [32].

3.6.1. Detectores gaseosos

Los detectores gaseosos están constituidos por un recinto que contiene un gas sometido a un campo eléctrico que es sometido a un campo eléctrico, el cual es producido por una diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo. Cuando el detector se expone a un campo de radiación, la interacción de las partículas ionizantes con el gas que se encuentra en el recinto hace que se generen pares de iones, los cuales debido al campo eléctrico se aceleran en sus direcciones correspondientes, generando así una corriente que produce una señal eléctrica [32].

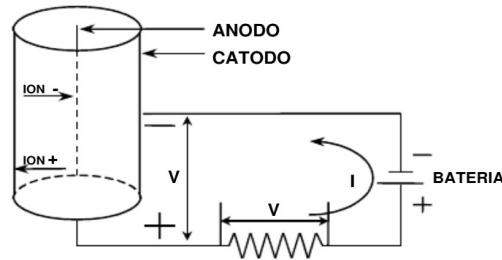


Figura 3.9: Detector de gas [32].

Estos detectores se clasifican de acuerdo a su región o zona de operación:

- Cámara de ionización
- Contador proporcional
- Contador Geiger-Müller

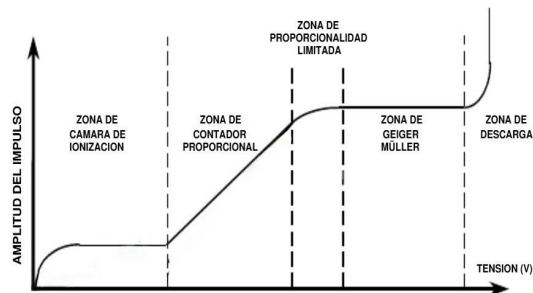


Figura 3.10: Amplitud de impulso vs tensión [32].

3.6.2. Detectores de centelleo

Los detectores de centelleo es un dispositivo electrónico que registra pulsos de corriente en un tubo fotomultiplicador, donde la magnitud del pulso es proporcional al número de fotones generado por una partícula [26].

3.6.3. Detectores termoluminiscentes

Para este trabajo, los detectores empleados fueron de este tipo, los cuales son detectores pasivos que ayudan a determinar la dosis de radiación a través de fenómenos de luminiscencia.

La dosimetría por termoluminiscencia se basa en la capacidad de ciertos sólidos para absorber y almacenar la energía proveniente de la radiación ionizante. Al ser calentados, emiten energía acumulada en forma de radiación electromagnética, que principalmente se encuentra en la longitud del espectro visible. La luz que es emitida después de calentarse el material, es detectada y correlacionada con la dosis absorbida por el material termoluminiscente [33].

Los cristales de un dosímetro termoluminiscente no presentan un cambio en su estructura después de ser expuestos a radiación ionizante, el estado post-irradiado se mantiene latente hasta que los dosímetros son calentados. Después de calentarse, la energía almacenada se libera en forma de luz, que puede medirse y así relacionarla con la exposición a la dosis de radiación recibida [34].

En general, los dosímetros termoluminiscentes retienen por buen tiempo (pueden pasar años) la información captada en condiciones normales. Sin embargo, con el paso del tiempo, la información retenida se va perdiendo. El tipo de dosímetros de interés en este trabajo son los de Fluoruro de Litio dopado con magnesio y titanio, cuya sensibilidad es del orden de 0.2 mGy. Además, su desvanecimiento o fading es despreciable a temperaturas ambientales porque los electrones atrapados en las trampas no cuentan con la energía térmica suficiente para liberarse en ese entorno [26].

3.7. Mecanismos de TL

La termoluminiscencia (TL) está basada en la liberación de energía en forma de luz cuando un material ha sido previamente calentado después de haberlo expuesto a radiación ionizante.

El fenómeno de la luminiscencia térmicamente estimulada, también conocida como termoluminiscencia, viene a ser la emisión de luz de un material al ser calentado después de ser irradiado [32].

El fenómeno de termoluminiscencia puede ser explicado a partir de la teoría de bandas energéticas de un semiconductor (figura 3.11), el cual tiene en cuenta la existencia de tres principales elementos, los cuales son los centros de recombinación (RC), entes móviles (EM) o portadores de carga (PC) y las trampas (T). Esta teoría propone la existencia de estados de energía excitada en la banda prohibida (BP) que fungen como las trampas o centros de recombinación. Como la radiación ionizante es capaz de crear entes móviles, es decir, electrones y huecos, los electrones son libres de viajar de la banda de valencia (BV) hacia la banda de conducción (BC). Por otro lado, los huecos quedan en la banda prohibida o gap [33].

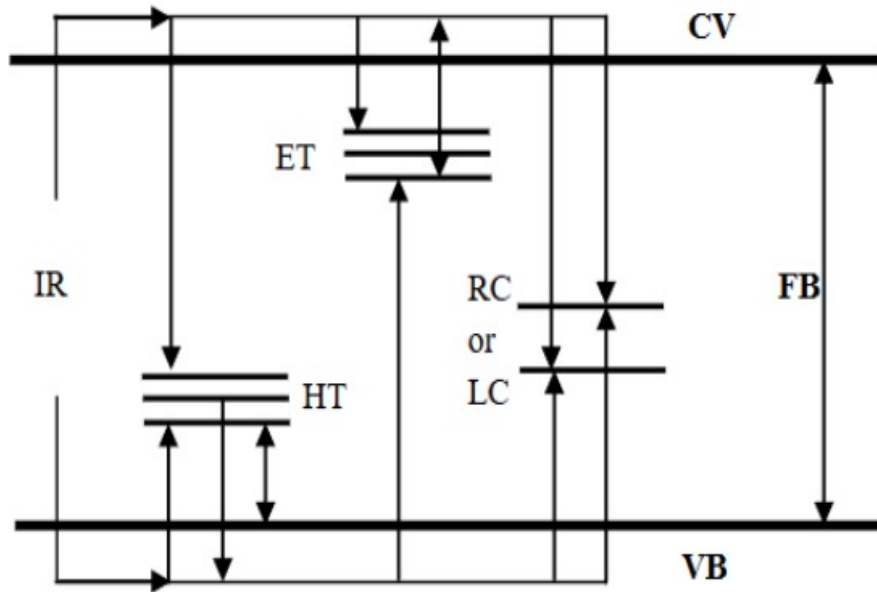


Figura 3.11: Mecanismo del proceso de termoluminiscencia en un semiconductor [33].

Dichos portadores de carga van viajando en la red cristalina hasta quedar atrapados

en las trampas (también conocidas como estados metaestables) o volver a caer en la banda de valencia. Durante el calentamiento del material, los electrones atrapados en los estados de energía metaestable se les proporciona la suficiente energía térmica para escapar de la trampa a la banda de conducción. Luego caen en la banda de valencia y se recombinan radiativamente emitiendo luz visible [33].

En la figura 3.12 se puede observar la dependencia de la probabilidad de liberación que aumenta al aumentar la temperatura y las cargas atrapadas disminuyen. Asimismo, se observa que para una temperatura dada se tiene un pico en la intensidad de luminiscencia [32].

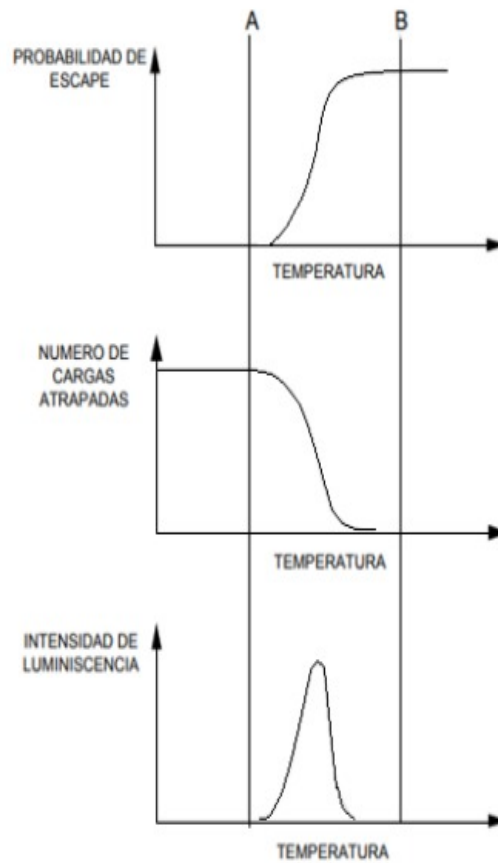


Figura 3.12: Probabilidad de escape, número de cargas atrapadas, intensidad de luminiscencia vs temperatura [32].

Para la dosimetría de radiación, un cristal termoluminiscente tendrá el funcionamiento de un detector integrado pasivo, ya que los electrones y huecos atrapados dependen de su

exposición a la radiación.

3.7.1. Lector TL

Un lector termoluminiscente es un instrumento encargado de medir dosis de radiación ionizante recibida por un dosímetro previamente irradiado con radiación ionizante. Su funcionamiento está basado en las propiedades de ciertos materiales de almacenar energía y emitirla en forma de luz.

Cuando los lectores calientan el dosímetro TL se produce una respuesta termoluminiscente, la cual indica la dosis de radiación absorbida [35].

La función principal de los lectores TL es la lectura de la dosis de radiación acumulada en un dosímetro TLD después de haber sido expuesto a radiación ionizante [35].

3.8. Radioterapia

3.8.1. ¿Qué es el cáncer de mama?

El cáncer es un término empleado para referirse a un amplio número de enfermedades con características en común, con la capacidad de afectar a cualquier parte del cuerpo. Sin embargo, a pesar de compartir ciertas características biológicas tales como el comportamiento de las células cancerosas y su comportamiento, su evolución, pronóstico y tratamiento van a variar dependiendo del tipo del que se trate [36].

Entre los distintos tipos de cáncer, uno de los más comunes es el cáncer de mama, pues es el que afecta mayoritariamente a las mujeres y destaca por su alta incidencia.

El cáncer de mama surge en las células de revestimiento de los conductos del tejido glandular de la mama. Cuando el cáncer solo se encuentra en el conducto, no causa problemas, sin embargo, este puede extenderse, invadiendo el tejido circundante hasta alcanzar los ganglios linfáticos locales y otros órganos [37].

Usualmente se presenta como una masa indolora en la mama, engrosamiento de la mama, alteración en el tamaño, la forma o la apariencia de la mama, enrojecimiento de la piel, hoyuelos, cambio en la apariencia de la piel y de la piel circundante, secreción anormal del

pezón. Para el caso de cánceres avanzados, la piel puede erosionarse y propagarse hacia otras partes del cuerpo, trayendo consigo, síntomas adicionales [37].

Este padecimiento, como la mayoría de las patologías oncológicas, tiene un origen multifactorial, entre los cuales se encuentran: la exposición a la radiación, edad mayor a 50 años, sexo femenino, alto consumo de lípidos, consumo de alcohol, sedentarismo, menarca temprana y la menopausia tardía, antecedentes de haber padecido esta enfermedad y tabaquismo [38].

3.8.2. Estadísticas

El cáncer de mama es el tipo de cáncer más frecuente en pacientes mujeres, así como la causa de muerte más común por cáncer en mujeres en todo el mundo [37].

De acuerdo con la Organización Panamericana de la Salud, los casos registrados en el continente americano representaron casi una cuarta parte de los nuevos casos de cáncer de mama registrados a nivel global en el año 2022 [37].

A nivel mundial, el cáncer de mama es el tumor maligno más frecuente y con mayor mortalidad en mujeres. Específicamente en México, se encuentra en el segundo lugar tanto en incidencia como en mortalidad, el padecimiento que lo supera, es el cáncer de próstata [39].

De acuerdo con la consulta de Oncología en el Instituto Nacional de Perinatología (INPer) y con el trabajo de la doctora Sánchez Ramírez, integrante del grupo médico encargado de la detección y tratamiento de esta enfermedad; demuestra que la moda de la edad de las pacientes con esta enfermedad fue de 35 años y que el síntoma más presentaron fue el dolor (46.3 %). Los resultados presentados son alarmantes porque no se debe dejar de sospechar de un posible cáncer de mama en mujeres menores de 40 años [39].

En nuestro país, el registro de cáncer de mama se encuentra frecuentemente en el grupo de 50-59 años. Sin embargo, desde el 2012, el Instituto Nacional de Cancerología (INCan), reconoció el incremento de ingresos de pacientes con cáncer de mama menores de 40 años [38].

La diferencia demográfica registrada en las estadísticas sobre diagnósticos de cáncer de mama hasta el 2021, entre el norte y sur del país es evidente. Esta diferencia puede

deberse a los hábitos de vida y a la contaminación ambiental debido a la industrialización. Asimismo, se debe tomar en cuenta que al sur del país el acceso a servicios de salud es limitado, obstaculizando la detección de este padecimiento [38].

3.8.3. Tipos de tratamientos contra el cáncer

Una vez que se cuenta con el diagnóstico de que la paciente efectivamente padece de cáncer de mama, el equipo de atención ayudará a determinar un plan de tratamiento, dentro del cual existen varias opciones, ya que existen diferentes tipos de tratamiento. Para determinar el tratamiento se toman en cuenta diversos factores, como el grado del cáncer, el estado general de salud de la paciente y lo que ella prefiera [40].

Frecuentemente, el tratamiento inicial para los pacientes implica la eliminación del tumor a través de una tumorectomía o, en algunos casos, la extirpación de la mama completa a través de una mastectomía. Aunque algunos médicos recomiendan la quimioterapia para reducir el tamaño del tumor antes de operar [41].

Entre los tipos de tratamiento que existen para combatir esta enfermedad se encuentran la cirugía, quimioterapia, terapia con hormonas, terapia dirigida, inmunoterapia, radioterapia [40]

3.8.4. Tratamiento 3D-CRT

Existen dos tipos de radioterapia, de haz interno y de haz externo.

La radioterapia interna es un tipo de tratamiento que consiste en poner una fuente de radiación dentro del cuerpo del paciente. Esta fuente puede ser líquida o sólida [42].

Por otro lado, está la radioterapia externa, que es la cual se empleó para este trabajo y es en la cual se hará más incapié.

Cuando el tratamiento es de radioterapia externa, la fuente de radiación se encuentra alejada del paciente y se utilizan haces de rayos X de alta energía con gran capacidad de penetración del tejido [43]. Este tipo de tratamiento es local, por lo que solo se enfoca en una parte específica del cuerpo del paciente sin tocarlo.

La radioterapia emplea dosis precisas de radiación ionizante para producirle daño al

ADN de las células cancerosas y así evitar su reproducción. Ayuda a la reducción del tamaño del tumor y, en algunos casos, a que desaparezca por completo. Generalmente se emplea de manera individual o en combinación con otros tratamientos [44].

Como la radioterapia se encarga de dañar el material genético de las células tanto buenas como malas, trae consigo consecuencias para ambas. Para el caso de las células cancerosas, controla su crecimiento y división, mientras que para las células sanas, a pesar de que también resultan dañadas, estas pueden regenerarse con mayor facilidad. El objetivo principal de la radioterapia es dañar la menor cantidad posible de células sanas mientras trata el cáncer [45].

Hace algunas décadas, específicamente entre los años 1980 y 1990 ocurrió un cambio importante en los tratamientos de radioterapia, pues con la implementación de las computadoras y distintas herramientas informáticas fue posible el intercambio de imágenes de carácter médico de manera digital y a su vez, el desarrollo de planificación de tratamientos de radioterapia. Este suceso dio paso de la radioterapia 2D que se basaba en imágenes radiológicas, a una terapia 3D, que se basa en imágenes volumétricas obtenidas por tomografía computarizada [46].

La radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT) es un procedimiento que ayuda a crear un plan de tratamiento que tiene como objetivo el tumor, mientras se protegen los tejidos circundantes sanos de la radiación ionizante [47].

A pesar de que la 3D-CRT tiene como objetivo una óptima distribución de la dosis de radiación, existen varios obstáculos que impiden alcanzar dicho objetivo. El principal limitante es determinar la extensión del tumor, ya que a pesar de los avances en imagenología, es difícil distinguir el volumen clínico del objetivo (CTV), por lo que, dependiendo de qué tan invasiva sea la enfermedad, lo que se muestra en la imagen no suele ser el CTV, sino el volumen bruto del tumor (GTV). Entonces, si el CTV dibujado en las secciones transversales de las imágenes no incluyen la propagación microscópica de la enfermedad, la 3D-CRT deja de ser conformada y pierde su objetivo. Además, si alguna parte del tejido enfermo no recibe radiación o recibe una dosis insuficiente, el tratamiento resultará en un rotundo fracaso incluso si se realizó un buen plan de tratamiento [10].

La 3D-CRT es adecuada para tumores simples, ya que los haces de rayos X empleados en

este tratamiento siguen líneas rectas que carecen la capacidad de curvarse para adaptarse a formas complejas [48].

Con los conceptos descritos en el marco teórico y los trabajos presentados en el capítulo 3 se establece la hipótesis siguiente: la dosis de radiación no se concentra en un punto específico, sino que hay radiación dispersa que llega a órganos específicos, los cuales reciben dosis significativa, también será posible observar que la respuesta termoluminiscente de los TLD-100 es linealmente proporcional a la dosis absorbida.

Capítulo 4

Objetivos

Objetivo general

- Determinar la dosis de radiación dispersa en tratamientos de radioterapia para cáncer de mama utilizando un fantoma femenino RANDO variante ART.

Objetivos particulares

- Homogenizar un lote de 110 dosímetros TLD-100 en condiciones de referencia.
- Determinar la curva de calibración en superficie.
- Diseñar un arreglo de la región de irradiación para la colocación de los dosímetros TLD-100.
- Exponer los dosímetros a procedimientos de cáncer de mama en radioterapia.
- Realizar un análisis estadístico de las respuestas termoluminiscentes de los TLD-100.
- Estimar la dosis de radiación absorbida en el tratamiento de cáncer de mama.
- Analizar los datos obtenidos en la dosimetría.

Capítulo 5

Desarrollo experimental

En este capítulo se describen los materiales y equipos empleados para llevar a cabo este trabajo de tesis. También se describirán los procesos necesarios, tales como el tratamiento térmico de borrado aplicado a los dosímetros, la homogenización y calibración de los dosímetros, hallar la curva de calibración en condiciones de referencia, la realización de un análisis estadístico para la determinación de los dosímetros más aptos, el diseño de un arreglo de la región de irradiación, la exposición de los dosímetros en el procedimiento de cáncer de mama en radioterapia y finalmente la lectura de la respuesta termoluminiscente de los dosímetros. Todos estos procedimientos fueron necesarios para llevar un orden correcto para la realización de este trabajo de tesis.

5.1. Materiales

1. Cinta adhesiva: para fijar las cápsulas al fantoma.
2. Cápsulas vacías: para colocar dentro los dosímetros TLD-100 y posteriormente ser colocadas en el fantoma.
3. Caja petri: para colocar los dosímetros TLD-100 y así introducirlos en la mufia para someterlos al tratamiento térmico de borrado.
4. Pinzas: empleadas para manipular los dosímetros TLD-100.

5. Acrílico de 11×11 cm: para colocar y transportar dentro de este los dosímetros.
6. Dosímetros de LiF: Mg, Ti (TLD-100). Figura 5.1: dosímetros TLD- empleados para la medición de la dosis de radiación absorbida durante tratamientos de radioterapia para cáncer de mama.

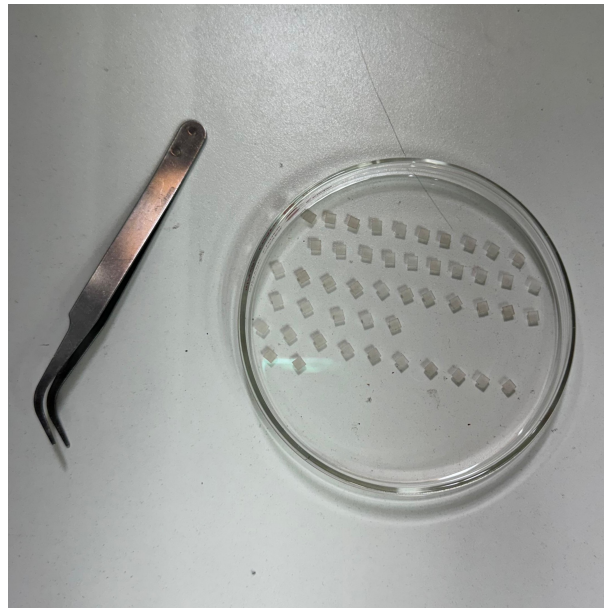


Figura 5.1: Dosímetros TLD-100 empleados para medir la dosis de radiación dispersa en los tratamientos de radioterapia para cáncer de mama.

5.2. Equipo

1. Equipo de lectura Harshaw 3500 [49].

El lector Harshaw 3500 (Figura 5.2) fue utilizado para la lectura de la respuesta termoluminiscente de los dosímetros TLD-100. En la tabla 5.1 se muestran las especificaciones del equipo:

Marca	Modelo	No. de serie
Thermo scientific	Harshaw 3500	1406910

Tabla 5.1: Especificaciones del Harshaw 3500.



Figura 5.2: Equipo de lectura HARSHAW 3500 para medir la respuesta termoluminiscente de los dosímetros TLD-100.

Este equipo fue empleado para la lectura individual de los dosímetros, ya que incluye un cajón para colocar unicamente un solo dosímetro TLD. También cuenta con un sistema lineal de calentamiento y un tubo fotomultiplicador de enfriado, con componenetes electrónicos para medir la salida de luz TL. El equipo trabaja en conjunto con el sistema operativo Thermo Scientific TM WinREMS TM, el cual se ejecuta en una computadora independiente, proporcionando una interfaz de usuario, el control del lector y el software de las aplicaciones. Asimismo, el lector alcanza temperaturas de hasta 400°C [49].

2. Mufla [50].

La mufla que se muestra en la imagen 5.3 fue emepleada para realizar el tratamiento térmico de borrado a los dosímetros TLD-100. Ya que con ella era posible calentar las pastillas TLD a una temperatura específica que permitiera borrar los datos previos que tuviese captados. En la sifiente tabla se muestran las especificaciones del equipo: La mufla alcanza temperaturas de hasta 1100°C , cuenta con un aislamiento de fibra de cerámica que permite un calentamiento más rápido, reduciendo así el uso de energía. También cuenta con elementos calentadores en la parte superior en los laterales

Marca	Modelo	No. de serie
Thermo scientific	FB1315M	015007120111100

Tabla 5.2: Especificaciones de la mufia.

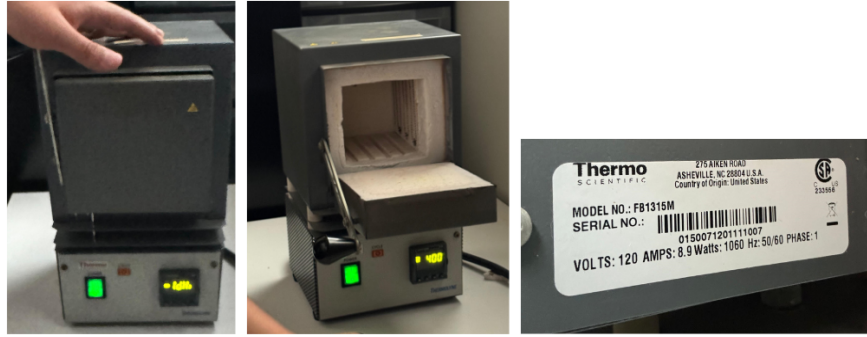


Figura 5.3: Mufia donde se sometían los dosímetros al tratamiento térmico de borrado.

para proporcionar una temperatura uniforme, y, adicional a esto, en la parte frontal cuenta con un interruptor y una pantalla que muestra la temperatura real o el ajuste [50].

3. Fantoma femenino RANDO, variante ART (Alderson Radiation Phantom) [51]

El maniquí utilizado para hacer la dosimetría in vivo de un tratamiento de radioterapia ara cáncer de mama, corresponde al modelo RANDO femenino, variante Alderson Radiation Phantom o ART por sus siglas en inglés.

Los maniquís de tipo ART están diseñados con material equivalente al tejido. El fantoma está dividido en secciones horizontales de 2.5 cm cada una, donde cada sección tiene orificios donde pueden colocarse los dosímetros TLD. Las secciones horizontales se sostienen entre placas de aluminio mediante tirantes de nailon. Como se aprecia en la figura 5.4, las perillas en los extremos de las varillas ayudan a sostener firmemente las secciones para que se mantengan alineadas [51].

4. Acelerador Lineal marca Elekta [52].

En la actualidad, para los tratamientos de radioterapia se utiliza un acelerador lineal (LINAC). Las especificaciones del LINAC que se empleó para el desarrollo de este trabajo de tesis se muestran en la siguiente tabla:

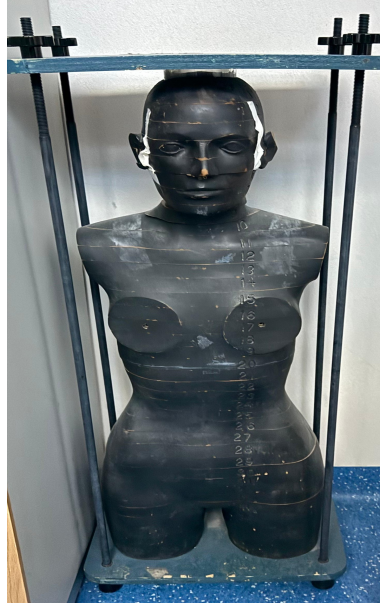


Figura 5.4: Maniquí RANDO, variante ART en el que se hicieron las pruebas en superficie.

Marca	Modelo	No. de serie
ELEKTA	SYNERGY	152482

Tabla 5.3: Especificaciones del LINAC.

El LINAC ELEKTA SYNERGY (figura 5.5) trabaja con energías en rayos X de 6, 10 y 18 MV , mientras que las energías en electrones con las que trabaja son de 4, 6, 9, 15 y 18 MeV .

Este equipo trata tumores de manera más agresiva y al mismo tiempo reduce al mínimo el daño a tejido sanos circundantes. Se destaca por su capacidad de imagen guiada o Image Guided Radiation Therapy (IGRT por sus siglas en inglés), ya que permita una mayor precisión en la localización del tumor antes de aplicar el tratamiento, reduciendo así el riesgo de efectos secundarios e inspirando confianza para minimizar márgenes y aumentar la dosis. Además, cuenta con modulación de intensidad (IMRT) para optimizar la distribución de dosis, protegiendo los tejidos sanos [52].



Figura 5.5: Acelerador Lineal marca Elekta, modelo SYNERGY donde se llevó a cabo el tratamiento de radioterapia para cáncer de mama en el Hospital Central Militar de la Ciudad de México.

5.3. Tratamiento térmico de borrado

El tratamiento térmico de borrado en los dosímetros TLD-100 tiene como objetivo principal eliminar todo rastro residual de señales captadas con anterioridad, para garantizar una correcta utilización y mejor captación de nuevos datos. El procedimiento se describe a continuación:

1. Los dosímetros se limpian con alcohol para eliminar impurezas que puedan contener. Posterior a esto, son colocados en una caja petri, para luego introducirlos dentro de la mufla.
2. Se inicia el tratamiento térmico de borrado, programando la mufla a $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ por una hora.
3. Pasado el tiempo, los dosímetros se colocan en un acrílico de $11 \times 11\text{ cm}$ cubierto con aluminio y pasados a un cuarto oscuro o de luz roja.
4. Se dejan enfriar los dosímetros por 24 horas, para posteriormente ser manipulados.

5.4. Homogenización del lote de dosímetros TLD-100

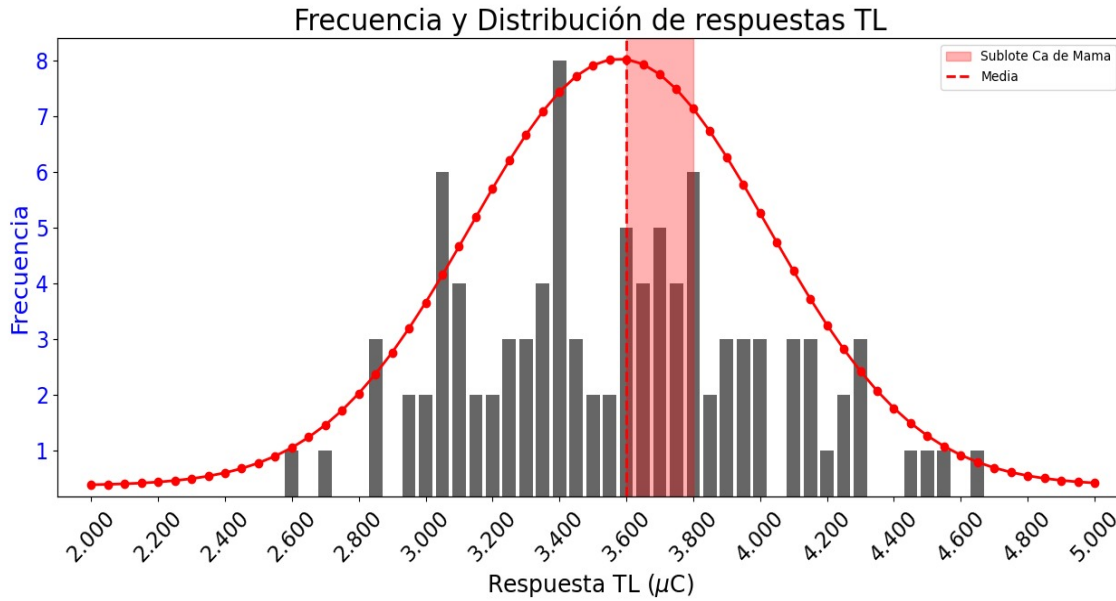


Figura 5.6: Distribución normal de las respuestas TL y selección del sublote.

Para poder llevar a cabo la toma de dosis, se homogenizó previamente el lote de dosímetros TLD-100 siguiendo el procedimiento que se muestra a continuación:

1. Se le dio un tratamiento térmico de borrado al lote de dosímetros TLD-100.
2. Los dosímetros fueron colocados en una caja de acrílico de 11x11 cm envuelta en papel aluminio y transportados al Hospital Central Militar de la Ciudad de México para su irradiación.
3. El lote de dosímetros se irradió en el LINAC ELEKTA SYNERGY, en condiciones de referencia, empleando la técnica SSD (Distancia Fuente Superficie), la cual consiste en irradiar capas de agua sólida en un campo de 10x10 cm a una distancia de 100 cm con la superficie del primer contacto sin contar el aire a una profundidad de 1.5 cm, a una dosis única de 100cGy. La técnica SSD de referencia es utilizada específicamente para tratamientos clínicos [53].
4. Posterior a la irradiación de las muestras, estas fueron llevadas de vuelta al laboratorio para leer su respuesta termoluminiscente.

5. Por último, los datos obtenidos fueron exportados a una hoja de cálculo en excel para ser analizados y discriminar aquellos dosímetros que se encontrasen fuera del $\pm 5\%$ del valor promedio.

5.4.1. Homogenización del lote de TLD-100

En la tabla 5.9 se muestra el número de dosímetro y su respuesta TL correspondiente. En total se registraron 99 dosímetros en lugar de 110, ya que, 11 de ellos tuvieron la función de dosimetría en personal ocupacionalmente expuesto, por lo que no fueron considerados para tratamiento.

Se procedió a etiquetar e irradiar los 99 dosímetros a una dosis determinada y la lectura de cada dosímetro se muestra en la Tabla 5.9.

Dosímetro	Intensidad (C)	Dosímetro	Intensidad (C)	Dosímetro	Intensidad (C)
D1	3.571×10^{-06}	D38	3.961×10^{-06}	D74	4.297×10^{-06}
D2	3.641×10^{-06}	D39	3.731×10^{-06}	D75	3.084×10^{-06}
D3	3.382×10^{-06}	D40	3.652×10^{-06}	D76	3.743×10^{-06}
D4	3.049×10^{-06}	D41	3.785×10^{-06}	D78	3.833×10^{-06}
D5	3.717×10^{-06}	D42	3.159×10^{-06}	D79	3.659×10^{-06}
D6	3.016×10^{-06}	D43	4.610×10^{-06}	D80	3.956×10^{-06}
D7	3.083×10^{-06}	D45	2.576×10^{-06}	D81	3.592×10^{-06}
D8	3.027×10^{-06}	D46	4.293×10^{-06}	D82	4.126×10^{-06}
D9	3.283×10^{-06}	D47	4.065×10^{-06}	D83	3.354×10^{-06}
D10	3.445×10^{-06}	D48	4.542×10^{-06}	D84	2.812×10^{-06}
D12	3.357×10^{-06}	D49	4.265×10^{-06}	D85	3.782×10^{-06}
D13	3.511×10^{-06}	D50	2.838×10^{-06}	D86	3.922×10^{-06}
D14	3.456×10^{-06}	D51	3.417×10^{-06}	D87	3.761×10^{-06}
D15	3.769×10^{-06}	D52	3.943×10^{-06}	D89	2.819×10^{-06}
D16	3.765×10^{-06}	D53	2.892×10^{-06}	D90	3.582×10^{-06}
D17	3.392×10^{-06}	D54	3.932×10^{-06}	D91	3.855×10^{-06}
D18	4.170×10^{-06}	D56	3.077×10^{-06}	D92	3.247×10^{-06}
D19	2.903×10^{-06}	D57	3.730×10^{-06}	D93	3.517×10^{-06}
D20	3.368×10^{-06}	D58	3.002×10^{-06}	D94	3.647×10^{-06}
D21	3.856×10^{-06}	D59	3.257×10^{-06}	D95	3.574×10^{-06}
D23	3.358×10^{-06}	D60	2.657×10^{-06}	D96	3.614×10^{-06}
D24	4.407×10^{-06}	D61	4.082×10^{-06}	D97	3.979×10^{-06}
D25	4.203×10^{-06}	D62	3.292×10^{-06}	D98	4.119×10^{-06}
D26	4.055×10^{-06}	D63	3.675×10^{-06}	D100	3.064×10^{-06}
D27	3.317×10^{-06}	D64	3.114×10^{-06}	D101	3.389×10^{-06}
D28	4.475×10^{-06}	D65	2.949×10^{-06}	D102	3.144×10^{-06}
D29	3.584×10^{-06}	D67	3.297×10^{-06}	D103	3.461×10^{-06}
D30	3.604×10^{-06}	D68	3.023×10^{-06}	D104	3.440×10^{-06}
D32	3.812×10^{-06}	D69	3.176×10^{-06}	D105	3.567×10^{-06}
D34	4.140×10^{-06}	D70	3.699×10^{-06}	D106	3.033×10^{-06}
D35	2.966×10^{-06}	D71	3.218×10^{-06}	D107	3.856×10^{-06}
D36	3.783×10^{-06}	D72	4.209×10^{-06}	D108	3.263×10^{-06}
D37	2.984×10^{-06}	D73	3.214×10^{-06}	D109	3.659×10^{-06}

Tabla 5.4: Datos para la homogenización de los dosímetros.

Se obtuvo el promedio de lectura, que resultó ser $3.6\mu C$. A continuación se muestra el siguiente gráfico 5.7:

Donde las líneas horizontales (roja y verde) representan los límites de aceptación del lote de dosímetros seleccionados, dicho lote se compone de 16 dosímetros, cuya respuesta TL se encuentre entre $3.637 \pm 0.181\mu C$ y $3.778 \pm 0.188\mu C$.

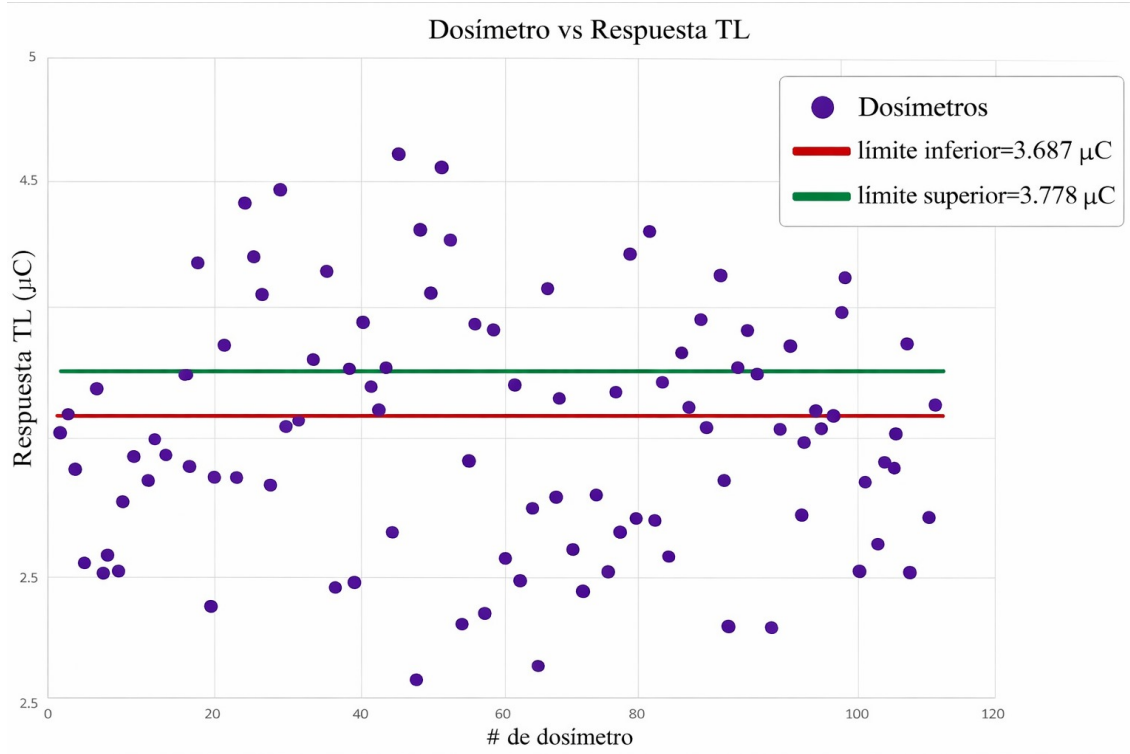


Figura 5.7: Dispersión de la respuesta TL de los dosímetros. Se muestran los límites circundantes ($\pm 5\%$).

Es importante aclarar que para este trabajo solo se usaron 14 de los 16 dosímetros seleccionados dentro del rango establecido, ya que los últimos dos fueron designados a mediciones para Personal Ocupacionalmente Expuesto.

A partir de los datos de las lecturas, se obtuvo también la distribución normal, donde se señaló el intervalo en el cuál se seleccionaron los dosímetros del sublotte asignados para pruebas en fantoma así como la media general de los 99 dosímetros. Dicha información puede apreciarse en la gráfica de la Figura 5.6.

5.5. Calibración de los dosímetros TLD-100

Para la calibración del lote de dosímetros se siguieron los siguientes pasos:

1. Se seleccionó un sublotte de dosímetros para el procedimiento de radioterapia. El sublotte seleccionado estaba en un rango de entre 3.637 y 3.778 μC .

2. El sublote fue sometido a un procedimiento de calibración para comprobar la relación lineal Respuesta TL - Dosis Absorbida".
3. Despues de que los dosímetros fueron sometidos nuevamente a un tratamiento térmico de borrado, estos fueron trasladados al Hospital Central Militar para su pronta irradiación.
4. Los dosímetros fueron irradiados con el LINAC Elekta Synergy a distintas dosis. Las dosis utilizados fueron de 100, 200 y 300 cGy.
5. Los dosímetros fueron irradiados sobre bloques de agua sólida de 12 cm de alto. Primero se irradiaron los 14 dosímetros a 100 cGy, luego se retiraron 5 y los 11 restantes se irradiaron a 200 cGy. Posteriormente se retiraron 4 dosímetros más, para irradiar los 4 restantes a 300 cGy.
6. Los dosímetros fueron trasladados al laboratorio para ser nuevamente leídos y con los resultados aplicar un ajuste lineal para verificar la proporcionalidad de las respuestas termoluminiscentes con la dosis absorbida y también para obtener la ecuación característica del sublote.

5.5.1. Obtención de datos para la curva de calibración

Una vez irradiado el lote de 14 dosímetros TLD-100 a 100 cGy, 200 cGy y 300 cGy, se procedió a leer su respuesta TL en el Harshaw 3500 obteniendo lo siguiente:

TLD	Lectura 1 (C)	Lectura 2 (C)	Diferencia
D1	1.294×10^{-06}	1.676×10^{-08}	1.277×10^{-06}
D2	1.322×10^{-06}	1.142×10^{-08}	1.311×10^{-06}
D3	1.315×10^{-06}	1.419×10^{-08}	1.301×10^{-06}
D4	1.225×10^{-06}	1.766×10^{-08}	1.207×10^{-06}
D5	1.233×10^{-06}	1.952×10^{-08}	1.213×10^{-06}

Tabla 5.5: Dosímetros irradiados a 100 cGy.

En la Tabla 5.5 se aprecian las lecturas de las respuestas TL de los primeros 5 dosímetros irradiados a 100 cGy, así como la diferencia de las lecturas 1 y 2 en cada caso, obteniendo un promedio de las diferencias igual a 1.262×10^{-06} y un valor ideal de 1.2620×10^{-06} .

TLD	Lectura 1 (C)	Lectura 2 (C)	Diferencia
D6	2.340×10^{-06}	1.544×10^{-08}	2.325×10^{-06}
D7	2.652×10^{-06}	1.640×10^{-08}	2.636×10^{-06}
D8	2.484×10^{-06}	1.437×10^{-08}	2.470×10^{-06}
D10	2.463×10^{-06}	1.795×10^{-08}	2.445×10^{-06}

Tabla 5.6: Dosímetros irradiados a 200 cGy.

En la Tabla 5.6 se registraron las lecturas de las respuestas TL de los siguientes 4 dosímetros irradiados a 200 cGy, así como la diferencia de las lecturas 1 y 2 en cada caso, obteniendo un promedio de las diferencias igual a 2.469×10^{-06} y un valor ideal de 2.524×10^{-06} .

TLD	Lectura 1 (C)	Lectura 2 (C)	Diferencia
D11	3.767×10^{-06}	1.667×10^{-08}	3.750×10^{-06}
D12	3.850×10^{-06}	2.378×10^{-08}	3.826×10^{-06}
D13	3.836×10^{-06}	1.093×10^{-08}	3.825×10^{-06}
D14	3.802×10^{-06}	1.707×10^{-08}	3.785×10^{-06}

Tabla 5.7: Dosímetros irradiados a 300 cGy.

Finalmente, se irradiaron los ultimos 3 dosímetros a una dosis de 300 cGy. En la Tabla 5.7 se aprecian sus respuestas TL así como su diferencia y su valor promedio, dicho valor es 3.797×10^{-06} y el valor ideal es 3.786×10^{-06} .

5.6. Preparación de los dosímetros y colocación en el maniquí

La colocación de los dosímetros en el fantoma femenino se realizó para monitorear la dosis de entrada superficial en un tratamiento de radioterapia para cáncer de mama. Para esto, se siguieron los siguientes pasos:

1. Se aplicó el tratamiento térmico de borrado a los dosímetros TLD-100.
2. Se utilizaron cápsulas vacías para colocar dentro los dosímetros, fungiendo así como contenedores de dosímetros. En cada cápsula se colocó un dosímetro en el fondo,

seguido de una pequeña bolita de algodón y posteriormente otro dosímetro. En total se utilizaron 7 cápsulas.

3. Una vez que se tuvieron preparadas las cápsulas, se procedió a transportarlas en una bolsa ziploc hasta el Hospital Central Militar, para su irradiación.
4. Los dosímetros encapsulados fueron colocados con cinta adhesiva en la superficie del maniquí femenino ART, en las regiones de interés.
5. Los dosímetros fueron colocados en el área principal de irradiación y en el área circundante de la siguiente manera: Una cápsula en la mama izquierda, una en la mama derecha, una del lado izquierdo de la tiroides y una del lado derecho, una en cada cristalino y por último una en el ombligo. El orden de colocación de las cápsulas con los dosímetros se aprecia en la imagen 5.8.

Como se trata de un tratamiento para cáncer de mama, se determinó que el isocentro fuera en la mama izquierda, ya que ese fue el punto sobre el cuál se dirigió el tratamiento. A partir de dicho punto se midieron las distancias correspondientes a los demás puntos de interés, tal como se muestra en la tabla 5.8.

Posición	TLD	Distancia al isocentro
Mama izquierda	1, 2	0 cm
Mama derecha	3, 4	21 cm
Ombligo	5, 6	15 cm
Tiroides izquierda	7, 8	24 cm
Tiroides derecha	9, 10	28 cm
Cristalino izquierdo	11, 12	37 cm
Cristalino derecho	13, 14	38 cm

Tabla 5.8: Distancia de las pildoras con los dosímetros TLD-100 respecto al isocentro.

5.7. Recolección de datos

1. Posterior a la irradiación, los dosímetros encapsulados fueron guardados nuevamente en su respectiva bolsa y transportados de vuelta al laboratorio.

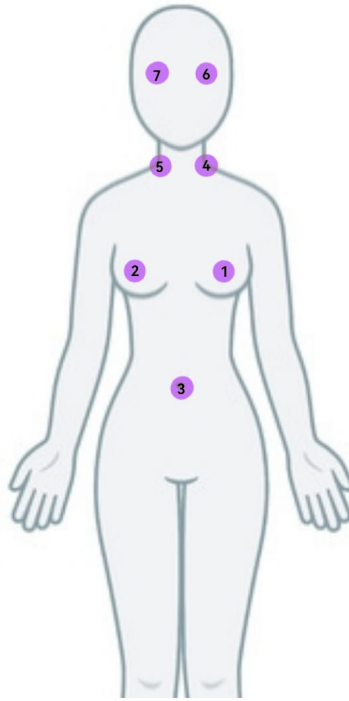


Figura 5.8: Posición de los dosímetros en el maniquí.

2. También se obtuvieron datos directamente de la sala de control del LINAC, tales como el ángulo del gantry y del colimador, las unidades monitor, que para este tratamiento fueron 187.5 UM y la energía de 6 MeV.
3. Por último, los dosímetros fueron trasladados al laboratorio donde fueron leídos para determinar su respuesta termoluminiscente.

5.8. Lectura de los dosímetros TLD-100

Para la lectura de los dosímetros se ocupó el lector Harshaw 3500 conectado a una computadora donde se registraron y visualizaron las respuestas termoluminiscentes con ayuda de un software proporcionado por el fabricante.

El equipo reportó dos lecturas, la primera indicó la dosis absorbida y la segunda fue la lectura de fondo, correspondiente al mismo material. Para obtener la respuesta termoluminiscente se hizo una diferencia entre ambas lecturas.

1. Se liberaron los dosímetros de sus respectivas cápsulas y fueron colocados individualmente en la bandeja del equipo para proceder a su lectura.
2. Se ajustaron los parámetros de lectura, los cuales se muestran en la tabla siguiente:

Parámetros para TLD-100	
Precalentamiento	$50^{\circ}C$
β (Tasa de calentamiento)	$10^{\circ}C/seg$
Temperatura final	$350^{\circ}C$
Tiempo	$30\ seg$

Tabla 5.9: Parámetros de lectura.

3. Se creó una carpeta donde se guardaron los archivos que contenían los valores de lectura de cada dosímetro.
4. Los valores fueron exportados a una hoja de cálculo de excel para su análisis e interpretación.

5.8.1. Curva de brillo

Al realizar la lectura de dosímetros se obtiene una curva de brillo como la que se aprecia en la Figura 5.9, donde se observan los canales de lectura, la intensidad de la señal y las temperaturas a las que fue sometido el dosímetro a través del tiempo.

Al realizar la lectura de los TLD-100 se obtuvieron espectros como los que se aprecian en la gráfica de la Figura ???. Se puede observar que cada curva representa la respuesta termoluminiscente de un dosímetro en específico al ser calentado gradualmente. Dicha respuesta va incrementando conforme la temperatura alcanza su punto máximo (ocurre la liberación máxima de los electrones atrapados), y luego desciende.

Asimismo, se pueden apreciar leves diferencias de altura entre las curvas, esto es indicador de que cada dosímetro TLD-100 absorbió una cantidad de energía diferente. Aún así, las curvas representadas en la gráfica son similares, lo cual indica un comportamiento homogéneo.

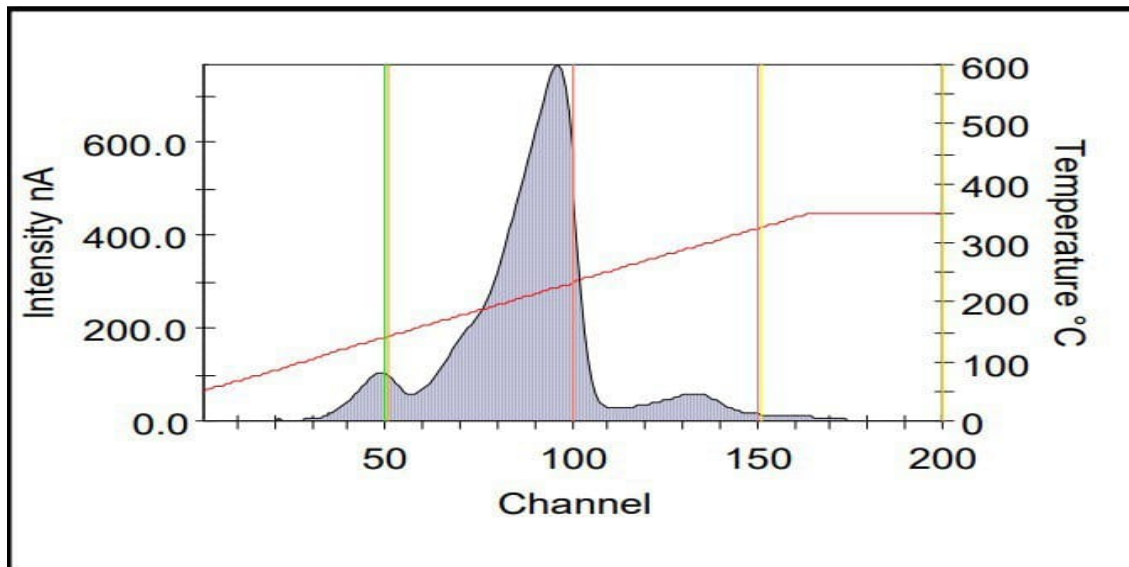


Figura 5.9: Caption

5.9. Curva de calibración

Una vez realizado el proceso de calibración del sublote a distintas dosis, se obtuvo su curva de calibración y su ecuación correspondiente, las cuáles pueden apreciarse en la Figura 5.10:

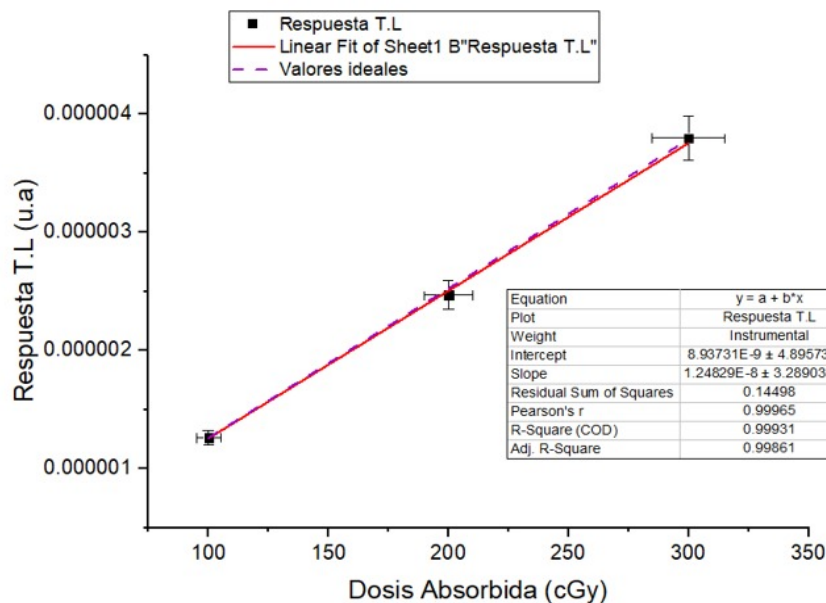


Figura 5.10: Datos y ajuste lineal de irradiación a 100, 200 y 300 cGy).

La ecuación del ajuste lineal es:

$$R_{TL} = (1.248 \times 10^{-08} \pm 3.289 \times 10^{-10})D_s + (8.937 \times 10^{-09} \pm 4.895 \times 10^{-08}) \quad (5.1)$$

Donde R_{TL} representa la respuesta termoluminiscente y D_s es la Dosis absorbida en superficie.

La ecuación 5.1 tiene la forma $y = mx + b$, donde la pendiente m representa cuánto aumenta la señal termoluminiscente por cada unidad de dosis absorbida, es decir, para este trabajo, la señal TL aumenta aproximadamente 1.248×10^{-06} unidades arbitrarias.

Es claro que los dosímetros presentan un comportamiento lineal con la dosis absorbida, además, el coeficiente de determinación $R^2 = 0.9993$, nos confirma directamente que los dosímetros responden proporcionalmente a la dosis de radiación ionizante inducida.

Capítulo 6

Resultados

6.1. Obtención de datos de pruebas en superficie

Una vez que se realizó la calibración de los dosímetros, se les aplicó un tratamiento térmico de borrado y fueron sometidos a dos pruebas de tratamiento en superficie de cáncer de mama utilizando el fantoma antropomórfico. A partir de este proceso, se obtuvieron los siguientes datos de respuestas TL de los dosímetros:

En las tablas 6.1 y 6.2, se muestran las respuestas TL y la diferencia entre ambas, de los dosímetros en la primera y segunda irradiación:

Dosímetro	L1(C)	L2(C)	Diferencia
D1 (D2)	4.56×10^{-06}	0.00773×10^{-06}	4.55×10^{-06}
D2 (D5)	4.42×10^{-06}	0.00648×10^{-06}	4.416×10^{-06}
D3 (D15)	0.331×10^{-06}	0.00615×10^{-06}	0.324×10^{-06}
D4 (D16)	0.294×10^{-06}	0.00593×10^{-06}	0.287×10^{-06}
D5 (D39)	0.0728×10^{-06}	0.00645×10^{-06}	0.0633×10^{-06}
D6 (D40)	0.0763×10^{-06}	0.00595×10^{-06}	0.0703×10^{-06}
D7 (D57)	0.0971×10^{-06}	0.00571×10^{-06}	0.091368×10^{-06}
D8 (D63)	0.0762×10^{-06}	0.00491×10^{-06}	0.071246×10^{-06}
D9 (D70)	0.0705×10^{-06}	0.00536×10^{-06}	0.0651×10^{-06}
D10 (D76)	0.0448×10^{-06}	0.00507×10^{-06}	0.0396×10^{-06}
D11 (D79)	0.0239×10^{-06}	0.00536×10^{-06}	0.0185×10^{-06}
D12 (D85)	0.0302×10^{-06}	0.00751×10^{-06}	0.0226×10^{-06}
D13 (D87)	0.0285×10^{-06}	0.00659×10^{-06}	0.0219×10^{-06}
D14 (D94)	0.0383×10^{-06}	0.00569×10^{-06}	0.0225×10^{-06}

Tabla 6.1: Primera lectura de dosímetros

Dosímetro	L1(C)	L2(C)	Diferencia
D1 (D2)	2.87×10^{-06}	0.006×10^{-06}	$2.87E \times 10^{-06}$
D2 (D5)	2.87×10^{-06}	0.00598×10^{-06}	2.862×10^{-06}
D3 (D15)	0.242×10^{-06}	0.00523×10^{-06}	0.236×10^{-06}
D4 (D16)	0.216×10^{-06}	0.00622×10^{-06}	0.209×10^{-06}
D5 (D39)	0.0802×10^{-06}	0.00672×10^{-06}	0.0734×10^{-06}
D6 (D40)	0.110×10^{-06}	0.00486×10^{-06}	0.104×10^{-06}
D7 (D57)	0.0865×10^{-06}	0.00645×10^{-06}	0.0800×10^{-06}
D8 (D63)	0.0746×10^{-06}	0.00429×10^{-06}	0.0703×10^{-06}
D9 (D70)	0.0710×10^{-06}	0.00446×10^{-06}	0.0665×10^{-06}
D10 (D76)	0.0546×10^{-06}	0.00537×10^{-06}	0.0492×10^{-06}
D11 (D79)	0.0244×10^{-06}	0.00525×10^{-06}	0.0191×10^{-06}
D12 (D85)	0.0208×10^{-06}	0.00503×10^{-06}	0.0157×10^{-06}
D13 (D87)	0.035×10^{-06}	0.00457×10^{-06}	0.0304×10^{-06}
D14 (D94)	0.0308×10^{-06}	0.00574×10^{-06}	0.0250×10^{-06}

Tabla 6.2: Segunda lectura de dosímetros

Asimismo, en las tablas 6.3 y 6.4 se muestran los promedios de las lecturas de la primera y segunda irradiación, recordando que cada dos dosímetros fueron colocados en distintas zonas previamente mencionadas:

Ubicación	Promedio(C')
Isocentro/mama izquierda (D1,D2)	4.48×10^{-06}
Mama derecha (D3,D4)	0.306×10^{-06}
Omblogo (D5,D6)	0.0683×10^{-06}
Tiroide izquierda (D7,D8)	0.0313×10^{-06}
Tiroide derecha (D9,D10)	0.0524×10^{-06}
Cristalino izquierdo (D11,D12)	0.0206×10^{-06}
Cristalino derecho (D13,D14)	0.0236×10^{-06}

Tabla 6.3: Promedios de la primera lectura de dosímetros

Ubicación	Promedio(C')
Isocentro/mama izquierda (D1,D2)	2.86×10^{-06}
Mama derecha (D3,D4)	0.222×10^{-06}
Omblogo (D5,D6)	0.0891×10^{-06}
Tiroide izquierda (D7,D8)	0.0751×10^{-06}
Tiroide derecha (D9,D10)	0.0578×10^{-06}
Cristalino izquierdo (D11,D12)	0.0341×10^{-06}
Cristalino derecho (D13,D14)	0.0277×10^{-06}

Tabla 6.4: Promedios de la segunda lectura de dosímetros

6.2. Obtención de la dosis absorbida

Para lograr obtener la dosis absorbida, fue necesario hacer un despeje de la ecuación 5.1, la cuál quedó de la siguiente forma:

$$D_s = \frac{R_{TL} - 8.937 \times 10^{09}}{1.248 \times 10^{-08}} \quad (6.1)$$

Donde R_{TL} es la respuesta termoluminiscente promedio de los dosímetros en la primera y segunda lectura, los cuales fueron sustituidos en la ecuación para hallar la dosis absorbida. Dicho valor se encuentra en las tablas 6.5 y 6.6:

TLD	Posición	$D_s(cGy)$
D1,D2	Isocentro/mama izquierda	358.258
D3,D4	Mama derecha	23.803
D5,D6	Ombligo	4.756
D7,D8	Tiroide izquierda	1.792
D9, D10	Tiroide derecha	3.482
D11, D12	Cristalino izquierdo	0.934
D13, D14	Cristalino derecho	1.114

Tabla 6.5: Dosis absorbida de la primera irradiación

TLD	Posición	$D_s(cGy)$
D1,D2	Isocentro/mama izquierda	228.450
D3,D4	Mama derecha	17.072
D5,D6	Ombligo	6.423
D7,D8	Tiroide izquierda	5.301
D9, D10	Tiroide derecha	3.915
D11, D12	Cristalino izquierdo	2.016
D13, D14	Cristalino derecho	1.503

Tabla 6.6: Dosis absorbida de la segunda irradiación

Una vez que se obtuvieron los datos de la dosis absorbida, se procedió a hacer una normalización de los datos con el fin de ajustar los valores en una escala entre 0 y 1, para saber qué tan alta o qué tan baja fue la dosis en cierto punto respecto al punto que más radiación recibió. Los datos normalizados se muestran en las tablas 6.7 y 6.8.

TLD	Posición	D_s Normalizada
D1,D2	Isocentro/mama izquierda	1
D3,D4	Mama derecha	0.064
D5,D6	Omblico	0.010
D7,D8	Tiroide izquierda	0.0024
D9, D10	Tiroide derecha	0.0071
D11, D12	Cristalino izquierdo	0
D13, D14	Cristalino derecho	0.0005

Tabla 6.7: Normalización de la dosis absorbida en la primera irradiación

TLD	Posición	D_s Normalizada
D1,D2	Isocentro/mama izquierda	1
D3,D4	Mama derecha	0.068
D5,D6	Omblico	0.034
D7,D8	Tiroide izquierda	0.016
D9, D10	Tiroide derecha	0.010
D11, D12	Cristalino izquierdo	0.002
D13, D14	Cristalino derecho	0

Tabla 6.8: Normalización de la dosis absorbida en la segunda irradiación

A partir de los datos normalizados, es posible obtener el porcentaje de radiación que llega a los distintos puntos de interés; dichos porcentajes se encuentran registrados en las tablas 6.9 y 6.10:

TLD	Posición	Porcentaje de dosis de radiación
D1,D2	Isocentro/mama izquierda	100 %
D3,D4	Mama derecha	6.4 %
D5,D6	Omblico	1 %
D7,D8	Tiroide izquierda	0.24 %
D9, D10	Tiroide derecha	0.71 %
D11, D12	Cristalino izquierdo	0 %
D13, D14	Cristalino derecho	0.05 %

Tabla 6.9: Porcentaje de dosis de radiación en la primera lectura.

TLD	Posición	Porcentaje de dosis de radiación
D1,D2	Isocentro/mama izquierda	100 %
D3,D4	Mama derecha	6.8 %
D5,D6	Omblico	3.4 %
D7,D8	Tiroide izquierda	1.6 %
D9, D10	Tiroide derecha	1 %
D11, D12	Cristalino izquierdo	0.2 %
D13, D14	Cristalino derecho	0

Tabla 6.10: Porcentaje de dosis de radiación en la segunda lectura.

6.2.1. Pueba de Mann- Withney

se utilizó esta prueba estadística no paramétrica para comparar los dos grupos de resultados obtenidos.

Las hipótesis en una prueba de Mann-Whitney son:

1. La hipótesis nula H_0 es que las dos poblaciones son iguales.
2. La hipótesis alternativa H_1 es que las dos poblaciones son diferentes.

Se emplearon las siguientes fórmulas para calcular las U correspondientes a cada grupo:

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - R_1 \quad (6.2)$$

$$U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} - R_2 \quad (6.3)$$

Donde 1 y 2 denotan el grupo, n_1 y n_2 son el número de muestras y donde R_1 y R_2 son las sumas de los rangos en los grupos.

En este caso, la siguiente tabla muestra los valores de la distribución de la dosis en tratamientos de radioterapia para cáncer de mama, clasificados de menor a mayor probabilidad, junto con las clasificaciones sumadas de cada grupo.

Posición	Dosis (cGy)		
6	0.934	1	
7	1.114	2	
14	1.503		3
4	1.792	4	
13	2.016		5
5	3.482	6	
12	3.915		7
3	4.756	8	
11	5.301		9
10	6.423		10
9	17.072		11
2	23.803	12	
8	228.45		13
1	358.258	14	
$n_1 = 7$	$n_2 = 7$	$R_1 = 47$	$R_2 = 58$

Tabla 6.11: Valores de la distribución de la dosis de radiación durante los tratamientos de radioterapia para cáncer de mama, número de muestras de cada grupo y rangos correspondientes.

Después de sumar los rangos de cada grupo, se selecciona la estadística de prueba U de Mann-Whitney como el más pequeño de los dos siguientes valores de U calculados:

Para el grupo uno:

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - R_1$$

$$U_1 = (7)(7) + \frac{(7)(7 + 1)}{2} - 47$$

$$U_1 = 30$$

Y para el grupo dos:

$$U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} - R_2$$

$$U_2 = (7)(7) + \frac{(7)(7 + 1)}{2} - 58$$

$$U_2 = 19$$

Por lo tanto, seleccionamos $U=19$ como la estadística de prueba.

A continuación se determinó un "valor crítico" de U con el cual comparar nuestra estadística de prueba calculada, utilizando la tabla de referencia de valores críticos y utilizando nuestros tamaños de muestra (n_1 y n_2) y un nivel de significancia bilateral ($\alpha = 0.05$).

		n																								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
m	1																									
	2								0	0	0	0	1	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3	3
	3					0	1	1	2	2	3	3	4	4	5	5	6	6	7	7	8	8	9	9	10	10
	4				0	1	2	3	4	4	5	6	7	8	9	10	11	11	12	13	14	15	16	17	17	18
	5					2	3	5	6	7	8	9	11	12	13	14	15	17	18	19	20	22	23	24	25	27
	6						5	6	8	10	11	13	14	16	17	19	21	22	24	25	27	29	30	32	33	35
	7							8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	30	32	34	36	38	40	42	44
	8								13	15	17	19	22	24	26	29	31	34	36	38	41	43	45	48	50	53
	9									17	20	23	26	28	31	34	37	39	42	45	48	50	53	56	59	62
	10										23	26	29	33	36	39	42	45	48	52	55	58	61	64	67	71
	11											30	33	37	40	44	47	51	55	58	62	65	69	73	76	80
	12												37	41	45	49	53	57	61	65	69	73	77	81	85	89
	13													45	50	54	59	63	67	72	76	80	85	89	94	98
	14														55	59	64	69	74	78	83	88	93	98	102	107
	15															64	70	75	80	85	90	96	101	106	111	117
	16																75	81	86	92	98	103	109	115	120	126
	17																	87	93	99	105	111	117	123	129	135
	18																		99	106	112	119	125	132	138	145
	19																			113	119	126	133	140	147	154
	20																				127	134	141	149	156	163
	21																					142	150	157	165	173
	22																						158	166	174	182
	23																							175	183	192
	24																								192	201
	25																									211

Figura 6.1: Valores críticos para la prueba Mann-Whitney con dos colas y un nivel de significancia $\alpha = 0.05$.

El valor crítico determinado a partir de la tabla de referencia fue 8. Finalmente podemos usar esto para aceptar o rechazar la hipótesis nula utilizando la siguiente regla de decisión: rechazar H_0 si $U \leq 8$. Para este caso, se acepta la hipótesis nula y se rechaza la hipótesis alternativa.

Capítulo 7

Discusión de resultados

La dosimetría para el tratamiento de cáncer de mama permitió obtener una idea más clara del comportamiento de la distribución de la dosis en órganos y partes radiosensibles. Esto es de gran ayuda, ya que, permite identificar los órganos y tejidos que pueden presentar una dosis mayor.

Es posible observar que al momento de realizar un análisis estadístico de los dosímetros para seleccionar el lote a usar en el tratamiento, la distribución de las respuestas TL presenta una forma general de campana, cuya mayor frecuencia de valores está concentrada alrededor de la media y va disminuyendo progresivamente hacia los extremos. Aunque se observan algunas irregularidades y una asimetría leve en el histograma, estas se le atribuyen a la variabilidad experimental del uso de dosímetros TLD-100, tales como las diferencias en la sensibilidad individual de los detectores, el número limitado de mediciones y el tamaño de los intervalos del histograma. A pesar de estas variaciones, se aprecia que llega a tener un comportamiento normal.

También, es necesario recalcar que los resultados finales presentan variaciones entre una medida y otra debido a la posición en que fueron colocados los dosímetros durante cada irradiación. Por lo que se optó por realizar la prueba estadística de Mann-Whitney donde se concluyó que ambas muestras son estadísticamente iguales aunque los valores discrepen. Es decir, la irradiación uno y la irradiación dos son iguales porque se siguió el mismo procedimiento y se espera un comportamiento igual.

Se observó que existe radiación dispersa en los tratamientos de radioterapia para cán-

cer de mama, dicha radiación dispersa llega a distintos puntos del fantoma, permitiendo verificar qué órganos o tejidos son los que llegan a recibir más dosis. Esto resulta útil para mejorar el plan de tratamiento en caso de ser necesario y procurar irradiar lo menos posible las áreas circundantes al punto de tratamiento.

Además, gracias a la normalización de los datos fue posible hallar el porcentaje de dosis absorbida en cada uno de los órganos y tejidos de interés, y fue posible observar que la dosis disminuye considerablemente conforme se aleja del isocentro. Esto quiere decir que la dosis está concentrada en una región específica (en este caso es la mama izquierda) y se minimiza la irradiación de tejido sano cercano. Esto es señal de que el sistema de colimación del haz y la planificación del tratamiento están funcionando de manera adecuada.

En radioterapia para cáncer de mama, la toxicidad en órganos de riesgo no depende solo de la dosis prescrita al volumen tumoral, sino también de la distribución dosis-volumen en tejidos adyacentes. De acuerdo con el proyecto QUANTEC (Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic), el riesgo de complicaciones pulmonares se relaciona principalmente con el parámetro V20, que se define como el porcentaje de volumen pulmonar que recibe al menos 20 Gy. En este proyecto se reporta que mantener valores de V20 por debajo del 30-35 % se asocia con una baja probabilidad de neumonitis sintomática [54]. Teniendo esto en cuenta, el esquema fraccionado empleado en este tratamiento, 50 Gy en 25 sesiones de 2 Gy, no representa un riesgo considerable para el paciente. De acuerdo con QUANTEC, la probabilidad de toxicidad clínicamente significativa se mantiene baja cuando los parámetros dosis-volumen se encuentran dentro de los rangos recomendados.

Capítulo 8

Conclusiones

Cada uno de los objetivos planteados al inicio se cumplieron satisfactoriamente. A continuación se muestran las conclusiones.

Para el caso de los dosímetros se observó que presenta una curva de brillo típica de un TLD-100 (LiF: Mg, Ti).

Al momento de llevar a cabo la calibración del sublot de dosímetros seleccionado para el tratamiento, se confirmó la proporcionalidad existente entre la respuesta termoluminiscente y la dosis absorbida, tal como reporta la literatura. Esto pudo ser comprobado a través del ajuste lineal, el cual proporcionó una ecuación de la forma $y = mx + b$, a partir de la cual se pudieron realizar predicciones de la respuesta termoluminiscente a partir de la dosis absorbida.

En cuanto al arreglo utilizado para la colocación de dosímetros en el fantoma antropomórfico fue en gran medida adecuado, ya que permitió encontrar la distribución de la dosis en puntos de interés en este tratamiento de radioterapia para cáncer de mama en particular.

El presente trabajo ayuda a comprender mejor las áreas del cuerpo que reciben más radiación al momento de someter a la paciente a un tratamiento de radioterapia para cáncer de mama. Además, esta metodología es aplicable para tratamientos de radioterapia para diferentes tipos de cáncer, tales como el cervicouterino o de próstata.

Respecto a las pruebas de tratamiento de cáncer de mama en fantoma, se observó que los órdenes de magnitud en ambos casos fueron similares, solo con algunas variaciones en los

valores obtenidos. Sin embargo, en ambos casos es posible observar una relación evidente en la cuál la concentración de dosis absorbida va disminuyendo conforme la distancia al isocentro aumenta. Esto valida el subrote seleccionado para pruebas de dosimetría.

Referencias Bibliográficas

- [1] IMSS. *Epidemiología del Cáncer de Mama*. [Último acceso: 6 de febrero de 2025]. 2025. URL: <https://www.gob.mx/imss/articulos/epidemiologia-del-cancer-de-mama-318014>.
- [2] María T Arceo-Martínez et al. “Estado actual del cáncer de mama en México: principales tipos y factores de riesgo”. En: *Gaceta mexicana de oncología* 20.3 (2021), págs. 101-110.
- [3] Mayo Clinic. *Radiation therapy*. Consultado el 8 de julio de 2025. Oct. de 2023. URL: <https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/radiation-therapy/about/pac-20385162>.
- [4] Raffaele Liuzzi et al. “Dose–Response of TLD-100 in the dose range useful for hypofractionated radiotherapy”. En: *Dose–Response* 18.4 (2020). Open Access, PMC7019407, págs. 1-12. DOI: 10.1177/1559325819894081.
- [5] Md. Farid Ahmed et al. “Measurements of Dose Distribution outside the Treatment Area using Polystyrene Phantom and TLD-100”. En: *arXiv preprint* (2012). Open Access, arXiv:1203.3734, págs. 1-5.
- [6] J. A. Bencomo et al. “Anthropomorphic breast phantoms for quality assurance and dose verification”. En: *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 5.1 (2004), págs. 36-49. DOI: 10.1120/jacmp.v5i1.1992. URL: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v5i1.1992>.

- [7] Yeonho Choi et al. “Patient-specific quality assurance using a 3D-printed chest phantom for intraoperative radiotherapy in breast cancer”. En: *Frontiers in oncology* 11 (2021), pág. 629927.
- [8] Chiu-Ping Chen et al. “Skin surface dose for whole breast radiotherapy using personalized breast holder: Comparison with various radiotherapy techniques and clinical experiences”. En: *Cancers* 14.13 (2022), pág. 3205.
- [9] Ana María Cardona-Maya et al. “Experimental determination of breast skin dose using volumetric modulated arc therapy and field-in-field treatment techniques”. En: *Journal of Radiotherapy in Practice* 22 (2023), e59.
- [10] Faiz M. Khan. *The physics of radiation therapy*. 3.^a ed. Philadelphia: Lippincott Williams y Wilkins, 2003, págs. 9, 33, 34-35, 467.
- [11] Stewart Carlyle Bushong. *Manual de radiología para técnicos*. 9.^a ed. España: Elsevier, 2010, págs. 5, 141-143, 164-169. ISBN: 978-84-8086-636-1.
- [12] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Jhon Wiley y Sons, 2004, págs. 2, 124. ISBN: 9780471011460.
- [13] Rubén Megía González. *Radiactividad: ¿Cómo afecta la radiación a nuestro genoma?* Consultado el 30 de enero de 2025. Ago. de 2019. URL: <https://genotipia.com/radiactividad-como-afecta-la-radiacion-a-nuestro-genoma/>.
- [14] Pablo Pérez. *Aceleradores Lineales de Electrones (LINAC)*. Accedido el 30 de enero de 2025. URL: <https://www.famaf.unc.edu.ar/~pperez1/manuales/cdr/Linac.html>.
- [15] Antonio Brosed Serreta y María Cruz Lizuain Arroyo. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 3: Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. Ed. por Antonio Brosed Serreta y María Cruz Lizuain Arroyo. Universidad Internacional de Andalucía, págs. 29, 33, 36, 40, 46.

- [16] FRANCISCO M PORCEL GRANADOS. “Desarrollo tecnológico en la historia de la humanidad: inventores e inventos. Röntgen y los rayos X”. En: *Innovación y experiencias educativas* (2010), págs. 2, 4-6.
- [17] Arthur Beiser. *Concepts of modern physics*. 6.^a ed. New York: McGraw-Hill, 2003, pág. 68.
- [18] Stephen T. Thornton y Andrew Rex. *Modern Physics for Scientists and Engineers*. 4.^a ed. Boston: CENGAGE, 2013, págs. 110-111.
- [19] Hugo Evelio Vázquez Hernández. “Respuesta termoluminiscente del TLD100 irradiado con protones de 5keV”. Accedido el: 8 de enero de 2025. Disponible en: <https://ru.dgb.unam.mx/bitstream/20.500.14330/TES01000819663/3/0819663.pdf>. Tesis doct. Ciudad de México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2021, pág. 11.
- [20] Herman Cember y Thomas E. Jhonson. *Introduction to health physics*. 4.^a ed. McGraw-Hill, 2009, págs. 173-175, 203-206.
- [21] Yoshio Omar Villafañe Bautista. “Dosis de radiación en estudios de abdomen, por tomografía computarizada”. Acceso el 8 de enero de 2025. Ciudad de México: Instituto Politécnico Nacional, 2010, págs. 24, 26.
- [22] Nick Connor. *¿Qué es la producción de pares de positrones y electrones?* Consultado el 18 de enero de 2025. 2020. URL: https://www.radiation-dosimetry.org/es/que-es-la-produccion-de-pares-de-positrones-y-electrones-definicion/#google_vignette.
- [23] Besa De C. Pelayo. “Radioterapia externa: lo que el médico general debe saber”. En: *Revista Médica Clínica Las Condes* 24.4 (2013). Tema central: Cáncer, págs. 705-715. ISSN: 0716-8640. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(13\)70210-4](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(13)70210-4). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0716864013702104>.
- [24] Agustín Di Paolo et al. *Espectroscopía Gamma de baja resolución utilizando un centellador de NaI(Tl)*. Reporte de laboratorio no publicado. 2014.

- [25] D. Vicente Gamio Pascual. *Conceptos básicos sobre protección radiológica*. Accedido el 19 de enero de 2025. URL:
<https://www.csn.es/documents/10182/950714/Curso+General+de+Formaci%C3%B3n+de+Actuantes+en+Emergencias+Nucleares.+TEMA+00.+Conceptos+b%C3%A1sicos+sobre+protecci%C3%B3n+radiol%C3%B3gica>.
- [26] Daniel Vázquez Castro. “Dosimetría termoluminiscente de la radiación ionizante en monitores de computadoras”. Disponible en:
<http://cdigital.dgb.uanl.mx/te/1020135216.PDF>. Tesis de maestría. San Nicolás de los Garza: Universidad Autónoma de Nuevo León, 2000, págs. 7, 14-15.
- [27] Sonia Delipe Torres Leonor Fuentes Puebla y Victor Valencia Fernández. “Efectos biológicos de los Rayo-X en la práctica de Estomatología”. En: *Revista Habanera de Ciencias Médicas* 14.3 (2015), págs. 337-347.
- [28] CIEMAT. *EFFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES*. 2023. URL: https://csn.ciemat.es/pluginfile.php/146/mod_folder/content/0/IRD.OP.GR.T07.23.pdf.
- [29] Energy Education. *Linear no-threshold model*. 2021. URL:
https://energyeducation.ca/encyclopedia/Linear_no-threshold_model
(visitado 09-12-2025).
- [30] Ángel Montero. *Hormesis y Radioterapia (I): ¿Una hipótesis a valorar?* 28 de nov. de 2024. URL: <https://fisicamedica.es/blog/hormesis-y-radioterapia-i-una-hipotesis-a-valorar/> (visitado 09-12-2025).
- [31] SCISA. *Dosimetría Radiológica*. Consultado el: 21 de enero de 2025. 2024. URL:
<https://scisa.es/dosimetria-radiologica/>.
- [32] Balseiro. *Detectores de Radiación*. Accedido: 2025-01-21. 2025. URL:
<https://www.studocu.com/cl/document/universidad-san-sebastian/radioterapia/detectores-de-radiacion-balseiro/31570444>.

- [33] T. Rivera. “Thermoluminescence in Medical Dosimetry”. En: *12th International Symposium; 22nd National Congress on Solid State Dosimetry*. Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, México D. F. (México), Sociedad Mexicana de Irradiación y Dosimetría, México D. F. (México), Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, México D. F. (México). México D. F. (México): Sociedad Mexicana de Irradiación y Dosimetría, 2011, págs. 166-167.
- [34] Taller de Radiaciones, Facultad de Ciencias, UNAM. *Dosimetría Termoluminiscente*. Accedido: 2025-01-21. 2025. URL: <https://tallerderadiaciones.fciencias.unam.mx/termoluminiscente.html>.
- [35] Marino Crispín Aquino Ignacio et al. “Cuantificación de la dosis absorbida por medio de dosimetría termoluminiscente en radiología dental”. En: *Revista Odontológica Mexicana* 14.4 (2010), págs. 231-237. URL: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-199X2010000400231.
- [36] Justo Piñeiro Fernández. “¿Debe el paciente conocer que tiene un cáncer?: Nuestra experiencia en las pacientes con cáncer de mama”. En: *Revista Cubana de Cirugía* 43.1 (2004). Recuperado el 03 de noviembre de 2025. URL: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-74932004000100007&lng=es&tlng=es.
- [37] Organización Panamericana de la Salud. *Cáncer de mama*. <https://www.paho.org/es/temas/cancer-mama>. s.f.
- [38] Joaquín Palmero Picazo et al. “Cáncer de mama: una visión general”. En: *Acta Médica Grupo Ángeles* 19.3 (2021). Epub 04 de abril de 2022. Recuperado el 03 de noviembre de 2025, págs. 354-360. URL: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-72032021000300354&lng=es&tlng=es.
- [39] Gonzalo Márquez-Acosta. “Cáncer de mama”. En: *Perinatología y Reproducción Humana* 26.2 (2012). Recuperado el 03 de noviembre de 2025, págs. 81-82. URL:

- http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0187-53372012000200001&lng=es&tlng=es.
- [40] Instituto Nacional del Cáncer (NCI). *Tratamiento del cáncer de seno – Versión para pacientes*.
:[://www.cancer.gov/espanol/tipos/seno/paciente/tratamiento-seno-pdq](http://www.cancer.gov/espanol/tipos/seno/paciente/tratamiento-seno-pdq). 2025.
- [41] Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades (CDC). *Tratamiento del cáncer de mama*.
<https://www.cdc.gov/breast-cancer/es/treatment/index.html>. Consultado el 29 de marzo de 2025. 2025.
- [42] Instituto Nacional del Cáncer (NCI). *Radioterapia para el tratamiento del cáncer*.
<https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>. Consultado el 29 de marzo de 2025. 2025.
- [43] Clínica Universidad de Navarra (CUN). *Radioterapia para el tratamiento del cáncer*. <https://cancercenter.cun.es/todo-sobre-cancer/tratamientos/radioterapia>. Consultado el 29 de marzo de 2025. 2025.
- [44] Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA). *¿Qué es la radioterapia?*
<https://www.iaea.org/es/newscenter/news/que-es-la-radioterapia>. Consultado el 30 de marzo de 2025. 2025.
- [45] Mayo Clinic. *Radiation Therapy*. <https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/radiation-therapy/about/pac-20385162>. Consultado el 5 de abril de 2025. 2025.
- [46] S. Pellejero, S. Lozares y F. Mañeru. “Descripción de equipos de última generación en radioterapia externa”. En: *Anales del Sistema Sanitario de Navarra* 32.Supl. 2 (2009). Recuperado el 03 de noviembre de 2025, págs. 13-20. URL:
http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000400002&lng=es&tlng=es.

- [47] Cleveland Clinic. *3D Conformal Radiation Therapy (3D-CRT)*.
<https://my.clevelandclinic.org/health/procedures/3d-conformal-radiation-therapy-3d-crt>. Consultado el 5 de abril de 2025. 2025.
- [48] Radiología Latam. *Uso estándar de IMRT para cáncer de pulmón*. <https://radiologialatam.com/uso-estandar-de-imrt-para-cancer-de-pulmon/>. [Último acceso: abril de 2025]. 2025.
- [49] Thermo Fisher Scientific. *Harshaw TLD 3500 Manual*. Accedido: 24-Feb-2025. 2025. URL: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3/tabs?defaultTab=0>.
- [50] Thermo Fisher Scientific. *FB1315M Product Page*. Accedido: 24-Feb-2025. 2025. URL: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/FB1315M>.
- [51] RSD Phantoms. *The Alderson Radiation Therapy Phantom*. Accedido: 25-Feb-2025. 2025. URL: <https://rsdphantoms.com/product/the-alderson-radiation-therapy-phantom/>.
- [52] Florida Center for Prostate Care. *Elekta Synergy - Prostate Cancer Treatment Technology*. Accedido: 25-Feb-2025. 2025. URL: <https://floridaprostate.com/prostate-cancer-treatment-and-technology/prostate-cancer-treatment-technology/elekta-synergy/>.
- [53] International Atomic Energy Agency. *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces ecternos. Un código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua*. Viena, Austria: IAEA, 2005. URL: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS_398s_Web.pdf.
- [54] Søren M. Bentzen et al. "Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC): An Introduction to the Scientific Issues". En: *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics* 76.3 Supplement (2010), S3-S9. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2009.09.040.