



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
POSTGRADO EN FÍSICA MÉDICA



MEDICIÓN DE LA CONTRIBUCIÓN DE LA RADIACIÓN DISPERSA A LA MAMA CONTRALATERAL PRODUCIDA POR TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA HIPOFRACCIONADA PARA MAMA UTILIZANDO LA TÉCNICA FIELD IN FIELD

Autor: Lic. Nathaly Lajo Fonseca

Tutor: Dr. Jesús Enrique Dávila

TRABAJO DE GRADO DE MAESTRÍA
presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título de
Magister Scientiarum en Física Médica.

Caracas, 20 de marzo de 2017.



VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el **Trabajo de Grado** presentado por: **NATHALY ESTELA LAJO FONSECA**, Cédula de identidad N°.16640047, bajo el título **“MEDICIÓN DE LA CONTRIBUCIÓN DE LA RADIACIÓN DISPERSA A LA MAMA CONTRALATERAL PRODUCIDA POR TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA HIPOFRACCIONADA PARA MAMA UTILIZANDO LA TÉCNICA FIELD IN FIELD”** a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **20 de MARZO de 2017** a las **09:00 A.M.**, para que **el autor** lo defendiera en forma pública, lo que **éste** hizo en la **Sala de Seminario Guillermo Ruggeri**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual **respondió satisfactoriamente** a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió **aprobarlo**, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por **el autor**, que **se ajusta** a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado es un aporte importante en la dosimetría de radiaciones ionizantes utilizada en tratamientos de radioterapia y también aporta información sobre la utilidad de la dosimetría ópticamente estimulada en dosimetría “in vivo” en cáncer de mama.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los **20 días** del mes de **Marzo** del año **2017**, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como **Coordinador** del jurado el **Dr. Jesús Dávila (UCV)**.

M.Sc. Ana Rosa Quintero
C.I. 4362563
Clínica el Ávila

M.Sc. Deivis Errada
C.I. 15710204
UCV

Dr. Jesús Dávila
C.I. 8026322
UCV
Tutor

ep. 20/03/2017



A Dios.

A mi mamá y a mi nanita.

*A mis grandes ausentes, siempre
presentes: mi papá, mi abuela Estela,
mi tío Víctor y mi tía May. Los extraño.*

Agradecimientos

A mi tutor, el Dr. Jesús Dávila, por brindarme la oportunidad de desarrollar este trabajo; por su valiosa guía y dirección, ¡muchas gracias!

A mis amigos y compañeros de postgrado: Joyce Sayago, Ulianova López, José Núñez, Jhonalbert Aponte, Omar León, Andrés Aracena, Alfredo Parra, Wilmer Useche y Jessica Garzón, con quienes compartí gratos momentos a lo largo de esta etapa. A los amigos que he conocido en el trayecto: Wilmer Chacón, Angel De Nobrega, Eric Sira, Fabiola Hernández, Johan Rojas y Yubiri Strubinger. Entre todos hicieron el camino divertido.

A mi Alma Mater, la Universidad Central de Venezuela, que me ha permitido continuar mi formación profesional en sus espacios.

Agradecimiento especial

Al Servicio de Radioterapia Oncológica GURVE La Trinidad, por el apoyo y la confianza al facilitarme los medios necesarios para llevar a cabo todas las actividades propuestas en el desarrollo de este trabajo.

A los físicos y técnicos del servicio, por su colaboración y amable disposición durante las mediciones. Especialmente a Wilmer Useche, Omar León y Jessica Garzón por su paciencia y divertida conversación durante estos meses.

Agradecimiento especial

A Física Médica C.A., sin cuyo valioso aporte habría sido imposible la realización de este trabajo, al abrirme sus puertas y permitirme disponer de sus equipos e instalaciones.

De manera especial deseo expresar mi gratitud a los M.Sc. Deivis Errada y Laura Aguirre, quienes amablemente me brindaron todo el soporte profesional y logístico necesario para alcanzar los objetivos perseguidos.

Resumen

Mediante la dosimetría *in vivo* es posible realizar verificaciones durante la entrega de los tratamientos de radioterapia, que permiten prevenir errores en su administración, así como comparar la dosis medida con la planificada. Uno de los métodos posibles para este propósito dosimétrico implica el aprovechamiento del fenómeno de luminiscencia ópticamente estimulada (OSL), en el cual al irradiar un material OSL y estimularlo posteriormente con una longitud de onda específica, este libera la energía almacenada mediante fotones de luz proporcionales a ella. En este trabajo se emplearon dosímetros OSL para medir la contribución de dosis dispersa recibida por la mama contralateral en tratamientos de cáncer de mama con técnica Field in Field y un esquema hipofraccionado de dosis.

Se seleccionaron 15 pacientes que reunieran criterio clínico para recibir un esquema hipofraccionado de 2,66 Gy diarios hasta alcanzar 42,56 Gy, fueron simuladas bajo protocolo de radioterapia y planificadas; durante la entrega de tratamiento se posicionaron 3 dosímetros OSL en las siguientes ubicaciones: pezón, extremo opuesto de la mama contralateral y a 1 cm del borde inferior del campo tangencial interno. Posteriormente se leyeron y borraron los dosímetros para ser reutilizados.

En los resultados obtenidos se evidencia una reducción en la dosis dispersa que alcanza la mama contralateral, así como de las unidades monitor en comparación con otras técnicas de tratamiento.

Índice General

Agradecimientos	I
Agradecimiento especial	II
Agradecimiento especial	III
Índice de Figuras	IX
Índice de Tablas	XII
Introducción	1
Objetivos	3
Objetivo General	3
Objetivos Específicos	3
1. Cáncer de mama	4
1.1. Anatomía	4
1.2. Estadíaje	7
1.3. Clasificación	9
1.4. Tratamiento	9

1.4.1. Técnicas y modalidades en radioterapia	10
2. Radiación dispersa	14
2.1. Efectos de dosis dispersas sobre pacientes jóvenes de cáncer de mama	15
3. Dosimetría <i>in vivo</i>	17
4. Luminiscencia Ópticamente Estimulada	19
4.1. Aspectos Fundamentales del fenómeno OSL	24
4.1.1. Niveles de energía en cristales perfectos	25
4.1.2. Defectos en el cristal	27
4.1.3. Excitación del cristal mediante radiación ionizante	29
4.1.4. Captura y recombinación en niveles defecto	30
4.1.5. Estimulación térmica de cargas atrapadas	32
4.1.6. Estimulación óptica de cargas atrapadas	33
4.1.7. Proceso de Luminiscencia	35
4.1.8. Descripción matemática generalizada del fenómeno OSL	36
4.2. Lectura OSL	37
4.2.1. Elementos básicos de un lector OSL	37
4.2.2. Modalidades de estimulación	38
OSL de Onda Continua (CW-OSL)	39
OSL Pulsado (POSL)	41
4.3. Instrumentación	42
4.3.1. Fuentes de luz	43
Lámparas	43
Diodos emisores de Luz (LED)	44
Láseres	44
4.3.2. Detectores de luz	44
Tubos fotomultiplicadores	45
4.4. Filtros ópticos	46

4.4.1. Colección de luz	47
4.5. Lectores OSL	47
4.5.1. Lectores InLight®	47
4.6. Materiales OSL	48
4.6.1. $Al_2O_3:C$	48
4.7. Detectores de óxido de aluminio dopado con carbono ($Al_2O_3:C$)	49
4.7.1. Formas disponibles	49
4.7.2. Preparación y manejo	50
4.7.3. Respuesta a la dosis	50
4.8. Sistema de dosimetría InLight®	50
4.8.1. Cálculo de dosis y calibración	51
5. Metodología Experimental	52
5.1. Materiales, pacientes y equipos	52
5.1.1. Pacientes	53
5.1.2. Materiales y equipos	53
Tomógrafo computarizado	53
Soporte de mama Civco C-Qual™	54
Acelerador lineal de uso clínico Varian - Clinac 2100CD	55
Sistema de planificación de tratamiento Eclipse™	56
Detectores OSL LANDAUER® - Inlight®	56
Lector de dosímetros OSL LANDAUER® - microStar®	57
Negatoscopio convencional	58
5.2. Diseño Experimental	58
5.2.1. Selección de pacientes	59
5.2.2. Simulación y planificación del tratamiento	59
5.2.3. Medición de dosis dispersa	60
5.2.4. Lectura de dosímetros	64
5.2.5. Análisis de resultados	68

ÍNDICE GENERAL

6. Resultados y Discusiones	70
7. Conclusiones	98
Referencias	101

Índice de Figuras

1.1. Niveles y cadenas ganglionares mamarios	6
1.2. Estadía de cáncer de mama	7
1.3. Clasificación del cáncer de mama	9
4.1. Diagrama de niveles de energía mostrando posibles transiciones de absorción óptica en un semiconductor	20
4.2. Fases involucradas en el proceso OSL	23
4.3. Niveles de energía	27
4.4. Representación de las bandas de energía en un cristal aislante y niveles de energía localizada introducidas por defectos	32
4.5. Posibles transiciones electrónicas posteriores a la estimulación óptica de electrones de un centro de captura "ópticamente activo"	34
4.6. Esquema de un lector OSL	38
4.7. Curvas OSL	39
4.8. Medición OSL de $Al_2O_3:C$ empleando una fuente pulsada de luz	42
4.9. Construcción de un tubo fotomultiplicador	46
4.10. Lector InLight®, del fabricante LANDAUER®	48

4.11. Espectro de emisión y excitación OSL del $Al_2O_3:C$ irradiados con 1 Gy	49
5.1. Tomógrafo Philips Brilliance de 16 cortes	54
5.2. Soporte de mama Civco C-Qual™	54
5.3. Acelerador lineal de uso clínico Varian - Clinac 2100CD instalado en el Servicio de Radioterapia del CMDLT.	55
5.4. Modelo de dosímetro InLight® empleado	56
5.5. Lector microStar LANDAUER®	57
5.6. Negatoscopio radiográfico	58
5.7. Proceso de simulación	60
5.8. Marcas y posicionamiento de los dosímetros en la paciente	61
5.9. Dosímetros empleados	62
5.10. Interface de Software MicroStar ® para la lectura de los dosímetros modelo InLight®	65
5.11. Lector microStar ubicado en las instalaciones de Física Médica C.A., con lector de código de barras	66
5.12. Estuche y cristales de los dosímetros colocados sobre el negatoscopio durante el proceso de borrado	67
6.1. Referencia de las distancias consideradas desde el punto de incidencia del campo tangencial externo a la posición de cada dosímetro empleado en superficie para una paciente, tomado del SPT Eclipse™	74
6.2. Dosis por fracción registrada en el pezón en las dos profundidades de medición	80
6.3. Dosis por fracción registrada en el extremo opuesto en las dos profundidades de medición	81
6.4. Dosis por fracción registrada en el diafragma en las dos profundidades de medición	82

6.5. Resultados de las mediciones <i>in vivo</i> mediante dosimetría OSL en comparación con las calculadas por el SPT en el pezón para un tratamiento de mama con campos tangenciales y técnica FiF a las dos profundidades de medición, en cada paciente evaluado	91
6.6. Resultados de las mediciones <i>in vivo</i> mediante dosimetría OSL en comparación con las calculadas por el SPT en el extremo opuesto para un tratamiento de mama con campos tangenciales y técnica FiF a las dos profundidades de medición, en cada paciente evaluado .	92
6.7. Resultados de las mediciones <i>in vivo</i> mediante dosimetría OSL en comparación con las calculadas por el SPT en el diafragma para un tratamiento de mama con campos tangenciales y técnica FiF a las dos profundidades de medición, en cada paciente evaluado	93
6.8. Razón SPT/OSL en el pezón	94
6.9. Razón SPT/OSL en el extremo opuesto	95
6.10. Razón SPT/OSL en el diafragma	96
6.11. Razón SPT/OSL en función de la distancia hasta la profundidad de medición	97

Índice de Tablas

1.1. Estadaje TNM del cáncer de mama	8
5.1. Características del acelerador lineal Varian - Clinac 2100CD instalado en el CMDLT	55
5.2. Espesor másico de los filtros empleados en los dosímetros InLight®	57
5.3. Código e identificación asociados a los dosímetros empleados	63
5.4. Ubicación anatómica asociada a los dosímetros utilizados	64
6.1. Registro de Unidades Monitor, volumen de mama contralateral y distancias desde el campo tangencial externo hasta cada dosímetro tanto en superficie como a 1 cm de profundidad para cada paciente.	71
6.2. Mediciones de dosis dispersa en la mama contralateral realizadas a 15 pacientes de cáncer de mama tratadas con técnica FiF y esquema hipofraccionado de dosis	75
6.3. Rangos y promedios de dosis dispersa en la mama contralateral empleando la técnica FiF, para un esquema hipofraccionado de dosis	83
6.4. Dosis Biológica equivalente a fracciones de 2 Gy	84

6.5. Comparación de resultados medidos y estimados por el sistema de planificación en la superficie de la mama contralateral tratadas con técnica FIF y esquema hipofraccionado de dosis 85

Introducción

El tratamiento con radioterapia es un componente fundamental en el manejo del cáncer. Gracias a los recientes avances en técnicas de tratamiento existe un incremento en el número de sobrevivientes a largo plazo (1).

En radioterapia se busca garantizar la entrega de la dosis prescrita al volumen blanco procurando minimizar la dosis en los órganos a riesgo. En el caso particular del cáncer de mama, la técnica estándar se compone de un campo dirigido a la fosa supraclavicular y dos campos tangenciales que abarquen la mama, limitando dentro de lo posible las dosis a pulmón, corazón (si se trata de la mama izquierda) y mama contralateral. Para una mejor conformidad de la dosis en el volumen a tratar, mediante los campos tangenciales se suelen emplear dos cuñas físicas que, si bien mejoran mucho este aspecto, aumentan la dosis dispersada por el simple hecho de ser otro elemento con el que interacciona el haz.

La técnica de Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT) ha permitido obtener una mejor distribución de la dosis, en comparación con la técnica de

radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT); estudios realizados a pacientes que han recibido radioterapia postmastectomía (2) han evidenciado que la dosis media en pulmón y corazón (en cáncer de mama izquierda) disminuyen en un 20% y 21% respectivamente con esta técnica, como desventaja requiere un mayor número de unidades monitor y amplía las zonas circundantes que reciben dosis bajas. Finalmente, la evolución a la técnica Field in Field ha permitido alcanzar una mejor distribución de dosis y una disminución de unidades monitor al no necesitar cuñas físicas.

En lo que respecta al uso terapéutico de radiaciones ionizantes es sumamente importante minimizar las dosis dispersas que pueden recibirse en zonas anatómicas diferentes a aquella donde se encuentra la lesión con el propósito de reducir el riesgo de la aparición de efectos tardíos, tales como nuevos primarios, enfermedades cardíacas radioinducidas, disparidad en el movimiento de los hombros, fibrosis en tejidos blandos, entre otros.

En este trabajo se evaluó la dosis de radiación dispersa mediante dosimetría *in vivo* con dosímetros de luminiscencia ópticamente estimulada en la mama contralateral, durante el tratamiento de cáncer de mama en pacientes planificados con técnica Field In Field (FIF) y un esquema hipofraccionado de 2,66 Gy diarios.

Objetivos

Objetivo General

- Cuantificar la contribución de la radiación dispersa a la mama contralateral producida por tratamientos de radioterapia hipofraccionada para mama utilizando la técnica Field In Field.

Objetivos Específicos

- Seleccionar 15 pacientes que requieren tratamiento de mama con técnica hipofraccionada (2,66 Gy/día) de acuerdo a los criterios clínicos.
- Planificar tratamientos Field in Field para este grupo de pacientes.
- Realizar medición de dosis dispersa durante el tratamiento a cada una de las pacientes utilizando dosímetros OSL.
- Cuantificar la dosis dispersa recibida por la mama contralateral.
- Analizar a partir del valor obtenido.

Cáncer de mama

El cáncer de mama es el cáncer más frecuente entre mujeres y la primera causa de muerte a nivel mundial, habiendo sido diagnosticados un estimado de 1.38 millones de nuevos casos para el año 2008, constituyendo el 23% de los cánceres (3).

El incremento o disminución de la probabilidad de desarrollar cáncer de mama parece estar relacionado con diversos factores: ambientales, genéticos, obesidad, estilo de vida sedentario, dieta, el uso de anticonceptivos orales, terapia de remplazo hormonal, cigarro, alcohol y factores hereditarios.

1.1. Anatomía

La mama descansa sobre la pared torácica anterior en la superficie del músculo pectoral mayor. Se puede extender desde la línea media hasta cerca de la línea media axilar y cráneo-caudalmente desde la segunda costilla anterior hasta la sexta. El cuadrante superior externo se extiende en la región baja de la axila (4).

La mama se compone de la glándula mamaria, grasa, vasos sanguíneos y linfáticos. La superficie de la mama tiene septos fibrosos profundos, llamados ligamento de Cooper, ubicado entre la fascia superficial (adherido a la piel) y la fascia profunda (cubriendo el pectoral mayor y otros músculos de la pared torácica).

El parénquima se compone de lóbulos y ductos. La función de los lóbulos es producir leche, que es transportada a través de los ductos hacia el pezón. Los ductos periféricos convergen en ductos principales, que se comunican con el complejo areola-pezón. La mayoría de los cánceres se desarrollan entre el sistema ductal y los lóbulos, región conocida como unidad lobular ductal.

El parénquima de la mama se encuentra entremezclada con tejido conectivo que posee una rica red vascular y linfática. La organización linfática de la glándula mamaria comienza en los espacios interlobulares, sigue por los ductos y termina en la red subareolar de la red linfática de la piel. El drenaje linfático predominante de la mama es hacia los ganglios linfáticos axilares (5). En la Figura 1.1 se aprecian las cadenas y los niveles ganglionares .

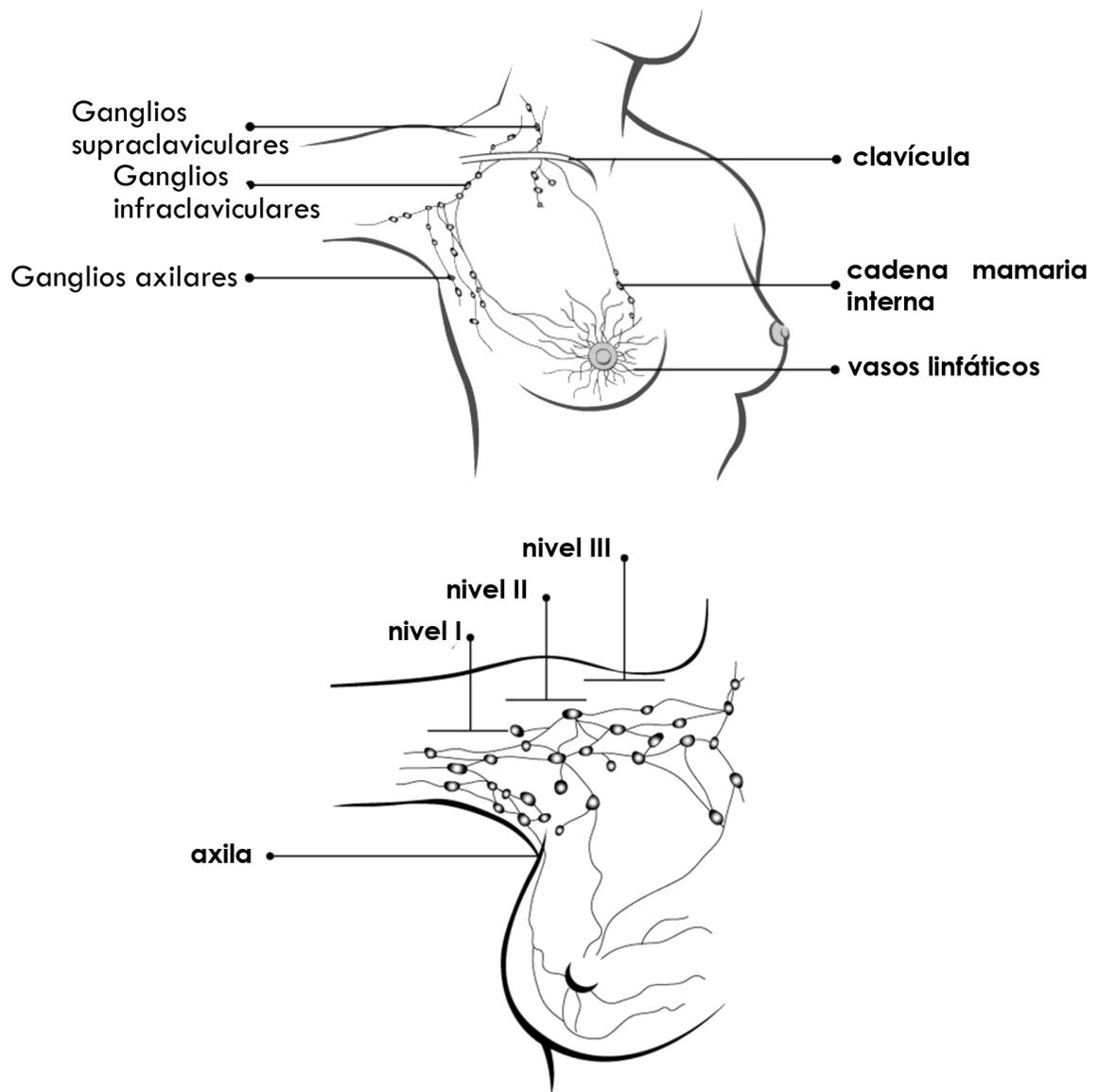


Figura 1.1: Niveles y cadenas ganglionares mamarios (6).

1.2. Estadaje

Para determinar el estadio del cáncer de mama se emplean ampliamente dos sistemas, el del American Joint Committee on Cancer (AJCC) y la International Union Against Cancer (UICC). En la Figura 1.2 y Tabla 1.1 se muestra esta clasificación.

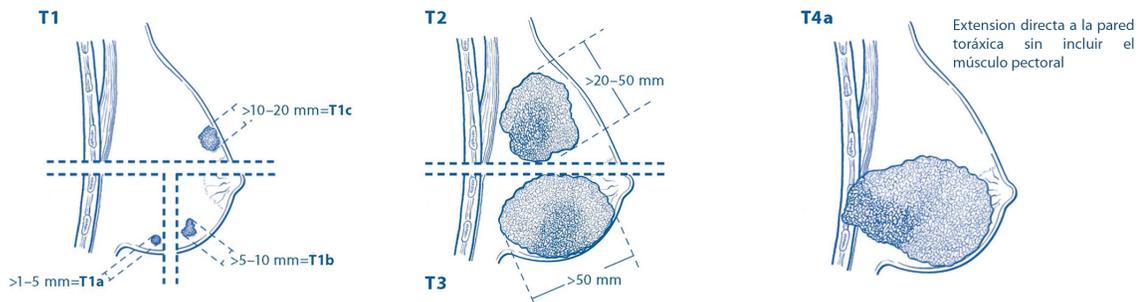


Figura 1.2: Estadaje de cáncer de mama (7).

La clasificación se reconoce como TNM, la T representa el tumor, la N los ganglios linfáticos y la M la metástasis.

Tabla 1.1: *Estadaje TNM del cáncer de mama*

Estadio 0	Tis	N0	M0
Estadio IA	T1*	N0	M0
Estadio IB	T0	N1mi	M0
	T1*	N1mi	M0
Estadio IIA	T0	N1**	M0
	T1*	N1**	M0
	T2	N0	M0
Estadio IIB	T2	N1	M0
	T3	N0	M0
	T0	N2	M0
Estadio IIIA	T1*	N2	M0
	T2	N2	M0
	T3	N1	M0
	T3	N2	M0
	T4	N0	M0
Estadio IIIB	T4	N1	M0
	T4	N2	M0
Estadio IIIC	Cualquier T	N3	M0
Estadio IV	Cualquier T	Cualquier N	M1

*T1 incluye T1mi

** Los tumores T0 y T1 con micrometástasis en ganglios solo están excluidas del estadio IIA y se agrupan en el IB

1.3. Clasificación

El AJCC ha establecido la clasificación que se muestra en la Figura 1.3.

<i>Carcinomas In Situ</i>	<i>Carcinomas Invasivos</i>
<ul style="list-style-type: none"> • NOS (No especificado de otra forma) • Intraductal • Enfermedad e Paget e intraductal 	<ul style="list-style-type: none"> • NOS • Ductal • Inflamatorio • Medular, NOS • Medular con estroma linfoide • Mucinoso • Papilar • Tubular • Lobular • Enfermedad de Paget • No diferenciado • De células Escamosas • Cístico adenoide • Secretor • Cribiforme

Figura 1.3: *Clasificación del cáncer de mama*

1.4. Tratamiento

El manejo del cáncer de mama se realiza de acuerdo a la extensión clínica de la enfermedad y a las características patológicas del tumor, además de considerar la edad del paciente, algunos factores biológicos de pronóstico así como la preferencia y el perfil psicológico del paciente.

La opción quirúrgica, quimioterapia y radioterapia son las principales a

través de las cuales se le brinda tratamiento al paciente. El enfoque se hará en la opción que involucra radiación ionizante: la radioterapia.

1.4.1. Técnicas y modalidades en radioterapia

La radioterapia es una especialidad médica que emplea la radiación para tratar cáncer y otras enfermedades. Según la distancia a la fuente de radiación se clasifica en radioterapia externa (EBRT por sus siglas en inglés) o teleterapia y braquiterapia o de contacto (8).

Para tratar cáncer de mama se emplean ambas modalidades, pero la más ampliamente utilizada es la EBRT, de aquí en adelante se hará referencia a ella.

Mediante la radioterapia se disminuye la tasa de recidivas, se incrementa la supervivencia y se disminuyen síntomas de acuerdo al estadio. Luego de la cirugía conservadora de mama, es un componente fundamental del tratamiento en estadios iniciales. En el caso de estadios más avanzados aumenta el control local y la supervivencia, particularmente en pacientes con metástasis en los ganglios linfáticos axilares.

Típicamente se entrega en cortas sesiones de tratamiento, 5 días a la semana por un período de 5 a 6 semanas. En el esquema de fraccionamiento convencional se aplica una dosis diaria de 1.8 ó 2 Gy con fotones entre 4 y 6 MV, hasta alcanzar los 45 ó 50 Gy, respectivamente. Adicionalmente se entrega un refuerzo o boost al lecho tumoral, en 5 dosis de 2 Gy con electrones de energía entre 9 y 18 MeV, dependiendo de la profundidad.

Inicialmente, en la década de los setenta, el proceso de planificación de tratamiento era en dos dimensiones (2D), se empleaban bloques de plomo y cuñas físicas para mejorar la distribución de la dosis y minimizar la dosis entregada en

órganos a riesgo; el paso del tiempo y los avances tecnológicos han permitido que las técnicas evolucionen.

La llegada de la tomografía computarizada (CT) constituyó un gran avance para el proceso de planificación al permitir visualizar y delinear la extensión de la enfermedad en relación al tejido sano, además de proveer información importante para la determinación de la densidad electrónica de los tejidos (número de Hounsfield o número CT). Esto a su vez permitió el desarrollo de sistemas de planificación computarizados que considerasen este número para el cálculo de las dosis a entregar.

La radioterapia conformada en tres dimensiones (3D-CRT) es, desde su aparición en la década de los ochenta, la técnica más ampliamente utilizada hasta la fecha. Se le realiza una tomografía al paciente en la misma posición en la que se realizará el tratamiento, las imágenes son exportadas al sistema de planificación de tratamiento donde se eligen cuidadosamente los haces y se conforma, gracias al colimador multiláminas (MLC), el haz de tratamiento.

En esta técnica se utilizan 2 haces tangenciales opuestos, que cubren la mama afectada, ya se trate de una mama conservada o de una pared torácica, si a la paciente le fue practicada una mastectomía. Los márgenes de los campos y el volumen a tratar dependerán de esto mismo. Adicionalmente se selecciona otro haz que cubra la fosa supraclavicular.

Para una mejor distribución de dosis se suelen emplear cuñas físicas o dinámicas en los haces tangenciales.

Posteriormente se desarrolló la técnica de radioterapia con intensidad modulada (IMRT), que sigue basada en la simulación mediante CT. Esta técnica permite obtener una mejora en el cubrimiento del volumen blanco y la minimización de dosis en el tejido circundante. La planificación puede ser inversa,

al indicarle al sistema el volumen blanco y los órganos a riesgo, este se encarga de elegir el número de haces, dirección, apertura y peso de los mismos, para cumplir la prescripción (9).

Finalmente, se tiene la técnica Field in Field (FIF) donde se introduce uno o más subcampos para obtener mayor homogeneidad en la dosis en el volumen de tratamiento. Estos subcampos se conforman con el MLC.

La gran ventaja ofrecida por esta técnica es que no utiliza cuñas físicas, logrando así disminuir las unidades monitor (UM) necesarias para alcanzar la dosis prescrita en el volumen blanco. La entrega de tratamiento es realizada de forma automática por el acelerador en el modo "un paso y disparo", es decir, no se mantiene irradiando al conformar cada subcampo.

Además del esquema de fraccionamiento mencionado anteriormente, es posible aplicar un esquema hipofraccionado de dosis, aplicando de 2.66 a 3.2 Gy diarios para un total de 40 a 42 Gy. Este esquema ha mostrado ser igualmente efectivo comparado con el esquema convencional. Este protocolo se basa en la evidencia de una relativamente alta sensibilidad de fraccionamiento, es decir, alta recuperación entre fracciones de tratamiento. De esta manera, al aplicar menos fracciones con mayor dosis por fracción es posible reducir la dosis total sin afectar la probabilidad de control tumoral (10).

Es importante mencionar que se deben cumplir ciertos criterios clínicos para calificar por este esquema (11), entre ellos: edad mayor a 50 años, estadio T1-2 pN0, pacientes que no han recibido quimioterapia. Los estudios aun no son concluyentes en cuanto a la toxicidad tardía, especialmente cardiotoxicidad.

Los campos dirigidos a fosa supraclavicular y región axilar pueden tratar un 12% o más del volumen pulmonar en comparación con la mama sola. Es además conocido que la irradiación regional aumenta el riesgo de linfedema de la

extremidad superior, neumonitis y plexopatía braquial. Las complicaciones pulmonares tardías por radiación pueden presentarse luego de 8 y 10 años del tratamiento, y aquellas asociadas a la región ganglionar al transcurrir entre 10 y 20 años, por lo que no se recomienda este esquema de fraccionamiento si se deben irradiar estas zonas.

El uso de quimioterapia y radiación simultánea ha sido relacionado con mayores riesgos de fibrosis subcutánea, telangiectasia, cambios en el pigmento de la piel y atrofia.

2

Radiación dispersa

El haz de tratamiento se compone tanto del haz primario como de radiación dispersa. Cualquier interacción con el haz primario de radiación puede resultar en radiación dispersa; cuando el haz primario interactúa con la materia, el resultado es radiación dispersa compuesta por fotones o electrones. Un cambio en la dirección está asociada con radiación dispersa. Cuando un electrón interactúa con el blanco en el acelerador lineal, se producen fotones; estos fotones son el haz primario (12).

Para llegar al paciente, los fotones interactúan con el filtro aplanador y luego, algunos de ellos con el colimador. Los fotones deflectados se consideran radiación dispersa. Cuando los fotones alcanzan al paciente y viajan a través de él, interactúan principalmente con los electrones, cambiando su trayectoria como consecuencia de dicha interacción y creando así radiación dispersa dentro del paciente. La radiación que se dispersa de regreso a la superficie del paciente se conoce como radiación retrodispersada. De esta manera, la dosis absorbida recibida por el paciente resulta también de la radiación secundaria producida por las interacciones del haz primario.

2.1. Efectos de dosis dispersas sobre pacientes jóvenes de cáncer de mama

La radioterapia postoperatoria ha demostrado efectividad en el control local de la enfermedad y aparición de recidivas, sin embargo, el impacto en la supervivencia no está del todo claro.

En la irradiación postmastectomía el volumen a irradiar es grande e irregular y comprende la pared costal y los ganglios linfáticos locales: mamaria interna, supraclavicular y apex de la axila. Dentro de este volumen se encuentran muchos órganos y tejidos que pueden ser potencialmente dañados por radiación: piel y tejido subcutáneo, costillas y clavícula, vasos linfáticos, plexo braquial y la unión del hombro. El pulmón y el corazón están en directa proximidad con el volumen de tratamiento, es por ello que dependiendo de la técnica pueden llegar a recibir elevadas dosis (13).

Haces externos de radioterapia son empleados regularmente para tratar malignidades en la mama. La contribución de la fuga del colimador y la dosis de radiación dispersa a la mama contralateral es de suma importancia debido a la elevada radiosensibilidad del tejido mamario para la carcinogénesis. Y adquiere aun mayor importancia cuando se trata de pacientes menores de 45 años de edad, por lo que la mama contralateral debe tratarse como un órgano a riesgo (14).

La cuantificación de la dosis en la mama contralateral durante la irradiación primaria es de mucha utilidad para estimar el riesgo de desarrollar un nuevo cáncer primario. El riesgo de cáncer de mama inducido por radiación está influenciado por la dosis y la edad al momento de la exposición. El riesgo de carcinogénesis se incrementa linealmente con la dosis hasta los 10 Gy, pero en el

rango terapéutico (de 45 a 50 Gy) parece ser menor, probablemente debido al proceso de inactivación celular. En relación con la edad, el riesgo mayor se presenta en mujeres expuestas durante la adolescencia, al aumentar la edad el riesgo disminuye y parece ser mínimo en mujeres por encima de los 40 años de edad. La dosis en la mama contralateral se estima entre 1 y 3 Gy, por lo que puede inducir cáncer en ella. Es complicado evaluar el riesgo de desarrollar cáncer de mama ya que aun sin haber recibido tratamiento de radioterapia, las pacientes con cáncer de mama tienen un riesgo elevado de desarrollar cáncer en la mama contralateral.

3

Dosimetría *in vivo*

La dosimetría *in vivo* forma parte de los procedimientos de garantía de calidad que se emplean al trabajar con radiaciones ionizantes. Son mediciones que se realizan durante el tratamiento del paciente y el instrumento de medición se posiciona ya sea dentro del paciente, sobre la piel del mismo o tan cerca cómo se pueda de acuerdo a lo que se desee evaluar. A través de los dosímetros *in vivo* es posible identificar desviaciones en la entrega de tratamientos complejos, evaluar la dosis en órganos radiosensibles o estimar la dosis absorbida (15).

Los objetivos de la dosimetría *in vivo* son fundamentalmente dos: prevenir errores en la administración del tratamiento y comparar la dosis medida en superficie con la dosis calculada por el sistema de planificación (16).

Existe una variedad de equipamiento para realizar dosimetría *in vivo*: cámaras de ionización, diodos semiconductores, detectores termoluminiscentes, transistores MOSFETs, detectores de diamante, sistemas de centelleo plástico (Dosimetría mediante fibra óptica) y dosímetros OSL; cada uno de ellos cuenta con ventajas y desventajas que los hacen o no elegibles para la labor a realizar por el investigador. Es de particular interés la dosimetría OSL.

3. Dosimetría *in vivo*

Un sistema de dosimetría *in vivo* ideal debería tener las siguientes características:

- Contar con alta exactitud.
- Ser seguro (evitar dispositivos electrónicos o de alto voltaje cerca del paciente).
- Poseer pequeña dimensión.
- No tener, o tener poca dependencia de parámetros del haz.
- Proveer la dosis absorbida en tiempo real.
- Tener capacidad para trabajar en haces de fotones y electrones.
- Facilidad para usar y calibrar.
- Ser asequible

4

Luminiscencia Ópticamente Estimulada

Existen materiales que emiten luz al ser estimulados por fotones de luz, es decir, son materiales con luminiscencia ópticamente estimulada. Los materiales OSL son capaces de almacenar energía y liberarla al ser estimulados ópticamente (17).

Se tiene entonces que el fenómeno de luminiscencia transiente observada durante la iluminación de aislantes cristalinos o semiconductores que fueron previamente estimulados, generalmente por exposición a la radiación ionizante se conoce como OSL. La excitación coloca al cristal en un estado metaestable, caracterizado por electrones y vacancias atrapados separadamente en defectos de la red cristalina. La intensidad de la señal OSL es una función dependiente de la radiación ionizante absorbida por el material (18, 19).

Durante la irradiación de un material adecuado, los electrones de valencia y la creación consiguiente de pares electrón/hueco sucede. Los defectos pre-existentes dentro del material localizan así los electrones y huecos libres en "trampas". La energía de los electrones y los huecos en estas trampas se encuentra

4. Luminiscencia Ópticamente Estimulada

dentro de la banda prohibida entre la banda de valencia y la banda de conducción del material. La posterior iluminación de la muestra irradiada con luz conduce a la absorción de energía por parte de los electrones atrapados, lo que les permite pasar de la trampa localizada a la banda de conducción deslocalizada. La recombinación posterior de estos electrones liberados con los huecos localizados resulta en la emisión de radiación y en la luminiscencia. Esta es la señal OSL, y generalmente está acompañada de fotoconductividad, ya que el proceso conduce a la presencia de electrones en la banda de conducción durante la iluminación.

La comprensión del fenómeno está entonces relacionada con la teoría de sólidos de bandas de energía, y tiene que ver con el atrapamiento de portadores de carga en los estados de banda prohibidas asociadas con las imperfecciones en el material del cristal, ya sean impurezas o defectos.

En la Figura 4.1 se esquematizan las posibles transiciones de absorción óptica en un semiconductor. Son siete transiciones electrónicas posibles: ionización, formación de excitón, ionización defectuosa, excitación intra-centros e ionización de trampas (18).

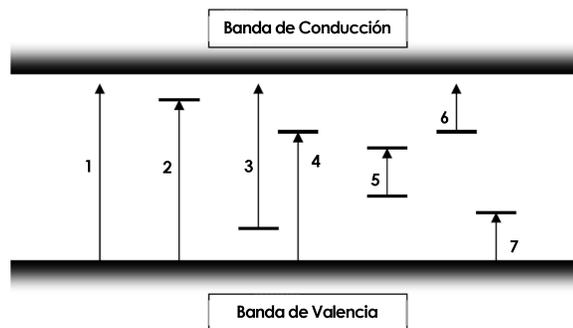


Figura 4.1: Diagrama de niveles de energía mostrando posibles transiciones de absorción óptica en un semiconductor. Las posibles transiciones son: -1- ionización; -2- Formación de excitón; -3,4- ionización defectuosa; -5- excitación intracentros; y -6,7- ionización de trampas (18).

La ionización de electrones directamente fuera de la banda de valencia (1), no es típicamente posible para longitudes de onda ópticas en aislantes como el Al_2O_3 que posee una banda de aproximadamente 6.6 eV. La formación de exciton (2) resulta en una carga localizada que puede dirigir al OSL pero este tipo de transición solo ocurre en longitudes de onda ultravioleta al vacío, por lo que carece de importancia en aplicaciones dosimétricas.

Las ionizaciones con defecto (3 y 4) se originan cuando un fotón incidente es suficientemente energético para producir ionización en un defecto dentro del material, pero no para hacerlo en la estructura del cristal, típicamente posible con estimulación de longitudes de onda ultravioleta por lo que tampoco tiene aplicabilidad dosimétrica.

Las transiciones o excitaciones intra-centros (5) involucran la excitación de un electrón en un defecto desde el estado base a un estado excitado, liberando energía al volver al estado base; sin embargo, ya que este tipo de transición no implica el transporte de carga de un lugar de defecto a otro, o eleva los electrones en la banda de conducción, no es un fenómeno OSL. Si este defecto es causado por irradiación del material se le conoce como radiofotoluminiscente (RPL por sus siglas en inglés) en vez de fotoluminiscente.

Finalmente, la ionización de las trampas (6 y 7) constituyen el fenómeno OSL. Estas transiciones son posibles gracias a la captura inicial de electrones y huecos en los sitios de defecto durante la irradiación, seguido por la liberación de esas cargas atrapados por la absorción de energía de la luz. La recombinación posterior de los electrones y huecos resulta en la emisión de OSL.

En la Figura 4.2 se presenta una descripción más específica del proceso OSL (19). En la primera etapa el detector OSL es expuesto a radiación ionizante, la energía depositada mediante ella resulta en excitaciones e ionizaciones: los electrones son promovidos a la banda de conducción, mientras ellos pueden

moverse libremente a través del cristal, dejando una vacancia, que también puede moverse libremente en la banda de valencia. El proceso de creación electrón/vacancia está representado por la flecha con dirección hacia arriba que conecta la banda de valencia y de conducción mediante el símbolo de radiación ionizante. Hay una probabilidad de que estos electrones y vacancias puedan quedar atrapados en los defectos en la red cristalina, los niveles de energía para los que están representados por las líneas horizontales cortas en la banda prohibida, entre las bandas de valencia y de conducción.

Después de la irradiación hay un período de latencia caracterizado por una concentración metaestable de electrones y vacancias capturados. Si los pozos potenciales asociados con los centros de captura no son suficientemente profundos, entonces la probabilidad de escape térmicamente inducida de las cargas atrapadas es insignificante a temperatura ambiente. Esta concentración relativamente estable de electrones y huecos atrapados se relaciona con la energía absorbida por el cristal durante el proceso de excitación, es decir, a la dosis absorbida de radiación; que representa la información latente sobre el campo de radiación.

La información almacenada en el detector OSL puede ser leída mediante estimulación por luz (2.1 c). Un fotón de longitud de onda determinado, λ_{stim} , estimula el electrón a la banda de conducción. Una vez en la banda de conducción, el electrón es libre de moverse a través del cristal y puede alcanzar la vacancia atrapada. El proceso de recombinación vacancia/electrón crea un defecto en el estado excitado, que se relaja al estado base mediante la emisión de un fotón de longitud de onda λ_{OSL} .

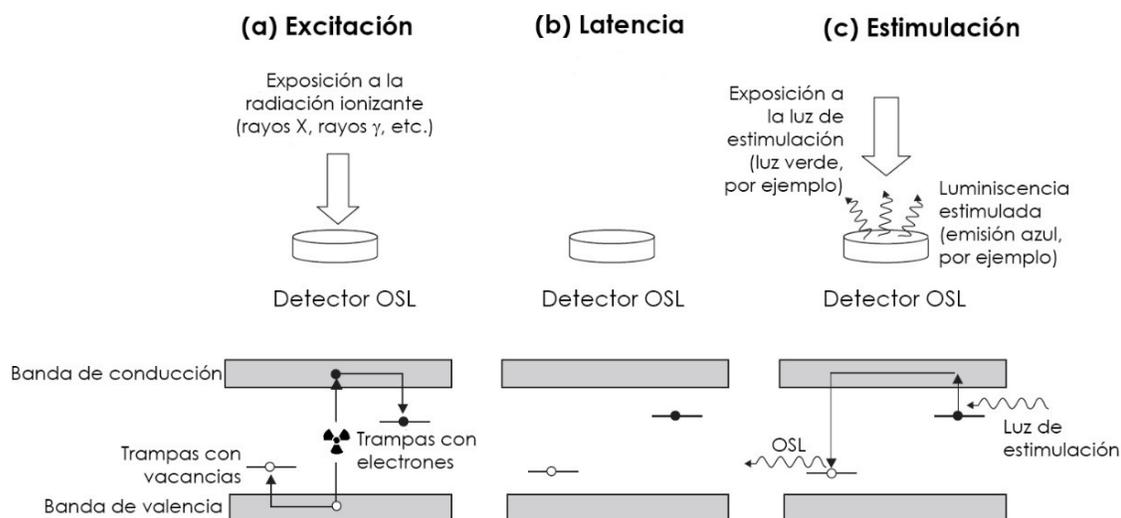


Figura 4.2: Diferentes fases involucradas en el proceso OSL: (a) excitación del detector OSL mediante radiación ionizante creando electrones libres y vacancias; (b) período de latencia caracterizado por una concentración metaestable de electrones y vacancias capturados en defectos del cristal y (c) la estimulación del detector con luz, conduciendo a la recombinación de pares electrón-hueco y la emisión de luz (OSL). La mitad superior representa la interacción del detector con el campo de radiación ionizante y la luz estimulante; la mitad inferior representa el diagrama de banda de energía para el cristal con los niveles de energía disponible y las correspondientes transiciones electrónicas que suceden en cada etapa (19).

La absorción de energía de una fuente de radiación ionizante por un material aislante o semiconductor origina la excitación de electrones y huecos libres y la consecuente captura de esos defectos dentro del material. Después de la eliminación de la excitación, la muestra puede ser estimulada de manera tal que la energía absorbida produce la liberación de portadores de carga de un signo, que son capaces de recombinarse con portadores de carga del signo opuesto. La absorción de radiación y la excitación de la carga (principalmente por efecto Compton o fotoeléctrico, dependiendo del tipo y energía de la radiación) lleva a la perturbación del sistema de un estado de equilibrio

termodinámico a un estado metaestable. La consecuente absorción de la energía externa por la carga capturada metaestable resulta en la relajación estimulada del sistema de regreso a su condición de equilibrio. Durante el proceso de relajación, sucede la recombinación de carga electrónica y, si la recombinación es radiativa, se emite luminiscencia. En la OSL la fuente de energía estimulante es luz (ultravioleta, visible o infrarroja) (20).

Esta descripción general de OSL ubica el fenómeno dentro de la familia de fenómeno de relajación estimulada (SRP por sus siglas en inglés, Stimulated Relaxation Phenomena). Se tiene así que la intensidad de luminiscencia emitida está relacionada con la tasa a la cual el sistema regresa al equilibrio. La tasa a la cual se restablece el equilibrio es una función de la concentración de cargas atrapadas (metaestable) y en el más simple de los casos es directamente proporcional a la concentración de cargas atrapadas. Normalmente se monitorea la intensidad de la luminiscencia en función del tiempo, resultando en una curva característica luminiscencia versus tiempo. La integral de esta curva está así relacionada con la concentración de carga atrapada, que es proporcional (en el caso ideal) a la dosis inicial de radiación absorbida. Esto constituye la base de la utilización de OSL en dosimetría de radiación.

4.1. Aspectos Fundamentales del fenómeno OSL

Como se ha visto, la física detrás de este fenómeno se explica a través de la consideración de los niveles de energía disponibles y transiciones electrónicas en materiales aislantes y semiconductores. Es por ello que en adelante se presentan los aspectos más relevantes asociados al proceso OSL, particularmente relacionados con materiales cristalinos y defectos puntuales ya que son los que están vinculados al presente trabajo, sin embargo, es conveniente mencionar que

es posible observar este fenómeno en otros elementos tales como vidrios, plásticos, material biológico y, en principio, en cualquier sistema en el que pueda manifestarse un estado metaestable durante la exposición a radiación ionizante que luego sea estimulado ópticamente de regreso a su estado base produciendo luminiscencia.

4.1.1. Niveles de energía en cristales perfectos

Los electrones en un cristal perfecto están sujetos al potencial periódico asociado con el campo eléctrico del arreglo regular de iones que constituyen el cristal. Un cristal semiconductor establece un arreglo periódico de los átomos, que lleva a una variación espacial periódica de la energía potencial en todo el cristal. Ya que la energía potencial varía significativamente a través de distancias interatómicas, la mecánica cuántica se debe utilizar como base para niveles de energía permitidos y otras propiedades relacionadas con el semiconductor. Diferentes cristales semiconductores (con sus diferentes elementos atómicos y diferentes separaciones interatómicas) conducen a diferentes características. La periodicidad de las variaciones posibles, sin embargo, conduce a varios resultados generales potentes aplicables a todos los cristales semiconductores (21, 19).

Un resultado central son las funciones de momento energético definiendo el estado de los portadores de carga electrónico. Además de los electrones, los semiconductores también proveen vacancias, es decir, partículas cargadas positivamente que se comportan de forma parecida a los electrones. Dos niveles de energía son importantes: uno es el nivel correspondiente a los electrones que no están unidos a los átomos del cristal y que pueden moverse a través de él, la banda de conducción; y el otro nivel, la banda de valencia, corresponde a los huecos que pueden moverse a través del cristal. Entre dichos niveles energéticos, hay una región de energías prohibidas, es decir, energías para las cuales no

pueden existir portadores de carga libres. La separación mínima entre la banda de conducción y de valencia se conoce como brecha de energía.

Los detalles de las bandas de energía y la brecha energética dependen de las soluciones de la ecuación de Schrödinger, que para un potencial periódico dado da lugar a bandas de energías permitidas separadas por bandas de energías prohibidas. Esto se observa en la Figura 4.3 que compara los niveles de energía para una serie unidimensional de pozos de potencial con niveles de energía continuos del electrón libre, los niveles discretos de energía de un oscilador armónico simple (b) y los niveles de energía de un pozo de potencial único (c). Las bandas de energía en un cristal se pueden considerar formadas por los niveles discretos de energía de los átomos aislados, que cuando se ponen juntos en una fracción de cristal en $(2l+1)N$ niveles de espacio cercanos, donde N es el número de átomos en el cristal y $(2l+1)$ es la degeneración de cada nivel, formando una distribución de energía cuasi-continua. Esas bandas se comparten por el cristal completo y por lo tanto son llamadas también bandas deslocalizadas. Las brechas de energía corresponden a la reflexión de Bragg de las ondas del electrón en el cristal, para lo cual no existen soluciones a la ecuación de Schrödinger.

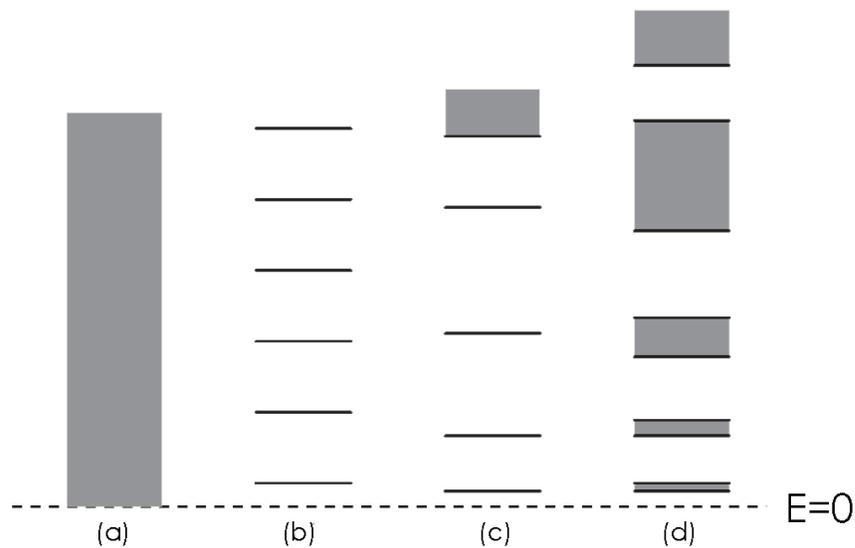


Figura 4.3: Niveles de energía de (a) un electrón libre; (b) un oscilador armónico simple; (c) un pozo de único potencial y (d) una serie periódica de pozos potenciales. La última es similar a los niveles de energía en un cristal, bandas de energía separadas por brechas (19).

4.1.2. Defectos en el cristal

A pesar de que los pares electrón-vacancia pueden ser creados mediante la excitación de un cristal perfecto, tales sistemas no brindan ningún mecanismo que le permita a la energía almacenada convertirse en la forma de electrones y huecos separados espacialmente en el cristal, que más tarde podría ser liberado para producir OSL. Como con muchas otras aplicaciones tecnológicas de los materiales de estado sólido, el proceso OSL existe debido a los niveles de energía introducidos en la banda prohibida por defectos en el cristal. Estos defectos pueden atrapar electrones, agujeros y almacenar energía eficazmente.

Los defectos se clasifican en puntuales y lineales. Como su nombre indica, los defectos puntuales involucran átomos aislados en regiones localizadas del cristal huésped. Los defectos lineales, por otra parte, implican filas de átomos. Además

de los defectos puntuales y lineales, existen defectos compuestos por un pequeño número de defectos puntuales, y se conocen como complejos (22).

Los cristales verdaderos no son ideales en el sentido que siempre incluyen imperfecciones, ya sean defectos o impurezas. Esto ocasiona un cambio local en el sistema periódico y de esta forma se producen nuevos niveles de energía en la banda prohibida, que posibilita a los electrones y agujeros quedar atrapados, es decir, estos portadores pueden poseer energías que están prohibidas en el cristal ideal. Algunos ejemplos de defectos son átomos ausentes en puntos de la red (vacancias), átomos extra entre puntos de la red (intersticiales) y átomos extraños que reemplazan los átomos de la red (impurezas). Defectos formados por los desplazamientos de los átomos que forman el cristal son llamados defectos intrínsecos, mientras que los defectos formados por átomos extraños se denominan defectos extrínsecos o impurezas (19).

Los defectos pueden introducirse como resultado de equilibrio dinámico, dopando durante el proceso de crecimiento del cristal, y luego del crecimiento por hibridación o irradiación con partículas energéticas o fotones.

Un tipo conocido es el defecto Frenkel, que consiste en átomos intersticiales, iones o moléculas que se encuentran ubicados normalmente en la red, y se han movido de su lugar original. Las vacantes correspondientes se denominan defectos de Schottky. Este último puede ser el resultado de una difusión de los iones huésped a la superficie del cristal. En algunos casos la radiación de alta energía puede producir un par vacante-intersticial situado en lugar muy cerca entre sí, formando de este modo un defecto de una naturaleza diferente. Otra causa de una perturbación en la periodicidad del cristal perfecto es la presencia de la superficie. Esto puede resultar en niveles de captura en el potencial periódico, produciendo de este modo niveles de captura generalmente poco profundas en la región de superficie (22).

La concentración del defecto Frenkel aumenta con la temperatura con un factor $e^{-W/2kT}$, donde W es la energía necesaria para tomar un átomo de su posición en la red y colocarlo en una intersticial, k es la constante de Boltzmann y T es la temperatura absoluta (19).

4.1.3. Excitación del cristal mediante radiación ionizante

La excitación del cristal no sólo es una parte esencial del proceso de OSL, responsable de la creación de pares de electrones y huecos que puedan quedar atrapadas en los defectos del cristal, sino que además su efecto se desea cuantificar en aplicaciones de dosimetría. Es por ello que el interés se concentra en la excitación producida por radiación ionizante. La excitación puede producirse por cualquier radiación con energía suficiente para promover un electrón de la banda de valencia a la banda de conducción. La iluminación con fotones de energía menor que el umbral de la banda no es capaz de promover transiciones de banda a banda, pero puede producir defectos de fotoionización en el cristal dando lugar a cargas libres en las bandas deslocalizadas.

Independientemente del mecanismo inicial de transferencia de energía, la energía de radiación ionizante original es dispersada en el material por los rayos δ , principalmente a través de dispersión con otros electrones y excitaciones e ionizaciones resultantes. Como resultado de las numerosas ionizaciones, se crean un gran número de electrones y huecos en el cristal. Esos electrones y agujeros pierden energía adicional por la interacción con las vibraciones del cristal en la relajación electrón-fonón o termalización. En este proceso, los electrones migran al fondo de la banda de conducción y los agujeros al tope de la banda de valencia. El proceso completo se produce en una escala de 10^{-11} a 10^{-12} segundos.

Para este momento los pares electrón-vacancia pueden recombinarse por

procesos diferentes. En un cristal perfecto puede ocurrir por localización del electrón alrededor del campo del agujero seguido por la relajación subsecuente. El electrón localizado alrededor del agujero forma un excitón, que puede recombinarse, resultando en luminiscencia con energía cercana al umbral de la banda. Sin embargo, este mecanismo no predomina con brecha umbral amplia ni en materiales con un gran número de defectos en el cristal. La recombinación normalmente se produce cuando uno de los defectos captura primero un agujero y luego un electrón o viceversa. La radioluminiscencia solo persiste mientras el material está expuesto a la radiación.

4.1.4. Captura y recombinación en niveles defecto

En un cristal perfecto, los electrones en la banda de conducción pueden considerarse que se comportan como cargas libres con una apropiada masa efectiva, libre para moverse a través del cristal completo. Los defectos introducen un campo eléctrico local que puede capturar un electrón libre de la banda de conducción. Por lo tanto, los defectos introducen una serie de estados bases para la carga alrededor del defecto, que pueden representarse como niveles de energía localizada en la parte superior de la brecha de energía justo bajo la banda de conducción, como se muestra en la Figura 4.4. El análisis es análogo para los huecos, con la excepción de que los estados de captura aparecen en la parte inferior de la banda prohibida por encima de la banda de valencia.

Los niveles de energía localizadas introducidos por defectos, o niveles defecto, pueden ser responsables de la captura de electrones y agujeros que podrían de otra manera recombinarse. En ausencia de estímulos ópticos o térmicos, esta concentración de electrones y agujeros atrapados pueden ser estables por largos períodos de tiempo representando efectivamente un estado metaestable del cristal.

Los defectos pueden además ser responsables de la recombinación por captura primaria de un agujero de la banda de valencia y la subsecuente captura de un electrón de la banda de conducción, o viceversa. El defecto en el que esto se lleva a cabo se denomina centro de recombinación. Un centro de atrapamiento puede distinguirse de un centro de recombinación basado en la probabilidad de que la carga atrapada, como un electrón, sea estimulada a las bandas deslocalizadas comparada con la probabilidad de que una carga de signo opuesto, como un agujero, sea capturado en el mismo lugar de la carga atrapada resultando en recombinación. Si, bajo ciertas condiciones de temperatura y la estimulación óptica, un electrón atrapado en un defecto específico es más probable que escape a la banda de conducción antes que un agujero sea capturado por el mismo defecto que causa la recombinación, el defecto puede ser clasificado como un centro de captura. Si, por el contrario, es más probable que un agujero sea capturado por el defecto que causa la recombinación antes de que el electrón pueda escapar, el defecto puede ser clasificado como un centro de recombinación. Por lo tanto, los niveles de energía para centros de recombinación residen en la región del hueco y un centro que es un sitio de recombinación a bajas temperaturas puede convertirse en una trampa a temperaturas más altas.

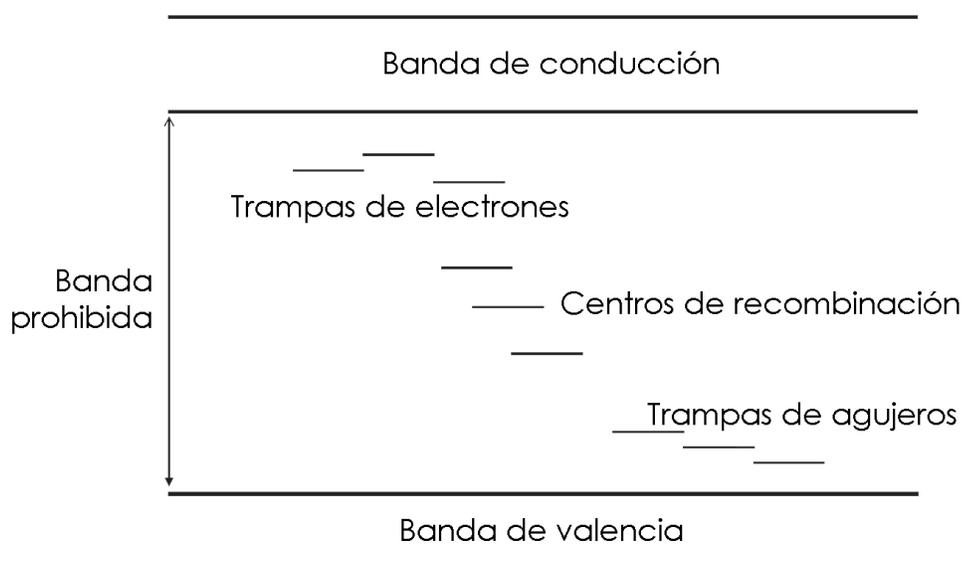


Figura 4.4: Representación de las bandas de energía en un cristal aislante y niveles de energía localizada introducidos por defectos. Los niveles de defectos cercanos a la banda de conducción actúan como trampas de electrones, mientras que los niveles de defectos cercanos a la banda de valencia se comportan como trampas de agujeros. Los defectos en la región central de la banda prohibida tienen una mayor probabilidad de actuar como centros de recombinación mediante la localización inicial de un electrón y la posterior de un agujero, o viceversa (19).

4.1.5. Estimulación térmica de cargas atrapadas

Las cargas atrapadas pueden ser estimuladas de regreso a las bandas deslocalizadas si se provee de suficiente energía en forma de calor. La fosforescencia es la luminiscencia emitida debido a la recombinación de portadores de carga estimulados térmicamente, ocurriendo, por ejemplo, después de que los cristales son irradiados. Cuando la temperatura del cristal se eleva controladamente se emite luminiscencia, proceso que se conoce como termoluminiscencia (TL). La fosforescencia se debe a trampas superficiales (niveles

de energía con defectos cercanos a las bandas de conducción o valencia), mientras que los picos de TL son debidos a centros de captura a diferentes profundidades por debajo de la banda de conducción en el caso de trampas de electrones, o por encima de la banda de valencia en el caso de las trampas de agujeros. Algunos de estos centros de captura pueden ser la fuente de los portadores de carga, dando lugar a la señal OSL durante la estimulación óptica, en cuyo caso los picos TL y la señal OSL están correlacionados.

4.1.6. Estimulación óptica de cargas atrapadas

Las transiciones ópticas pueden darse entre niveles defecto y la banda deslocalizada, dando oportunidad a la estimulación óptica inducida por radiación de cargas atrapadas y resultando en OSL. Este proceso se muestra en la Figura 4.5, donde se incluye además la posibilidad de que la carga sea recapturada por otros centros de captura. Las cargas atrapadas en trampas superficiales pueden escapar a la banda de conducción mediante estimulación térmica.

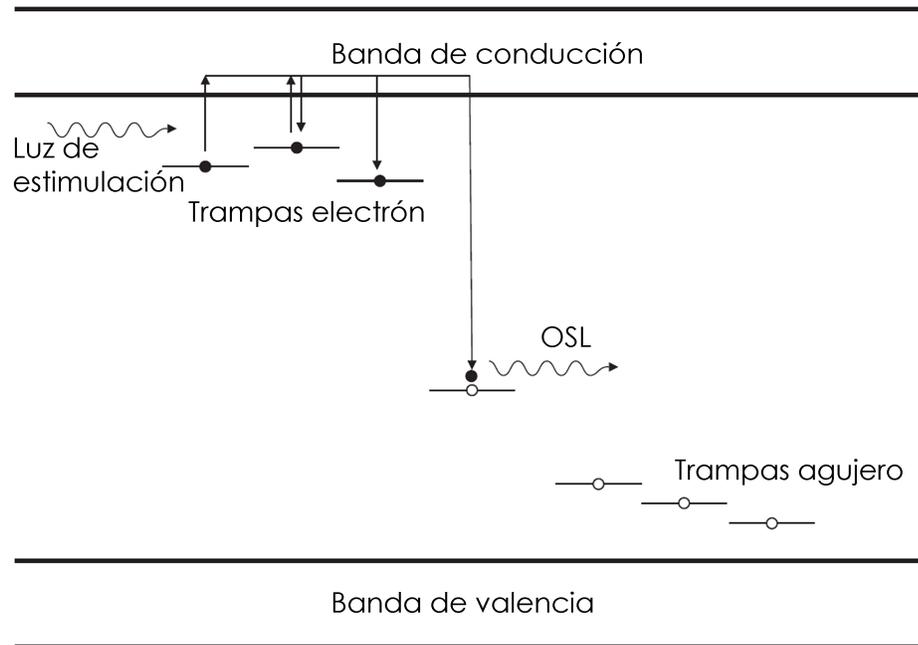


Figura 4.5: Posibles transiciones electrónicas posteriores a la estimulación óptica de electrones de un centro de captura "ópticamente activo". Los electrones estimulados a la banda de conducción pueden experimentar recombinación con el agujero atrapado dando lugar al OSL, o ser recapturados en trampas poco profundas y trampas profundas. Los electrones capturados por trampas poco profundas escapan a la banda de conducción a través de estimulación térmica. Los electrones atrapados en trampas profundas se eliminan del proceso, al menos hasta que reciban suficiente energía, permitiéndoles escapar (por ejemplo, elevando la temperatura) (19).

La probabilidad de transición óptica p puede expresarse en términos de la sección transversal de fotoionización σ , definida como la probabilidad de fotoionización por unidad de tiempo por átomo (o centro óptico) dividido por el flujo de fotones incidente, esto es:

$$p = \sigma\phi \quad (4.1.1)$$

En este caso, la fotoionización se refiere a la transición de un estado defecto

base discreto a la densidad cuasi continua de estados en la banda de conducción (emisión de electrones) o a la transición electrónica de la banda de valencia a un nivel localizado (emisión de agujeros). La ecuación muestra que la probabilidad de la transición es proporcional al flujo de fotones incidente $\phi(\lambda)$ y, por lo tanto, a mayor flujo de fotones (o intensidad de luz), habrá una mayor tasa de cargas atrapadas estimuladas. Para algunos materiales, como el $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, la probabilidad de liberación varía linealmente con la intensidad de estimulación.

En semiconductores y aislantes la probabilidad de la recombinación agujero-electrón a lo largo de la banda prohibida es baja. En materiales de interés para la dosimetría OSL, la luminiscencia es producto de recombinaciones electrón-agujero que suceden en defectos del cristal.

4.1.7. Proceso de Luminiscencia

En materiales útiles para dosimetría OSL la luminiscencia se produce por recombinación de pares electrón-hueco en defectos del cristal, como se ha descrito previamente. La luminiscencia se da cuando el defecto regresa al estado base por emisión de fotones, constituyendo una transición radiativa. Los parámetros más importantes para la descripción del proceso son la longitud de onda de emisión, y el tiempo de vida y eficiencia cuántica del proceso de luminiscencia. El último se vincula con la relación entre los procesos radiativos y no radiativos.

Para elegir correctamente el sistema de detección de luz y los filtros ópticos, es fundamental conocer la longitud de emisión OSL, que a su vez es importante para seleccionar la longitud de onda de estimulación. Para optimizar el proceso OSL, la longitud de onda de estimulación debe ser mayor a la de emisión ($\lambda_{OSL} < \lambda_{stim}$) con el propósito de evitar la detección de fotoluminiscencia proveniente de otras

fuentes.

4.1.8. Descripción matemática generalizada del fenómeno OSL

La concentración total de estados metaestables ocupados en el sistema en un tiempo t puede ser representado por $\mu(t)$, donde

$$\mu(t) = \int_{\gamma_1} \int_{\gamma_2} \dots \int_{\gamma_m} n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m, t) d\gamma_1 d\gamma_2 \dots d\gamma_m \quad (4.1.2)$$

donde $n(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m, t)$ es la concentración de estados ocupados $1 \rightarrow m$, descrita por los parámetros de estado $(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)$, y en general $n(\gamma, t) = N(\gamma)f(\gamma, t)$. Aquí $n(\gamma)$ es la concentración de estados ocupados, $N(\gamma)$ es la concentración de estados disponibles, y $f(\gamma)$ es la ocupación del estado ($f = 1$ cuando un estado está lleno, y $f = 0$ cuando está vacío). Ambas son funciones dependientes del tiempo.

Los parámetros de estado $(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)$ dictan la estabilidad del estado metaestable bajo las condiciones prevalentes de temperatura e intensidad de iluminación; esto gobierna la probabilidad por unidad de tiempo de que el sistema regrese al equilibrio. $n(\gamma, t) = N(\gamma)f(\gamma, t)$ es una función de peso, o de distribución, expresando la concentración de estados ocupados que poseen los parámetros $(\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m)$. La Ecuación 4.1.2 es una función dependiente del tiempo y de la dosis ya que aumenta durante la irradiación y disminuye durante la estimulación.

En OSL la intensidad de la luminiscencia I_{OSL} es proporcional a la tasa a la cual decae el estado metaestable, tal que

$$I_{OSL}(t) \propto \left| \frac{d\mu(t)}{dt} \right| = n_0 p e^{-pt} \quad (4.1.3)$$

Para OSL la probabilidad p de capturar una carga mediante estimulación óptica para una longitud de onda λ es

$$p(E_0) = \Phi\sigma(E_0) \quad (4.1.4)$$

donde:

Φ es la intensidad de estimulación óptica

$\sigma(E_0)$ es la sección transversal de fotoionización para la interacción del estado metaestable con un fotón incidente, y

E_0 es el límite de energía de estimulación óptica necesaria para liberar la carga y regresar el sistema al equilibrio. Con referencia a los términos dados en la Ecuación 4.1.2 se puede escribir que $m = 1$ y $\gamma_1 = E_0$.

4.2. Lectura OSL

4.2.1. Elementos básicos de un lector OSL

Un lector OSL está compuesto por dos elementos fundamentales: una fuente de luz para estimular el detector OSL y un transductor de luz para detectar la luminiscencia del detector, tal y como se ilustra en la Figura 4.6. Por lo general se coloca un filtro de estimulación entre la fuente de luz y el detector OSL para seleccionar la longitud de onda de estimulación o banda que resulte mejor para un material OSL específico. Un transductor de luz de alta sensibilidad y bajo ruido detecta la emisión OSL, generalmente un tubo fotomultiplicador (TFM). Los filtros de detección se ubican entre el TFM y el detector OSL para bloquear la luz de estimulación dispersa y aislar las bandas de emisión OSL específicas del material OSL. Los elementos ópticos y el soporte del detector se colocan en un contenedor

a prueba de luz.

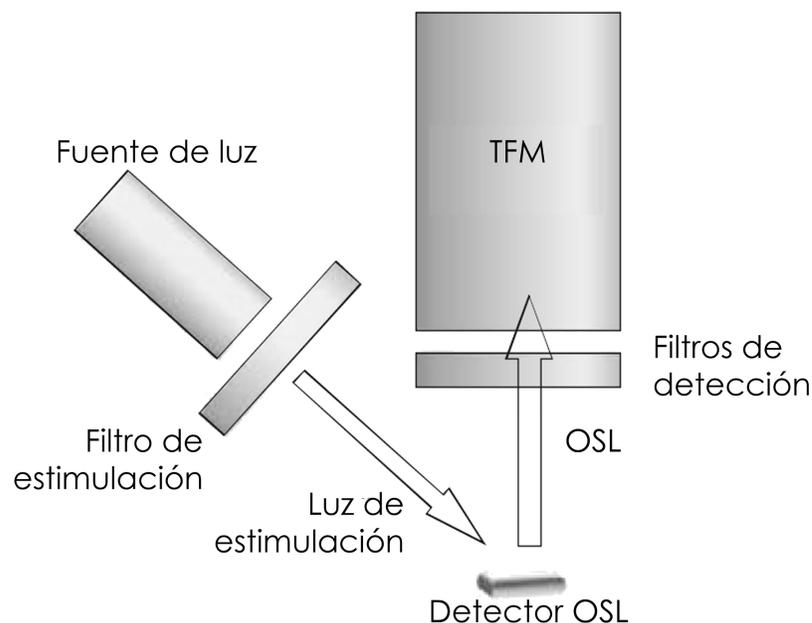


Figura 4.6: Esquema de un lector OSL con los principales componentes para la estimulación y detección de la señal OSL. La luz del transductor es un tubo fotomultiplicador (TFM). Los filtros de estimulación se emplean para bloquear componentes de longitudes de onda corta de la fuente de luz que pudieran transmitirse a través del filtro de detección. La combinación de estimulación y filtro de detección podría prevenir que la luz de estimulación alcance el TFM, mientras que se transmite la mayoría del OSL del detector (19).

4.2.2. Modalidades de estimulación

La técnica OSL proporciona un control preciso sobre el proceso de estimulación, que depende de la fuente de luz utilizada. La optimización del proceso de lectura involucra además de la elección de la longitud de onda de estimulación, la determinación del mejor modulado y duración de la intensidad de estimulación. Se han propuesto diversas aproximaciones para la lectura OSL que permitan tomar ventaja del grado de control.

OSL de Onda Continua (CW-OSL)

La aproximación más sencilla para la lectura OSL se basa en la estimulación del detector con una intensidad constante, una modalidad conocida como OSL de onda continua (CW-OSL por sus siglas en inglés). Para este caso, la discriminación entre la OSL y la luz de estimulación se basa solo en la separación de la longitud de onda ($\lambda_{OSL} \neq \lambda_{stim}$). Por ello es de suma importancia que la banda de transmisión de los filtros de detección no se solape con el espectro de la luz de estimulación, que es determinada por la fuente de luz y los filtros ópticos empleados frente a ella. El método de estimulación CW-OSL es el más ampliamente utilizado en dosimetría y registro de luminiscencia por su sencillez y frecuente rendimiento satisfactorio.

Una descripción sencilla de la curva OSL producto del CW-OSL para un proceso de recombinación de primer orden está dado por la Ecuación 4.1.3, con p definido por la Ecuación 4.1.1. En la Figura 4.7 se muestran ejemplos de curvas OSL para diferentes valores de n_0 y $\sigma\phi$.

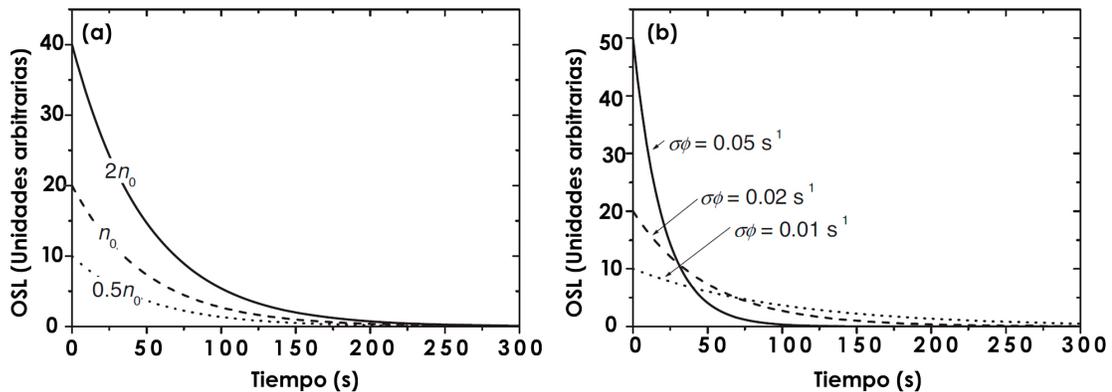


Figura 4.7: (a) Curvas OSL para $\sigma\phi = 0,02\text{s}^{-1}$ y diversos valores de n_0 y (b) para n_0 fijo y diversos valores de $\sigma\phi$ en el modelo de primer orden descrito por la Ecuación 4.1.3. En la Figura (a) se presenta la concentración inicial de cargas atrapadas n_0 , como n_0 se determina por la exposición previa a la radiación ionizante, la dosis absorbida de la radiación afecta a la intensidad OSL, pero no la forma de la curva. En la Figura (b) se aprecia que el aumento de la energía de estimulación causa que la señal OSL decaiga más rápidamente, pero el área OSL total permanece constante (19).

En este modelo, la tasa de decaimiento de la curva OSL depende exclusivamente de σ y ϕ , pero no de n_0 , lo que implica que la forma de la curva OSL no se modifica con la dosis, como se aprecia en la Figura 4.7(a). Por otra parte, el área total bajo la curva OSL depende exclusivamente de n_0 , pero no de σ o ϕ , ya que

$$\int_0^{\infty} I_{OSL}(t) dt \propto \int_0^{\infty} n_0 \sigma \phi e^{-\sigma \phi t} dt = n_0 \quad (4.2.5)$$

Lo que se traduce en que el área total bajo la curva OSL, o el número total de fotones emitido, no es afectado por cambios en la intensidad de estimulación. Las áreas bajo las curvas OSL en la Figura 4.7(b) son las mismas.

Se tiene entonces que para un detector OSL ideal estimulado con una intensidad constante, la dosis absorbida siempre estará relacionada con la curva OSL integrada para cualquier período fijo de tiempo. Si por ejemplo, se elige la señal OSL S como el total de cuentas durante el primer segundo de estimulación, S será proporcional a la dosis absorbida. Si la señal OSL durante el primer segundo de estimulación proporciona suficiente sensibilidad y precisión, la estimulación puede interrumpirse dejando las cargas atrapadas restantes disponibles para una futura lectura. Es por ello que, dependiendo de la intensidad de estimulación y su duración, una parte significativa de la información almacenada en el detector puede conservarse para una posterior re-evaluación de la dosis absorbida, haciendo así a los detectores OSL legibles nuevamente.

Sin embargo, tal y como se observa en la Figura 4.7(b), existe una dependencia de la intensidad de estimulación ϕ en la intensidad inicial de la curva OSL, por lo que se ve afectada por fluctuaciones en la fuente de estimulación. Es por ello, que la estabilidad en la fuente de estimulación es de suma importancia para garantizar resultados reproducibles.

OSL Pulsado (POSL)

La necesidad de remover la luz de estimulación dispersa precisa con frecuencia del uso de filtración óptica que termina reduciendo significativamente la intensidad de la señal OSL medida, y a medida que la separación entre las longitudes de onda entre la luz de estimulación y la emisión OSL disminuye se hace más crítica esta situación.

En ocasiones, especialmente para mediciones de dosis bajas, llega a ser útil emplear una discriminación temporal adicional entre la luz de estimulación y la emisión OSL en vez de filtros ópticos extras. Lo que puede lograrse mediante una fuente de luz pulsada y un sistema de detección cerrado que solo detecte la señal OSL en el periodo entre los pulsos de estimulación, cuando no hay luz dispersa. En caso de que la luz de estimulación dispersada sea muy alta, puede ser necesario cerrar el TFM, es decir, apagarlo durante la estimulación y encenderlo en el periodo comprendido entre los pulsos de estimulación. Sin embargo, la filtración óptica es la aproximación más óptima para reducir la luz dispersada a un nivel seguro, evitando daños en el TFM, mientras se cierra el contador de fotones para detectar únicamente los pulsos recibidos entre los pulsos de estimulación. Esta aproximación previene la medición drástica producto de encender y apagar el TFM, mejorando la estabilidad del lector.

En la Figura 4.8 se muestra la mejora en la discriminación alcanzada al emplear la técnica POSL. La señal del TFM obtenida únicamente mediante filtrado óptico con una combinación específica de filtros se aprecia en la Figura 4.8(a), en ella la señal fue vigilada continuamente durante la estimulación. Las cuentas del TFM durante la lectura del detector no irradiado están alrededor de 1750 cps y la señal OSL para una dosis de 1 mGy es ligeramente superior al fondo. En la Figura 4.8(b) se aprecia la lectura de los detectores en condiciones semejantes, exceptuando que el conteo del TFM se realizó entre los pulsos de estimulación. Se

evidencia una disminución en casi dos órdenes de magnitud en las cuentas debidas a la luz de estimulación dispersada, sin una reducción significativa en la señal OSL inducida por radiación. Además, la diferencia entre las curvas de 0 mGy y 1 mGy es más marcada.

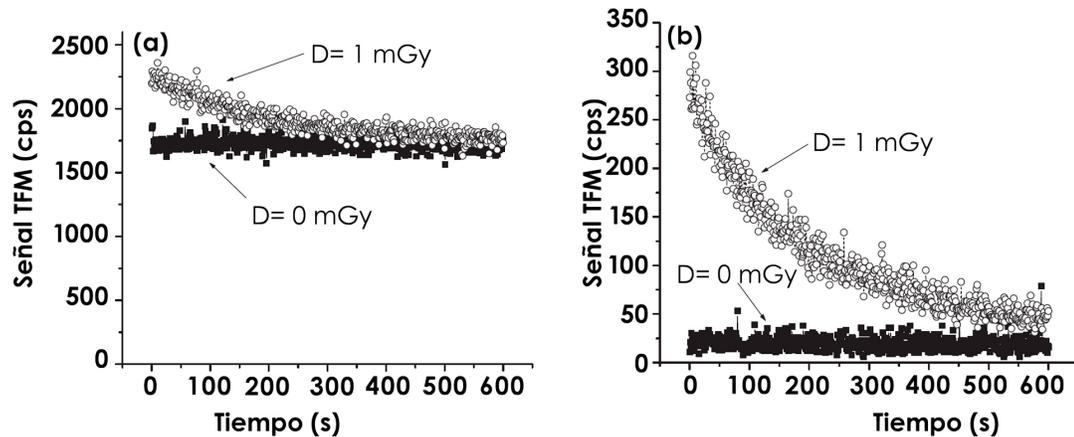


Figura 4.8: Medición OSL de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ empleando una fuente pulsada de luz con (a) un contador de fotones continuo y (b) un contador de fotones cerrado (solo se contaron los pulsos entre la estimulación en el TFM). Las mediciones también se llevaron a cabo para un detector no irradiado, caso en el que la señal se debe a las cuentas de fondo del TFM y a la luz de estimulación dispersada que alcanzó el TFM (19).

4.3. Instrumentación

La técnica OSL posee el gran atractivo de la facilidad de lectura. Si se cuenta con los componentes fundamentales, tales como los que se presentan en la Figura 4.6 se puede construir un lector OSL con sensibilidad comparable a los disponibles comercialmente.

Las consideraciones de diseño involucran los siguientes aspectos:

- elección de una fuente de luz para estimulación y filtros ópticos apropiados

para seleccionar las longitudes de onda de estimulación;

- elección de un transductor de luz para detectar la señal OSL y convertirla en una señal electrónica digitalizable, así como la asociación de filtros ópticos que permitan seleccionar la banda de emisión OSL y rechazar la luz de estimulación;
- elección de una modalidad de estimulación: CW-OSL, POSL, etc.; y
- ajustes para la optimización de la detección de la señal, dichos ajustes están vinculados a las propiedades del material; si bien se pueden tener ajustes generales, el mejor rendimiento viene dado mediante la optimización del lector OSL a un material y aplicación determinados.

4.3.1. Fuentes de luz

Para una apropiada elección de la fuente de luz es de vital importancia tomar en cuenta la longitud de onda de estimulación y la modalidad para el material específico, además debe considerarse la banda de emisión OSL.

Lámparas

Para estimular la señal OSL pueden utilizarse lámparas halógenas de tungsteno, lámparas en arco y lámparas de descarga de gases con filtros apropiados para seleccionar la longitud de onda determinada. De ellas, las halógenas representan la alternativa más económica para estimular los materiales OSL en el rango visible y cercano al infrarrojo, proporcionando un espectro continuo, alta potencia de luz y fácil operación. Como desventaja, tienen una vida útil relativamente corta comparada con los diodos LED.

Diodos emisores de Luz (LED)

La utilización de diodos LED para mediciones OSL incluyen ventajas tales como pequeño tamaño, eficiencia, larga vida operativa y la posibilidad de pulsarlos en el rango de microsegundos para mediciones en modalidad POSL. Los verdes o azules son los más comúnmente seleccionados en los lectores comercialmente disponibles.

Láseres

La luz láser es altamente monocromática, direccionada y puede ser pulsada con alta frecuencia en pulsos de corta duración para mediciones en modalidad POSL.

La ventaja de los láseres sobre los diodos LED es que los láseres pueden ser de conmutación Q para producir pulsos de luz de muy alta intensidad. Como desventaja de la luz de muy alta intensidad, es la posibilidad de inducir luminiscencia de procesos multi-fotón en el material, que pueden contribuir a la medición de fondo y no tienen utilidad práctica.

4.3.2. Detectores de luz

La alta sensibilidad de los TFM ha hecho que todos los lectores disponibles comercialmente los empleen para detección OSL. Si bien presentan desventajas como la necesidad de alto voltaje, ya se encuentran disponibles versiones compactas que pueden operar con bajos voltajes (19).

Tubos fotomultiplicadores

Un TFM es un tubo al vacío que transforma la energía luminosa en una señal eléctrica manipulable. Está compuesto por un fotocátodo, un ánodo y un conjunto de dinodos que aceleran los electrones por la aplicación de un alto voltaje, en la Figura 4.9 se esquematiza un TFM. El fotocátodo y los dinodos se encuentran recubiertos por tierras bi o trialcalinas que emiten electrones al ser impactados por fotones. Los electrones generados son entonces acelerados por una diferencia de potencial positiva aplicada al primer dinodo. El choque de esos electrones ocasiona la producción de electrones secundarios múltiples que son dirigidos al segundo dinodo; se producen así electrones secundarios en este dinodo y el proceso se repite en cascada hasta recorrer todos los dinodos, logrando de esta manera la amplificación de la señal original. En el ánodo final se colectan los electrones y la magnitud de amplificación se controla mediante el ajuste del voltaje aplicado (23).

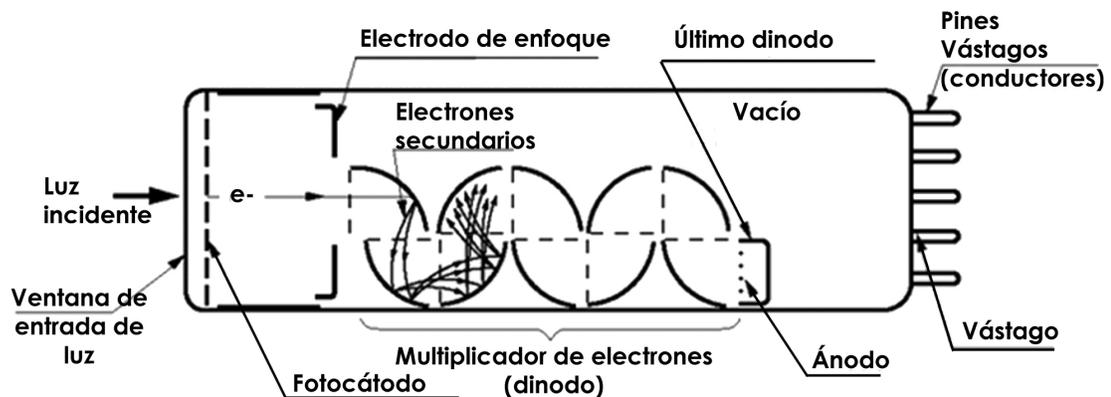


Figura 4.9: Construcción de un tubo fotomultiplicador. La luz que entra es detectada y produce una corriente eléctrica, que puede ser amplificada. El proceso de amplificación se da en etapas: en la primera, la luz atraviesa la ventana de entrada; en la segunda, la luz choca con el fotocátodo y se emiten fotoelectrones en el vacío; en la tercera, los electrones son acelerados y enfocados hacia el primer dinodo donde son multiplicados mediante la emisión de electrones secundarios. Esta emisión secundaria se repite en cada uno de los dinodos sucesivos; en la cuarta, el ánodo colecta los electrones secundarios emitidos por el último dinodo; finalmente, en la última etapa, los electrones producen una corriente que es proporcional a la cantidad original de luz incidente en el tubo, esta corriente es analizada como cuentas por unidad de tiempo (23).

4.4. Filtros ópticos

De la elección de los filtros depende la optimización de la relación señal-ruido, que permitirá prevenir que la luz de estimulación alcance la luz del detector. Para seleccionarlos se debe considerar la longitud de onda de emisión OSL y de estimulación, la modalidad de estimulación y la sensibilidad necesaria, por ello generalmente se elige una combinación de filtros (19).

4.4.1. Colección de luz

La distancia entre el detector OSL y el detector de luz, el TFM, está limitada por la necesidad de filtros ópticos y puertos ópticos adicionales, que inciden negativamente en la colección de luz. Para mejorar la señal OSL detectada por el TFM o para detección de luz a bajas dosis, pueden emplearse filtros ópticos para colección de luz complementarios.

4.5. Lectores OSL

Existen diversos arreglos experimentales que permiten realizar la lectura OSL, sin embargo, comercialmente, existen dos sistemas disponibles: el Luxel® y el InLight®, ambos del fabricante LANDAUER®, para utilidad del presente trabajo se describirá el modelo empleado en la realización del mismo, el sistema de dosimetría modelo InLight®.

4.5.1. Lectores InLight®

Estos lectores utilizan luz verde proveniente de un arreglo de LEDs para la estimulación OSL. Los diodos pueden operarse de dos modos: haz débil y haz fuerte, para lectura de detectores irradiados con altas y bajas dosis, respectivamente. En la Figura 4.10 se muestra un lector InLight®.



Figura 4.10: Lector InLight®, del fabricante LANDAUER® (19).

4.6. Materiales OSL

EL fenómeno OSL es apreciable en una amplia variedad de materiales artificiales y naturales, que incluyen al cuarzo, feldespato y óxido de aluminio dopado con carbono, así como también al topacio, cerámicas, esmalte dental, sal común, entre otros. En virtud del propósito del presente trabajo, de acá en adelante se describirá el material artificial que posee utilidad práctica en el desarrollo del mismo, el óxido de aluminio dopado con carbono ($Al_2O_3:C$).

4.6.1. $Al_2O_3:C$

El $Al_2O_3:C$ es el material de mayor uso en aplicaciones dosimétricas con base en el sistema InLight®. Las mediciones OSL generalmente se realizan con luz de estimulación verde, y la detección de la banda principal de emisión es en la

zona azul del espectro, centrado aproximadamente en 415 nm. Los espectros de emisión y estimulación se muestran en la Figura 4.11.

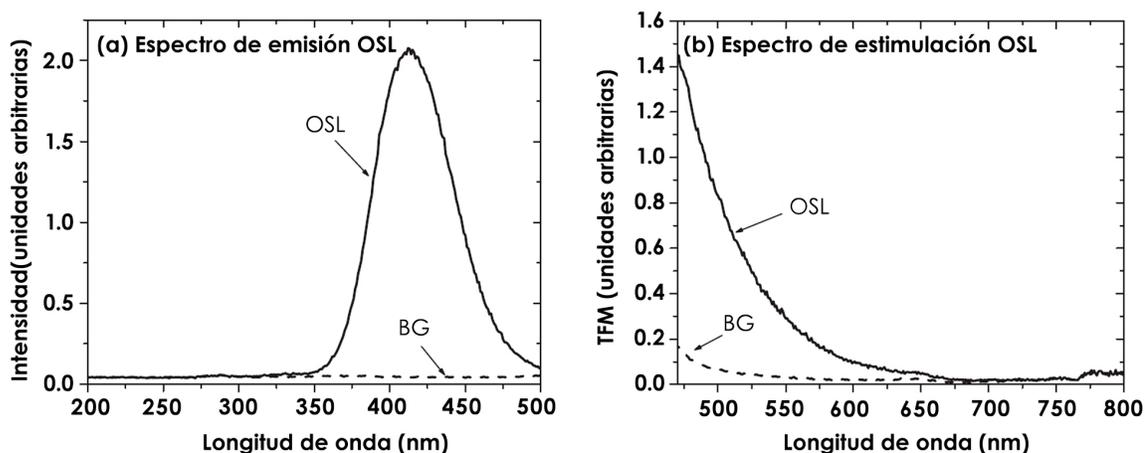


Figura 4.11: Espectro de (a) emisión y (b) excitación OSL del $Al_2O_3:C$ irradiados con 1 Gy. BG indica la señal de fondo obtenida luego de que se borrara la señal OSL mediante estimulación óptica. El espectro de emisión presenta una banda dominante aproximadamente a 415 nm, mientras que el espectro de estimulación exhibe un incremento continuo de la intensidad OSL con la disminución de la longitud de onda (19).

4.7. Detectores de óxido de aluminio dopado con carbono ($Al_2O_3:C$)

4.7.1. Formas disponibles

El $Al_2O_3:C$ empleado es crecido en forma de cristales, el que produce LANDAUER® es posteriormente pulverizado y tamizado, hasta obtener un polvo con un grano aproximadamente de $105\mu m$ de tamaño y con sensibilidad homogénea a la radiación ionizante. Posteriormente se aglutina y se fabrican cintas de material polimérico de 0.3 mm de espesor con una capa de polvo de $Al_2O_3:C$. Dichas cintas son cortadas en diferentes formas para ser empleadas

como detectores y sólo pueden blanquearse mediante luz blanca, ya que si se someten a altas temperaturas como en el caso de los detectores TLD, se destruye la cinta polimérica.

4.7.2. Preparación y manejo

El $Al_2O_3:C$ es un material inerte, por lo que brinda un manejo seguro. Los detectores de cristal son estables y la humedad no los afecta. Los cristales pueden someterse a hibridación o borrado, es decir, ser sometidos a altas temperaturas o iluminados con luz de longitud de onda apropiada, respectivamente; esto para vaciar los centros de captura asociados con la señal OSL y borrar la señal OSL debida a la radiación de fondo o a una irradiación anterior.

4.7.3. Respuesta a la dosis

La respuesta OSL del $Al_2O_3:C$ es lineal para un amplio rango de dosis, que va desde aproximadamente 10^{-4} hasta los 10 Gy.

4.8. Sistema de dosimetría InLight®

El sistema de dosimetría InLight® consta de una placa que contiene cuatro detectores OSL, estos son círculos de unos 5 mm de diámetro, cuando la placa se coloca dentro de su contenedor, cada detector queda bajo un filtro que brinda diferente atenuación a la radiación. Los detectores son analizados en el lector microStar®.

4.8.1. Cálculo de dosis y calibración

La calibración del lector puede realizarse mediante un conjunto de dosímetros de calibración, es decir, previamente irradiados provistos con el lector. La Ecuación 4.8.6 indica la expresión a través de la que se determina el factor de calibración en el modelo lineal de respuesta a la dosis,

$$CF = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \frac{1}{E_j S_j} \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^M C_i - B_{avg} \right) \quad (4.8.6)$$

donde CF es el factor de calibración, B_{avg} es el fondo promedio del control o testigo, C_i son las cuentas por posición i de la ventana, y N es el número de posiciones de lectura por dosímetro, S_j es la sensibilidad del dosímetro j , E_j es la dosis para el dosímetro j y M el número de dosímetros de calibración. A su vez, el fondo promedio está dado por la Ecuación 4.8.7

$$B_{avg} = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L \left(\frac{1}{N S_j} \sum_{i=1}^N C_i \right) \quad (4.8.7)$$

siendo L el número de dosímetros control.

5

Metodología Experimental

En este capítulo se presenta una descripción del desarrollo experimental llevado a cabo para la realización del presente trabajo de investigación. Desde el proceso de selección de los pacientes hasta la lectura de los dosímetros empleados, pasando por las etapas intermedias de simulación, planificación y entrega de dosis; destacando previamente los materiales y equipos necesarios para el desarrollo del mismo.

5.1. Materiales, pacientes y equipos

- 15 pacientes con cáncer de mama que cumplieran criterio clínico para recibir tratamiento bajo un esquema hipofraccionado de dosis.
- Tomógrafo Philips Brilliance de 16 cortes.
- Acelerador lineal de uso clínico Varian - Clinac 2100CD.
- Sistema de planificación Eclipse™.

- Soporte de mama Civco C-Qual™.
- Siete dosímetros OSL LANDAUER® modelo InLight®.
- Lector de dosímetros OSL LANDAUER® -MicroStar®.
- Cinta Adhesiva.
- Regla .
- Marcadores permanentes.
- Negatoscopio.

5.1.1. Pacientes

Fueron seleccionados 15 pacientes con cáncer de mama del Servicio de Radioterapia del Centro Médico Docente La Trinidad (CMDLT) que reunieran criterio clínico para recibir un esquema hipofraccionado de tratamiento, es decir, aquellas mayores de 45 años de edad con un estadio bajo de la enfermedad que además no hubiesen recibido o estuviesen recibiendo quimioterapia.

5.1.2. Materiales y equipos

Tomógrafo computarizado

Las simulaciones se realizaron en un tomógrafo computarizado marca Philips, modelo Brilliance de 16 cortes bajo protocolo de radioterapia.



Figura 5.1: Tomógrafo Philips Brilliance de 16 cortes (24).

Soporte de mama Civco C-Qual™

Sistema de inmovilización que permite la reproducibilidad del tratamiento en posición supino de cáncer de mama al brindar elevación de la caja torácica, que además cuenta con un espacio destinado a la colocación del brazo que coincide con la mama afectada, logrando así el posicionamiento cómodo y estable para el tratamiento.



Figura 5.2: Soporte de mama Civco C-Qual™ (25).

Acelerador lineal de uso clínico Varian - Clinac 2100CD

En este equipo se entregaron los tratamientos a las pacientes seleccionadas, en la Tabla 5.1 se presentan las características del mismo, se trabajó con un potencial de aceleración de 6 MV.



Figura 5.3: Acelerador lineal de uso clínico Varian - Clinac 2100CD instalado en el Servicio de Radioterapia del CMDLT.

Tabla 5.1: Características del acelerador lineal Varian - Clinac 2100CD instalado en el CMDLT.

Potenciales de aceleración disponibles	6 y 18 MV
Energía de electrones disponible	6, 9, 12, 16 y 20 MeV
Colimador multiláminas	120 láminas

Sistema de planificación de tratamiento Eclipse™

Software con interface basada en Windows a través del cual se importan las imágenes adquiridas durante la simulación y se realiza la planificación de cada tratamiento a entregarse en el acelerador de uso clínico. A través de él es posible además evaluar las dosis planificadas en órganos blanco y en órganos a riesgo.

Detectores OSL LANDAUER® - Inlight®

Se dispuso de un total de siete detectores OSL modelo InLight®, de la casa comercial LANDAUER®. Cada detector consta de 4 dosímetros OSL ubicados en una tableta que a su vez está contenida en un estuche con 3 filtros posicionados de manera tal que quede un dosímetro bajo cada filtro, el cuarto dosímetro queda con la ventana abierta, esto permite evaluar diferentes atenuaciones a la radiación. En la Tabla 5.2 se presenta el espesor másico de los filtros empleados. Cada estuche posee un código de barras que permite identificar el detector y sus sensibilidades.



Figura 5.4: Modelo de dosímetro InLight® empleado, con la flecha se señala la tableta que contiene los cristales OSL.

Tabla 5.2: *Espesor másico de los filtros empleados en los dosímetros InLight®.*

Filtro	Frontal (mg/cm ²)	Detrás (mg/cm ²)
Ventana abierta	28,9	134
Plástico	274,5	282,8
Cobre	544,7	553
Plomo	982,2	990,5

Lector de dosímetros OSL LANDAUER® - microStar®

Es un equipo de tamaño compacto (32,7 cm de ancho x 23,2 cm de profundidad x 10,9 cm de alto) de la casa comercial LANDAUER®, a través del cual se realiza la lectura de los detectores OSL InLight® mediante un arreglo de 38 LEDs verdes que se operan en modo CW-OSL durante aproximadamente un segundo.

**Figura 5.5:** *Lector microStar LANDAUER® (26).*

Negatoscopio convencional

Pantalla de cristal esmerilado detrás de la cual se encuentra un arreglo de luz blanca que permite observar imágenes radiográficas, ya que en su superficie se cuenta con uniformidad de intensidad de luz, verificable a través de un luxómetro. Su nivel óptimo es de 1500 candelas/m² pero se aceptan niveles de hasta 1000 candelas/m²; la luminosidad debe ser superior a 5500 lux. En este caso, se emplea para borrar los detectores una vez que han sido leídos.



Figura 5.6: *Negatoscopio radiográfico (27).*

5.2. Diseño Experimental

Para establecer adecuadamente la secuencia de actividades a realizar, se procedió en primera instancia a efectuar una exhaustiva revisión bibliográfica y referencial que permitiera organizar el procedimiento a seguir, en función de ello el flujo de trabajo se desarrolló como se describe a continuación.

5.2.1. Selección de pacientes

Fueron seleccionados 15 pacientes de cáncer de mama del servicio de Radioterapia del CMDLT de acuerdo a criterios clínicos que permitieran recibir un esquema hipofraccionado de dosis. Estos criterios se mencionan en la Sección 1.4.1: edad mayor a 45 años, estadio de la enfermedad no mayor a T2N0M0, de manera tal que al ser ganglios negativos no necesiten el campo dirigido hacia la fosa. Es además igual de importante que la paciente no hubiese recibido ni tuviese programado recibir quimioterapia.

5.2.2. Simulación y planificación del tratamiento

Una vez seleccionada cada paciente se procedió a realizar la simulación de cada una de ellas en el tomógrafo computarizado en el CMDLT bajo protocolo de radioterapia, usando una mesa plana y un inmovilizador para tratamiento de mama. Durante la simulación se colocaron marcadores fiduciales en la mama contralateral en dos de los puntos de interés: en el pezón y en el extremo opuesto, estas ubicaciones también se marcaron sobre la piel de cada paciente con marcadores permanentes, a fin de garantizar que se mantuviera la ubicación de los dosímetros que no dependen de la disposición de los campos de tratamiento. En la Figura 5.7 se se observa una paciente durante el proceso de simulación.



Figura 5.7: *Proceso de simulación; Izquierda: Paciente en el tomógrafo, sobre mesa de tratamiento para mama; Derecha: Marcas con fiduciales y marcadores permanentes en el pezón y el extremo opuesto de la mama contralateral.*

Luego de realizarse la simulación fueron exportadas las imágenes al sistema de planificación Eclipse™, donde el médico define el GTV y los OAR. Posteriormente se realizó la planificación de los haces a emplear mediante la técnica Field in Field. A través del sistema de planificación se obtuvo la dosis estimada a recibir en los puntos de interés, y estableciendo el punto a ubicar en el diafragma a 1 cm del borde del campo tangencial interno.

5.2.3. Medición de dosis dispersa

Para lograr que el procedimiento fuese considerado por el paciente como parte de su rutina de tratamiento, la primera medición de cada paciente se efectuó siempre durante el inicio del tratamiento. De forma habitual se realiza una adquisición de imágenes con el portal visión hasta hacerlas coincidir con las imágenes DDR generadas en el sistema de planificación de tratamiento, cuando

éstas coincidían se le hacían marcas al paciente sobre la piel para delimitar el borde del campo. Para optimizar el proceso se tomaron las imágenes de los dos campos principales (tangencial interno y tangencial externo) antes de dar inicio al tratamiento. Cuando ya se han establecido los bordes del campo tangencial interno se marcó en el paciente la posición en la que se ubicaría el dosímetro, midiendo una distancia de 1 cm desde el borde interno inferior de dicho campo, además se aprovechó la oportunidad de remarcar las realizadas durante el proceso de simulación: pezón y extremo opuesto de la mama contralateral, donde se ubicarían los otros dos dosímetros. En la Figura 5.8 se aprecian las marcas realizadas en una paciente, así como la posterior fijación de los dosímetros sobre dichas marcas mediante el uso de adhesivo durante el inicio del tratamiento.

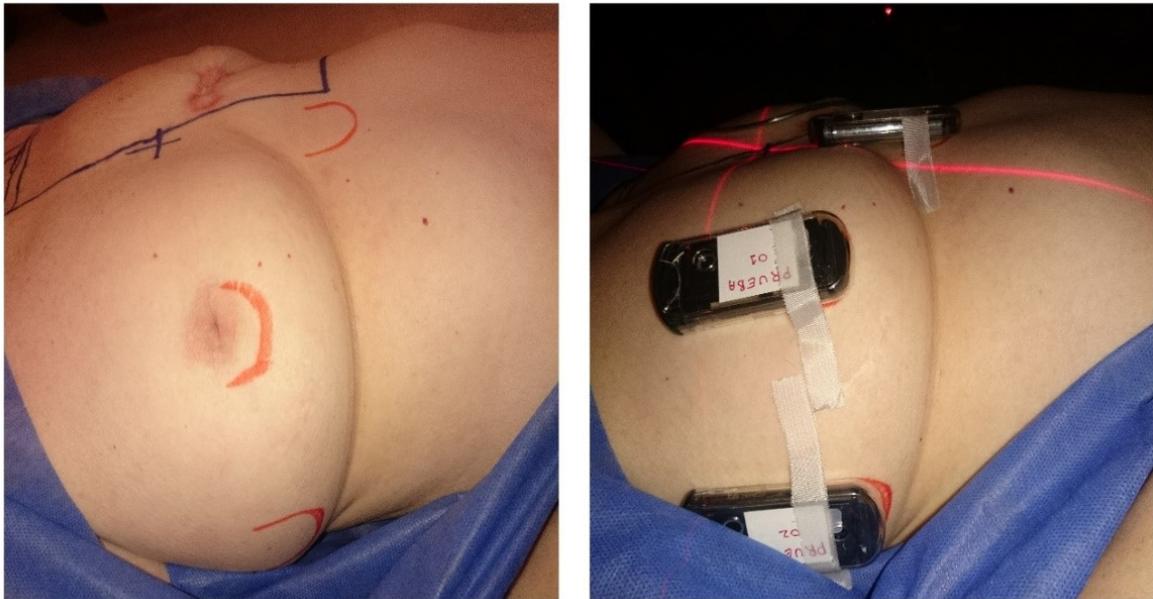


Figura 5.8: Marcas y posicionamiento de los dosímetros en una paciente. Izquierda: Marcas sobre una paciente para posicionar los dosímetros; Derecha: Dosímetros colocados sobre las marcas y fijados con adhesivo.

Para llevar a cabo las mediciones se dispuso de un total de siete dosímetros

debidamente enumerados e identificados, tal como se presenta en la Figura 5.9, a su vez, la lámina donde están contenidos los cristales OSL están identificados con un código de barras de manera tal que sea posible siempre asociarlo al estuche porta dosímetros identificado como Prueba 1, 2, etc. En la Tabla 5.3 se muestra la identificación de cada dosímetro junto con el código asociado a la lámina donde se ubican los cristales. Esta doble identificación permitió garantizar que un dosímetro determinado se asociara siempre a una zona anatómica particular.

El hecho de que la ubicación de los dosímetros se haya mantenido constante permitió que el flujo de trabajo fuese fácilmente repetible, el posicionamiento establecido se muestra en la Tabla 5.4.



Figura 5.9: Dosímetros empleados.

Tabla 5.3: Código e identificación asociados a los dosímetros empleados.

Nº	Identificación	Serial
1	Prueba 1	XA024827063
2	Prueba 2	XA024827261
3	Prueba 3	XA024827055
4	Prueba 4	XA024827071
5	Prueba 5	XA024827047
6	Prueba 6	XA024827039
7	Prueba 7	XA02482587X

Al contar únicamente con siete dosímetros, seis para efectos prácticos de medición de dosis, sólo fue posible evaluar un máximo de dos pacientes en un mismo día, para ello se distribuyeron los dosímetros en dos grupos o conjuntos, tal y como se presenta en la Tabla 5.4.

A cada paciente se le realizaron las mediciones en tres oportunidades: la primera durante el inicio del tratamiento, y las dos siguientes de acuerdo a la disponibilidad de los dosímetros para ser utilizados nuevamente, es decir, luego de haber sido leídos y borrados.

Tabla 5.4: *Ubicación anatómica asociada a los dosímetros utilizados.*

Conjunto	Identificación del dosímetro	Ubicación
1	Prueba 1	Pezón de la mama contralateral
	Prueba 2	Extremo opuesto de la mama contralateral, a altura del pezón
	Prueba 3	A 1 cm del borde interno inferior del campo Tangencial Interno
2	Prueba 4	Pezón de la mama contralateral
	Prueba 5	Extremo opuesto de la mama contralateral, a altura del pezón
	Prueba 6	A 1 cm del borde interno inferior del campo Tangencial Interno
Testigo	Prueba 7	—

Después de realizar la medición en cada paciente se trasladaban los dosímetros a Física Médica C.A., donde se encuentra el lector de dosímetros OSL LANDAUER® - microStar® para ejecutar la lectura de los mismos.

5.2.4. Lectura de dosímetros

Para ejecutar la lectura de los dosímetros se procedió como se describe a continuación:

- Se extrajo cada estuche del porta-dosímetro hasta tener el contenedor con la tableta identificada mediante el código de barras.

- Se identificó el código de barras de la tableta con la lectora de código de barras que se encuentra conectada a la computadora portátil, vinculada a su vez mediante cable USB al lector OSL microStar®. En la pantalla de la computadora se muestra cómo el sistema reconoce al detector en particular tanto por el serial asociado al código de barras como por el nombre que se le ha colocado en el porta dosímetro (Prueba 1, Prueba 2, etc).
- Se identificó el proceso de lectura para que quedara registrado en el sistema microStar®, en este caso se optó por nombrarlo «Natha-“Fecha de Medición”», por ejemplo, Natha-16-05, de esta manera se facilitó el acceso a los registros posteriormente. En la Figura 5.10 se puede observar la interface del software microStar® y se señalan ciertos aspectos importantes tales como el nombre del proceso en curso, la identificación del dosímetro y el espacio donde aparece la dosis que registra el dosímetro en particular.

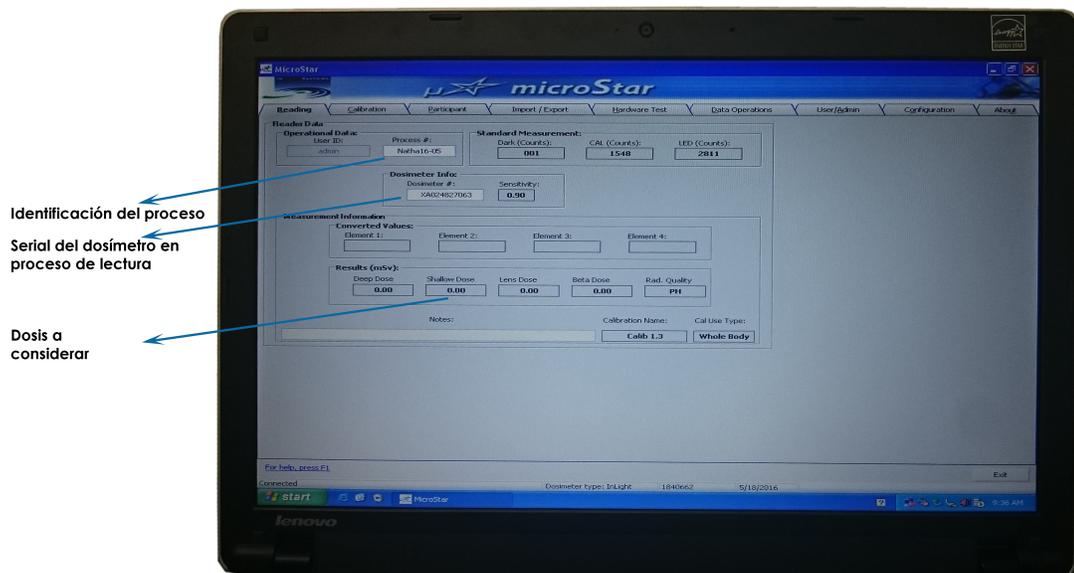


Figura 5.10: Interface de Software MicroStar® para la lectura de los dosímetros modelo InLight®.

- Se insertó en la bandeja del lector el estuche y se cerró la bandeja nuevamente para así girar la perilla dejándola en cada posición hasta obtener en pantalla el número de cuentas por cristal.
- Al finalizar se colocó la perilla en la posición inicial (H/P), en la Figura 5.11 se puede observar el lector utilizado para el desarrollo de este trabajo, además del lector de código de barras que permite identificar cada dosímetro.



Figura 5.11: Lector microStar ubicado en las instalaciones de Física Médica C.A., con lector de código de barras.

- Los resultados fueron exportados mediante el software a un pendrive que es dedicado exclusivamente a ello, para el posterior análisis de la data obtenida.
- Se realizó el borrado de los dosímetros, para ello se extrajo del estuche la tableta con los cristales y se enfrentaron estos directamente a la luz del negatoscopio. Para facilitar el posterior armado del dosímetro, cada tableta

se posicionó en el negatoscopio con su respectivo estuche y porta-dosímetro identificado, tal y como se muestra en la Figura 5.12. Los cristales permanecieron expuestos a esta luz por un lapso que dependió de la dosis que registraron los dosímetros, para confirmar que el proceso de borrado había sido efectivo se leyeron nuevamente en el lector MicroStar®.

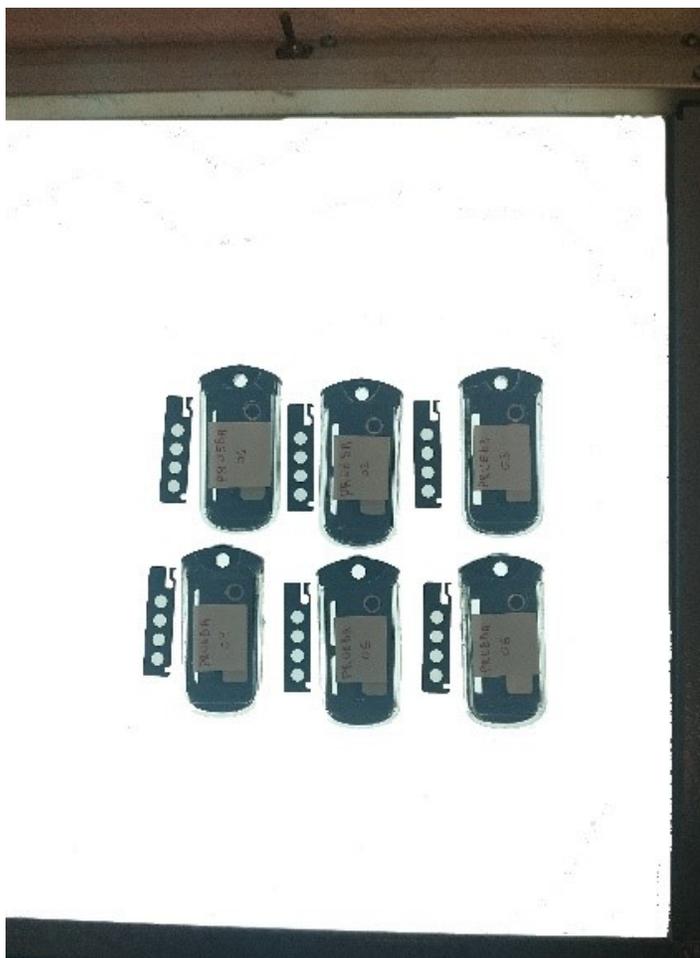


Figura 5.12: Estuche y cristales de los dosímetros colocados sobre el negatoscopio durante el proceso de borrado.

5.2.5. Análisis de resultados

Como se explicó en el capítulo 4, el lector OSL detecta cuentas que son directamente proporcionales a la dosis recibida. Considerando que este lector es empleado de manera habitual para generar reportes de dosimetría personal, a partir de él se obtienen reportes de dosis equivalente personal en distintas profundidades, $H_p(d)$, específicamente $H_p(10)$, $H_p(0,07)$ y $H_p(0,3)$ que corresponden a la dosis a 10 mm, 0.07 mm y 0.3 mm de profundidad, estos valores se asocian a la dosis a 1 cm de profundidad, en superficie y cristalino, respectivamente. Para la realización de este trabajo se excluyó la lectura correspondiente a la dosis en el cristalino. A través de la relación 1:1 con la unidad de dosis absorbida se presentan los resultados directamente en mGy y Gy, para indicar los valores de dosis dispersa.

Cada lectura se comparó con los resultados calculados por el sistema de planificación de tratamiento y se determinó la relación mediante el cociente entre el valor indicado por el SPT y cada medición OSL.

Al tratarse de un esquema hipofraccionado de dosis, con una prescripción específica de 2.66 Gy diaria, es posible establecer la relación entre un esquema convencional y uno hipofraccionado mediante el cálculo de la Dosis Biológicamente Efectiva (BED por sus siglas en inglés), que se define mediante la ecuación 5.2.1, donde n es el número de fracciones, d es la dosis entregada por fracción (en Gy) y el coeficiente α/β , proveniente del modelo lineal cuadrático, corresponde a la sensibilidad al fraccionamiento específico de cada tejido, en este caso se consideró un $\alpha/\beta = 3,4$ para la mama contralateral. Un bajo α/β implica una gran capacidad del tejido para reparar el daño al ADN inducido mediante radiación ionizante (11, 28).

$$BED = n \cdot d \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right) \quad (5.2.1)$$

Como extensión de la *BED* se tiene la Dosis Biológicamente Equivalente a un fraccionamiento de 2 Gy (EQD2), definida por la ecuación 5.2.2, que permite establecer una comparación con este fraccionamiento convencional. A través de esta ecuación se calculó el EQD2 para cada dosis registrada en las pacientes.

$$EQD2 = \frac{BED}{\left(1 + \frac{2}{\alpha/\beta} \right)} \quad (5.2.2)$$

Para estimar la dosis recibida por la mama contralateral, se consideraron los valores de dosis registrado en el pezón de las pacientes.

6

Resultados y Discusiones

La información que se muestra en la Tabla 6.1 corresponde a las unidades monitor, volumen de la mama contralateral y distancia desde el punto de incidencia del campo tangencial externo en las pacientes hasta cada dosímetro posicionado en las dos profundidades de medición de dosis consideradas, se consideran dos profundidades para cada ubicación ya que para cada dosímetro se tomaron resultados en superficie (Dist. Prof. 1) y a 1 cm de profundidad (Dist. Prof. 2). Esta información fue extraída del SPT Eclipse™.

En la Figura 6.1 se presenta, de manera referencial, la distancia del campo tangencial externo al dosímetro posicionado en superficie (Dist. Prof. 1).

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.1: Registro de Unidades Monitor, volumen de mama contralateral y distancias desde el campo tangencial externo hasta cada dosímetro tanto en superficie como a 1 cm de profundidad para cada paciente.

N°	Ubicación	UM	Vol (cm ³)	Dist. Prof. 1 (cm)	Dist. Prof. 2 (cm)
1	Pezón	402	521,2	30,17	29,17
	Extremo opuesto			31,63	30,63
	Diafragma			19,59	18,59
2	Pezón	388	554,9	29,87	28,87
	Extremo opuesto			32,01	31,01
	Diafragma			16,92	15,92
3	Pezón	372	1053,6	30,52	29,52
	Extremo opuesto			32,52	31,52
	Diafragma			17,74	16,74
4	Pezón	382	704,1	30,44	29,44
	Extremo opuesto			31,17	30,17
	Diafragma			16,70	15,70
5	Pezón	398	1093,8	34,92	33,92
	Extremo opuesto			34,58	33,58
	Diafragma			21,43	20,43
6	Pezón	396	860,4	33,07	32,07
	Extremo opuesto			36,48	35,48
	Diafragma			22,11	21,11

Continúa en la siguiente página

Tabla 6.1 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación	UM	Vol (cm ³)	Dist. Prof. 1 (cm)	Dist. Prof. 2 (cm)
	Pezón			30,69	29,69
7	Extremo opuesto	380	798,8	32,65	31,65
	Diafragma			16,72	15,72
	Pezón			30,64	29,64
8	Extremo opuesto	386	833,3	32,71	31,71
	Diafragma			19,21	18,21
	Pezón			36,27	35,27
9	Extremo opuesto	392	1064,8	36,18	35,18
	Diafragma			18,86	17,86
	Pezón			32,49	31,49
10	Extremo opuesto	344	725,4	32,88	31,88
	Diafragma			17,60	16,60
	Pezón			30,58	29,58
11	Extremo opuesto	401	975,6	32,70	31,70
	Diafragma			17,74	16,74
	Pezón			36,27	35,27
12	Extremo opuesto	392	1064,8	35,92	34,92
	Diafragma			18,75	17,75
	Pezón			31,68	30,68
13	Extremo opuesto	372	709	33,33	32,33
	Diafragma			18,13	17,13

Continúa en la siguiente página

Tabla 6.1 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación	UM	Vol (cm ³)	Dist. Prof. 1 (cm)	Dist. Prof. 2 (cm)
	Pezón			31,69	30,69
14	Extremo opuesto	384	494,7	30,28	29,28
	Diafragma			17,23	16,23
	Pezón			32,51	31,51
15	Extremo opuesto	378	846,2	33,97	32,97
	Diafragma			19,84	18,84

Se registraron de esta forma, de 344 a 402 UM por tratamiento, los volúmenes de las mamas oscilaron entre 495 y 1094 cm³, mientras que las distancias desde el punto de incidencia del campo tangencial externo hasta la superficie de la mama contralateral se ubicaron en el pezón de 29,87 a 36,27 cm en el caso de superficie y de 28,87 a 35,27 para los registros a 1 cm de profundidad en esta ubicación; para el extremo opuesto la distancia hasta la superficie varió de 30,28 a 36,48 cm y para 1 cm de profundidad a 29,28 a 35,48 cm; finalmente, para la distancia hasta el diafragma se encontró una variación de 16,7 a 22,11 cm en el caso de las lecturas en superficie y de 15,7 a 21,11 para aquellas a 1 cm de profundidad. En la Figura 6.1 se ilustran referencialmente las distancias consideradas hasta la superficie (presentadas como profundidad 1 en la Tabla 6.1).

Al comparar las UM por tratamiento presentadas en la Tabla 6.1 con otro estudio (29), se encontró una disminución con respecto a la técnica 3D convencional e IMRT para un esquema de fraccionamiento convencional de 2 Gy, que reportan un promedio de 443 y 1160 UM, respectivamente. En dicho trabajo, también se irradió únicamente la mama, no se incluyeron campos axilares ni

supraclaviculares.

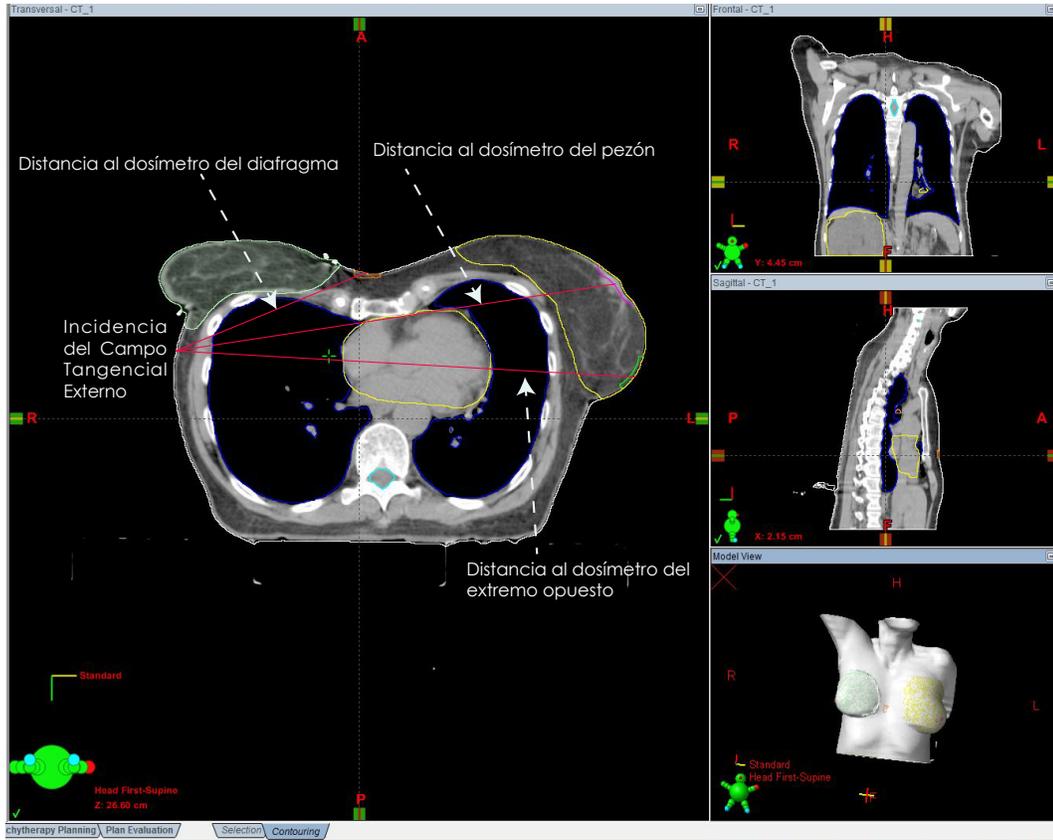


Figura 6.1: Referencia de las distancias consideradas desde el punto de incidencia del campo tangencial externo a la posición de cada dosímetro empleado en superficie para una paciente, tomado del SPT Eclipse™.

En la Tabla 6.2 se presentan los resultados de las mediciones de dosis dispersa realizadas, donde X_n corresponde a las lecturas en cada medición, \bar{X} es el promedio de las mediciones realizadas expresadas con su respectiva desviación estándar (D.E). A partir de las lecturas obtenidas se estimó la dosis total recibida por tratamiento (X_T). Se muestra además el porcentaje de dosis recibido con respecto a la prescripción total (42,56 Gy). En la última columna se indican los valores de EQD2 en función de una prescripción total de 50 Gy.

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.2: Mediciones de dosis dispersa en la mama contralateral realizadas a 15 pacientes de cáncer de mama tratadas con técnica FIF y esquema hipofraccionado de dosis

Nº	Ubicación y prof. de medición	Fracción (mGy)					Total			EQD2		
		X_1	X_2	X_3	\bar{X}	D.E.	X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%			
1	Pezón	Sup	26,262	31,382	27,352	28	3	0,45	0,04	1,07	0,29	
		1 cm	9,722	8,962	5,772	8	2	0,13	0,03	0,31	0,08	
	Extremo opuesto	Sup	7,672	5,792	3,832	6	2	0,09	0,03	0,22	0,06	
		1 cm	4,742	2,762	2,352	3	1	0,05	0,02	0,12	0,03	
	Diafragma	Sup	65,002	45,322	114,640	75	36	1,2	0,6	2,82	0,77	
		1 cm	28,022	19,162	44,590	31	13	0,5	0,2	1,15	0,31	
	2	Pezón	Sup	47,232	43,742	48,972	47	3	0,7	0,0	1,75	0,48
			1 cm	14,782	13,382	12,372	14	1	0,2	0,0	0,51	0,14
Extremo opuesto		Sup	3,472	4,252	4,522	4,1	0,5	0,065	0,009	0,15	0,04	
		1 cm	2,232	2,492	2,262	2,3	0,1	0,037	0,002	0,09	0,02	
Diafragma		Sup	141,370	131,530	233,22	169	56	2,7	0,9	6,34	1,78	
		1 cm	143,870	138,460	233,22	172	53	2,7	0,9	6,46	1,82	
3		Pezón	Sup	60,542	70,822	73,882	68	7	1,1	0,1	2,57	0,70
			1 cm	24,182	24,292	26,342	25	1	0,399	0,019	0,94	0,25
	Extremo opuesto	Sup	5,272	4,662	5,092	5,0	0,3	0,080	0,005	0,19	0,05	
		1 cm	2,552	2,732	2,772	2,7	0,1	0,043	0,002	0,10	0,03	
	Diafragma	Sup	144,810	117,210	442,39*	131	20	2,1	0,3	4,93	1,37	
		1 cm	147,340	120,550	465,68*	134	19	2,1	0,3	5,04	1,40	
	4	Pezón	Sup	49,902	67,982	57,122	58	9	0,9	0,1	2,19	0,60
			1 cm	15,332	20,062	20,092	18	3	0,30	0,04	0,70	0,19
Extremo opuesto		Sup	4,072	8,162	4,342	6	2	0,09	0,04	0,21	0,06	
		1 cm	3,662	3,352	3,472	3,5	0,2	0,056	0,003	0,13	0,04	
Diafragma		Sup	105,132	119,91	103,01	109	9	1,7	0,1	4,11	1,14	
		1 cm	76,872	73,93	73,69	75	2	1,20	0,03	2,81	0,77	

Continúa en la siguiente página

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.2 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación y prof. de medición	Fracción (mGy)					Total			EQD2		
		X_1	X_2	X_3	\bar{X}	D.E.	X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%			
5	Pezón	Sup	44,492	47,482	41,512	44	3	0,71	0,05	1,67	0,45	
		1 cm	10,632	14,482	13,872	13	2	0,21	0,03	0,49	0,13	
	Extremo opuesto	Sup	4,682	5,972	5,622	5,4	0,7	0,09	0,01	0,20	0,05	
		1 cm	3,052	5,232	4,832	4,4	1,2	0,07	0,02	0,16	0,04	
	Diafragma	Sup	134,990	134,320	149,930	140	9	2,2	0,1	5,25	1,47	
		1 cm	81,380	89,250	84,980	85	4	1,36	0,06	3,20	0,88	
	6	Pezón	Sup	44,022	66,512	49,812	53	12	0,9	0,2	2,01	0,55
			1 cm	16,912	31,532	18,352	22	8	0,4	0,1	0,84	0,23
Extremo opuesto		Sup	6,612	6,962	6,712	6,8	0,2	0,108	0,003	0,25	0,07	
		1 cm	3,762	5,012	4,772	4,5	0,7	0,07	0,01	0,17	0,05	
Diafragma		Sup	247,680	1.007,720*	114,790	181	94	2,9	1,5	6,81	1,92	
		1 cm	247,680	1.007,720*	118,990	183	91	2,9	1,5	6,89	1,95	
7		Pezón	Sup	77,612	74,412	**	76	2	1,22	0,04	2,86	0,78
			1 cm	21,742	22,862		22,3	0,8	0,36	0,01	0,84	0,23
	Extremo opuesto	Sup	11,742	8,982		10	2	0,17	0,03	0,39	0,10	
		1 cm	5,532	5,242		5,4	0,2	0,086	0,003	0,20	0,05	
	Diafragma	Sup	157,090	154,380		156	2	2,49	0,03	5,85	1,64	
		1 cm	135,170	150,210		143	11	2,3	0,2	5,36	1,50	
	8	Pezón	Sup	41,222	40,692	47,06	43	4	0,69	0,06	1,62	0,44
			1 cm	11,602	9,982	13,38	12	2	0,19	0,03	0,44	0,12
Extremo opuesto		Sup	3,952	2,942	4,02	3,6	0,6	0,06	0,01	0,14	0,04	
		1 cm	3,822	2,412	2,71	3,0	0,7	0,05	0,01	0,11	0,03	
Diafragma		Sup	134,330	142,170	124,79	134	9	2,1	0,1	5,03	1,40	
		1 cm	111,170	109,800	99,57	107	6	1,7	0,1	4,02	1,11	

Continúa en la siguiente página

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.2 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación y prof. de medición	Fracción (mGy)					Total			EQD2		
		X_1	X_2	X_3	\bar{X}	D.E.	X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%			
9	Pezón	Sup	16,002	25,042	21,39	21	5	0,3	0,1	0,78	0,21	
		1 cm	3,792	4,852	4,70	4	1	0,07	0,01	0,17	0,04	
	Extremo opuesto	Sup	1,502	2,482	2,85	2,3	0,7	0,04	0,01	0,09	0,02	
		1 cm	1,592	1,912	2,15	1,9	0,3	0,03	0,00	0,07	0,02	
	Diafragma	Sup	136,810	146,180	119,20	134	14	2,1	0,2	5,04	1,40	
		1 cm	104,880	111,590	84,21	100	14	1,6	0,2	3,77	1,04	
	10	Pezón	Sup	30,23	30,67	26,30	29	2	0,47	0,04	1,09	0,30
			1 cm	6,45	6,63	5,41	6,2	0,7	0,10	0,01	0,23	0,06
Extremo opuesto		Sup	4,05	2,78	2,86	3,2	0,7	0,05	0,01	0,12	0,03	
		1 cm	3,04	2,74	2,18	2,7	0,4	0,042	0,007	0,10	0,03	
Diafragma		Sup	152,02	141,14	124,22	139	14	2,2	0,2	5,23	1,46	
		1 cm	127,04	136,80	120,89	128	8	2,1	0,1	4,82	1,34	
11		Pezón	Sup	50,98	44,31	50,8	49	4	0,78	0,06	1,83	0,50
			1 cm	13,77	10,46	15,74	13	3	0,21	0,04	0,50	0,13
	Extremo opuesto	Sup	3,18	2,91	3,35	3,1	0,2	0,050	0,004	0,12	0,03	
		1 cm	2,27	1,87	2,22	2,1	0,2	0,034	0,003	0,08	0,02	
	Diafragma	Sup	158,27	244,84	215,33	206	44	3,3	0,7	7,75	2,20	
		1 cm	166,60	153,31	209,67	177	29	2,8	0,5	6,64	1,87	
	12	Pezón	Sup	75,09	57,47	**	66	12	1,1	0,2	2,49	0,68
			1 cm	26,37	17,81		22	6	0,35	0,10	0,83	0,22
Extremo opuesto		Sup	10,20	7,21		9	2	0,14	0,03	0,33	0,09	
		1 cm	6,17	4,68		5	1	0,09	0,02	0,20	0,05	
Diafragma		Sup	173,59	183,79		179	7	2,9	0,1	6,72	1,89	
		1 cm	125,27	127,35		126	1	2,02	0,02	4,75	1,32	

Continúa en la siguiente página

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.2 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación y prof. de medición	Fracción (mGy)					Total			EQD2	
		X_1	X_2	X_3	\bar{X}	D.E.	X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%		
13	Pezón	Sup	48,88	49,84	60,540	53,1	6,5	0,8	0,1	2,00	0,54
		1 cm	16,99	20,25	21,350	20	2	0,31	0,04	0,73	0,20
	Extremo opuesto	Sup	7,23	8,23	6,300	7,3	1,0	0,12	0,02	0,27	0,07
		1 cm	4,56	5,10	4,890	4,9	0,3	0,078	0,004	0,18	0,05
	Diafragma	Sup	153,09	132,49	146,590	144	11	2,3	0,2	5,42	1,51
		1 cm	145,92	129,94	118,520	131	14	2,1	0,2	4,94	1,38
14	Pezón	Sup	30,84	36,21	37,230	35	3	0,56	0,05	1,31	0,35
		1 cm	10,25	11,42	13,770	12	2	0,19	0,03	0,44	0,12
	Extremo opuesto	Sup	5,47	4,58	5,550	5,2	0,5	0,083	0,009	0,20	0,05
		1 cm	3,82	3,75	4,190	3,9	0,2	0,063	0,004	0,15	0,04
	Diafragma	Sup	109,12	205,99	175,960	164	50	2,6	0,8	6,15	1,73
		1 cm	81,32	162,81	143,790	129	43	2,1	0,7	4,86	1,35
15	Pezón	Sup	56,38	39,88	47,890	48	8	0,769	0,132	1,81	0,49
		1 cm	14,11	13,61	11,560	13	1	0,21	0,02	0,49	0,13
	Extremo opuesto	Sup	6,43	5,38	4,880	5,6	0,8	0,09	0,01	0,21	0,06
		1 cm	4,59	4,33	3,830	4,3	0,4	0,068	0,006	0,16	0,04
	Diafragma	Sup	108,48	125,82	99,870	111	13	1,8	0,2	4,19	1,16
		1 cm	85,39	97,24	83,830	89	7	1,4	0,1	3,34	0,92

* Valor no considerado para los cálculos.

**La paciente inició boost.

En Tabla 6.2 se observa que la dosis disminuye a medida que se incrementa la distancia al haz de radiación, de esta manera, en el caso de las dosis a superficie la menor dosis se registra en el extremo opuesto de la mama y la más alta a 1 cm del campo tangencial interno, en el diafragma. En el caso del extremo opuesto, la

dosis por fracción fue de 1,502 a 11,742 mGy, siendo para el tratamiento completo entre 0,04 y 0,17 Gy, que constituyen entre el 0,09 y 0,39% de la dosis total; la dosis medida en el pezón varió de 16,002 a 77,612 mGy, para lograr una dosis total entre 0,3 y 1,2 Gy, siendo este entre el 0,8 y el 2,9% de la dosis total; finalmente, para la zona del diafragma se registró una dosis por fracción entre 45,322 y 247,680 mGy, lo que se traduce para el tratamiento completo en una dosis que va de 1,2 a 3,3 Gy, constituyendo a su vez entre el 2,8 y 7,7% de la dosis prescrita al volumen blanco. Es en este punto de medición donde se observaron las mayores variaciones de dosis, lo que puede atribuirse a la zona anatómica en sí, ya que no para todas las pacientes era posible posicionar el dosímetro de manera tal que no se inclinara por influencia de la mama contralateral a la mama tratada, el movimiento respiratorio también pudo contribuir en la dispersión entre medidas hallada; en algunas ocasiones se logró repetir la medición para descartar los valores altos obtenidos.

Para los resultados a 1 cm de profundidad se tiene una mayor estabilidad en las lecturas, lo que incide en una disminución en la desviación estándar entre los valores obtenidos. En el pezón, las dosis registradas se reportan ahora entre 3,792 y 31,532 mGy por fracción, para una dosis total entre 0,1 y 0,4 Gy que representan del 0,2 al 0,9% de la dosis total prescrita; en el extremo opuesto la dosis por fracción varió de 1,87 a 6,17 mGy, totalizando una dosis que va de 0,03 a 0,09 Gy que a su vez constituye del 0,08 al 0,2% de la dosis prescrita; finalmente en la zona del diafragma, se encontró que las dosis variaron de 19,162 a 247,680 mGy por fracción que se traducen en un rango de dosis de 0,5 a 2,9 Gy por tratamiento, es decir, entre el 1,2 y 6,9% de la dosis total.

En las Figuras 6.2, 6.3 y 6.4 se presentan gráficamente los resultados de dosis registradas por fracción en las ubicaciones y profundidades de medición. En las dos primeras se aprecia una disminución importante en los valores medidos a 1 cm de profundidad en comparación con los registrados en superficie, mientras que en la Figura 6.4 no existe una diferencia tan marcada en las dosis registradas en ambas

profundidades de medición

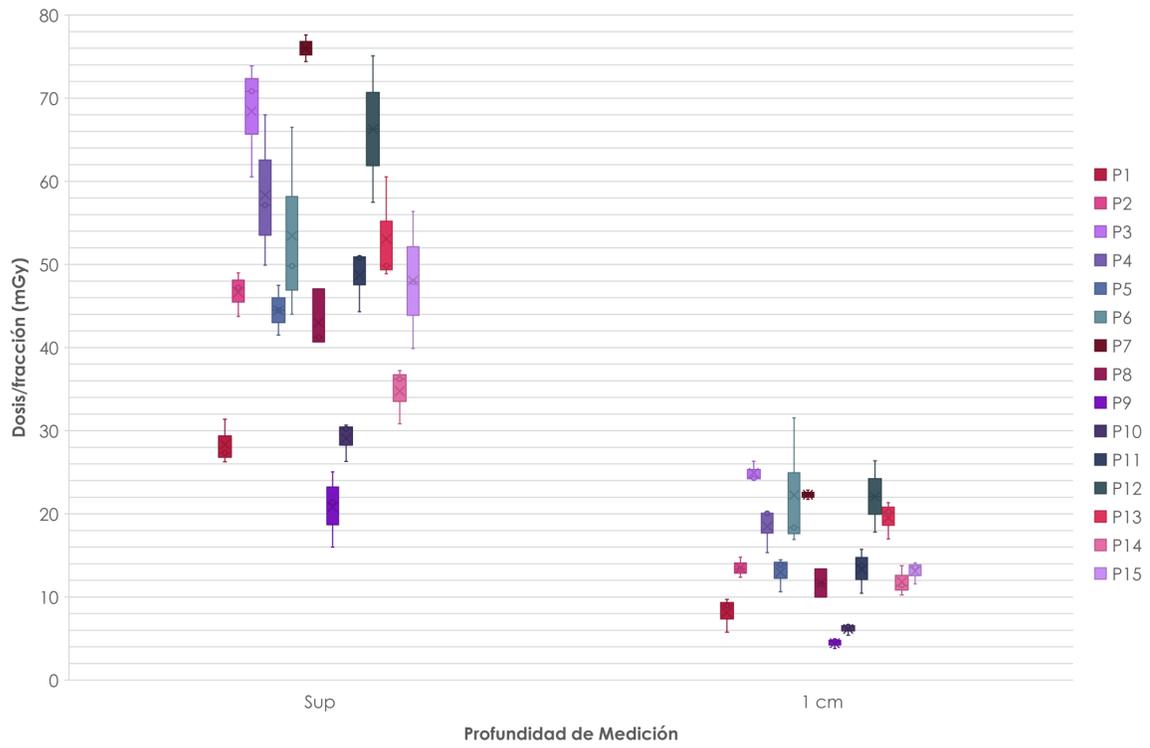


Figura 6.2: Dosis por fracción registrada en el pezón en las dos profundidades de medición

6. Resultados y Discusiones

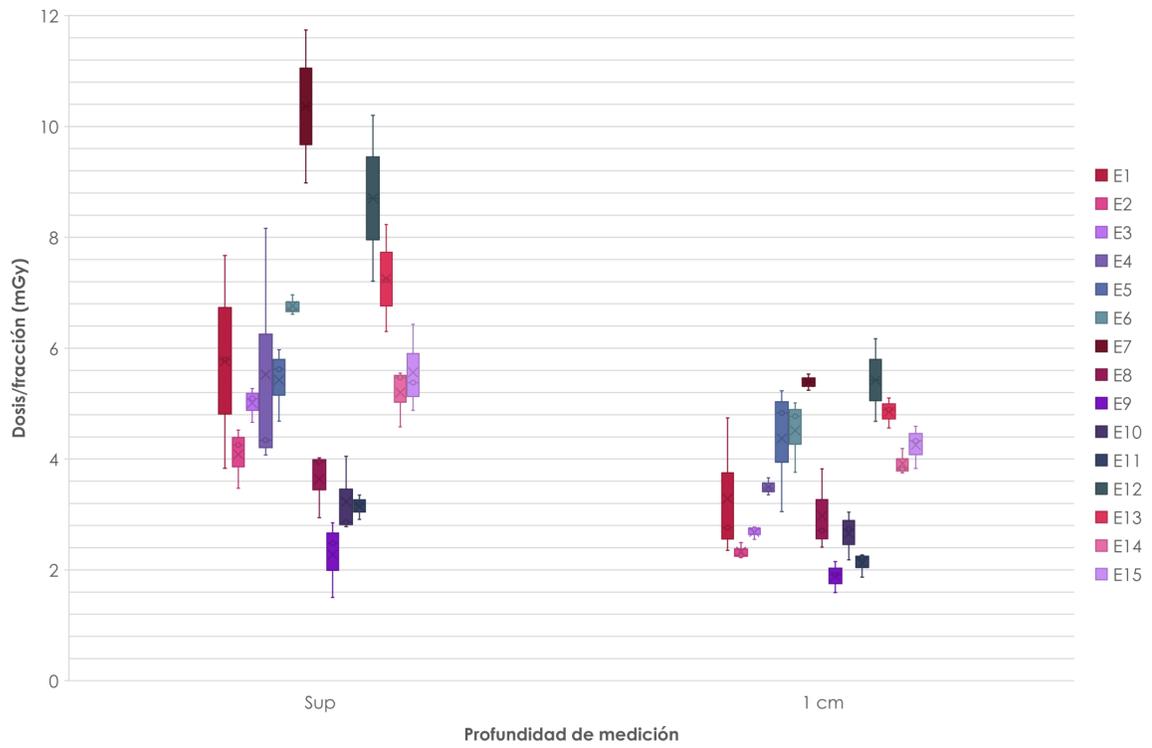


Figura 6.3: Dosis por fracción registrada en el extremo opuesto en las dos profundidades de medición

6. Resultados y Discusiones

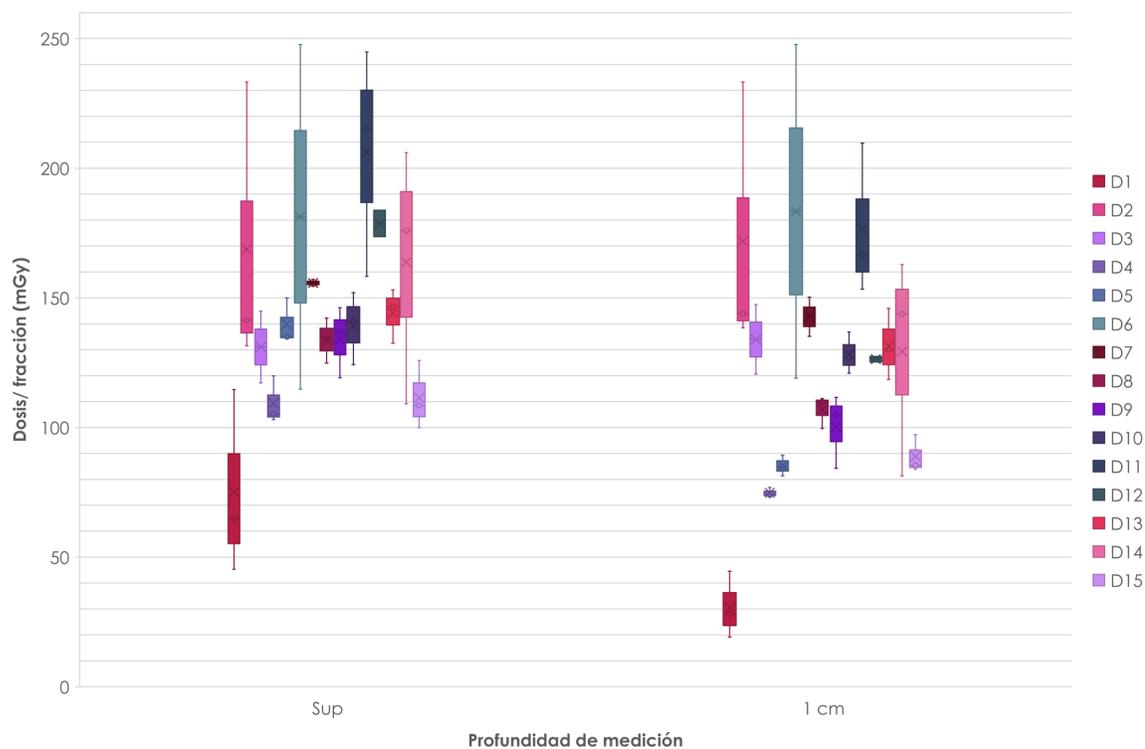


Figura 6.4: Dosis por fracción registrada en el diafragma en las dos profundidades de medición.

En la Tabla 6.3 se presenta un resumen de los valores mínimos , máximos y promedios obtenidos en los diferentes puntos de medición. Se incluyen los resultados por fracción, los resultados del tratamiento completo y finalmente, el porcentaje de dosis que representan con respecto a la dosis total prescrita (42,56 Gy).

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.3: Rangos y promedios de dosis dispersa en la mama contralateral empleando la técnica FiF, para un esquema hipofraccionado de dosis.

Dosis	Ubicación y prof. de medida	Min	Máx	Prom	D.E.		
Fracción (mGy)	Pezón	Sup	16,002	77,612	47	16	
		1 cm	3,792	31,532	14	7	
	Extremo opuesto	Sup	1,502	11,742	5	2	
		1 cm	1,592	6,170	4	1	
	Diafragma	Sup	45,322	247,680	143	42	
		1 cm	19,162	247,680	118	47	
	Total (Gy)	Pezón	Sup	0,3	1,2	0,8	0,2
			1 cm	0,1	0,4	0,2	0,1
Extremo opuesto		Sup	0,04	0,17	0,09	0,03	
		1 cm	0,03	0,09	0,06	0,02	
Diafragma		Sup	1,2	3,3	2,3	0,5	
		1 cm	0,5	2,9	1,9	0,7	
%		Pezón	Sup	0,8	2,9	1,8	0,6
			1 cm	0,2	0,9	0,6	0,2
	Extremo opuesto	Sup	0,09	0,39	0,21	0,08	
		1 cm	0,07	0,20	0,14	0,04	
	Diafragma	Sup	2,8	7,7	5,4	1,2	
		1 cm	1,2	6,9	4,5	1,5	

Con la dosis registrada en el pezón se estimó la dosis en la mama contralateral (30), resultando las máximas dosis entre 0,4 y 1,2 Gy, promediadas entre 0,2 y 0,8 Gy.

Ahora bien, considerando la dosis equivalente a un esquema de fraccionamiento de 2 Gy, la dosis promedio recibida por la mama contralateral se encuentra en un rango que va de 0,15 a 0,48 Gy, es decir, entre el 0,3 y el 0,97 % de una dosis prescrita de 50 Gy al volumen blanco. En la tabla 6.4 se resume la EQD2 en las ubicaciones y profundidades de medición.

Al comparar estos resultados con un trabajo en el que se evalúan diferentes técnicas de tratamiento tales como radioterapia de intensidad modulada, cuña dinámica mejorada y cuñas físicas tanto en acelerador lineal como en equipo de cobalto (?), que presentan para la ubicación específica del pezón, una dosis media de 1,65 %; 3,38 %; 3,61 % y 4,27 % respectivamente, para una dosis total prescrita de 50 Gy, correspondientes a 0,825 Gy; 1,69 Gy; 1,805 Gy y 2,135 Gy en cada técnica, se encuentra una disminución importante con respecto a estas técnicas.

La dosis en la mama contralateral en este trabajo resulta menor a la estimada para esta misma técnica de tratamiento en otro estudio (31), donde se reporta una dosis de 1,2 Gy para una dosis total prescrita de 50 Gy.

Tabla 6.4: Dosis Biológica equivalente a fracciones de 2 Gy.

Ubicación y profundidad de medida		EQD2	%*
Pezón	Superficie	0,48	0,97
	1 cm	0,15	0,30
Extremo opuesto	Superficie	0,05	0,11
	1 cm	0,03	0,07
Diafragma	Superficie	1,51	3,02
	1 cm	1,25	2,50

* En función de una prescripción de 50 Gy al volumen blanco.

6. Resultados y Discusiones

En la Tabla 6.5 se comparan los resultados obtenidos de manera experimental con los esperados, se incluyen las dosis mínima, máxima y promedio estimadas por el SPT, así como la relación existente entre las dosis calculadas por el SPT y las mediciones OSL mediante la razón SPT/OSL. Para el cálculo SPT/OSL, específicamente el valor del SPT considerado, se utilizaron los valores promedios obtenidos a partir del SPT. En la última fila por paciente, se indican los valores de dosis para el volumen de la mama contralateral (MCL) reportados por el SPT.

Tabla 6.5: Comparación de resultados medidos y estimados por el sistema de planificación en la superficie de la mama contralateral tratadas con técnica FIF y esquema hipofraccionado de dosis.

N°	Ubicación y prof. de medida		Dosis Experimental			Dosis Sistema de Planificación					SPT/OSL	
			Total			Mín.	Máx.	Prom.				
			X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%	Gy	%	Gy	%	Gy		%
1	Pezón	Sup	0,45	0,04	1,07	0,029	0,1	0,202	0,5	0,107	0,3	0,236
		1 cm	0,13	0,03	0,31	0,062	0,1	0,209	0,5	0,114	0,3	0,874
	Extremo opuesto	Sup	0,09	0,03	0,22	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,022
		1 cm	0,05	0,02	0,12	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,038
	Diafragma	Sup	1,2	0,6	2,82	0,773	2,0	2,701	6,6	1,564	3,8	1,304
		1 cm	0,5	0,2	1,15	0,721	1,7	2,476	5,8	1,343	3,2	2,744
MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	1,238	2,9	0,215	0,5	—	
2	Pezón	Sup	0,7	0,0	1,75	0,147	0,3	0,288	0,7	0,217	0,5	0,291
		1 cm	0,2	0,0	0,51	0,186	0,4	0,309	0,7	0,247	0,6	1,143
	Extremo opuesto	Sup	0,065	0,009	0,15	0,000	0,0	0,067	0,2	0,042	0,1	0,643
		1 cm	0,037	0,002	0,09	0,029	0,1	0,099	0,2	0,057	0,1	1,530
	Diafragma	Sup	2,7	0,9	6,34	0,943	2,2	4,530	10,6	1,909	4,5	0,707
		1 cm	2,7	0,9	6,46	0,855	2,0	2,464	5,8	1,388	3,3	0,505
MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	1,642	3,9	1,642	3,9	—	

Continúa en la siguiente página

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.5 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación y prof. de medida		Dosis Experimental			Dosis Sistema de Planificación					SPT/OSL	
			Total			Mín.		Máx.		Prom.		
			X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%	Gy	%	Gy	%	Gy		%
3	Pezón	Sup	1,1	0,1	2,57	0,202	0,5	0,501	1,2	0,367	0,9	0,335
		1 cm	0,399	0,019	0,94	0,337	0,8	0,573	1,3	0,445	1,0	1,115
	Extremo opuesto	Sup	0,080	0,005	0,19	0,038	0,1	0,128	0,3	0,090	0,2	1,123
		1 cm	0,043	0,002	0,10	0,090	0,2	0,190	0,4	0,134	0,3	3,119
	Diafragma	Sup	2,1	0,3	4,93	0,773	1,8	2,489	5,8	1,470	3,5	0,701
		1 cm	2,1	0,3	5,04	0,895	2,1	2,489	5,8	1,579	3,7	0,737
	MCL	Vol	—	—	—	0,000	0,0	2,955	6,900	0,510	1,2	—
	4	Pezón	Sup	0,9	0,1	2,19	0,062	0,1	0,273	0,6	0,180	0,4
1 cm			0,30	0,04	0,70	0,121	0,3	0,314	0,7	0,216	0,5	0,730
Extremo opuesto		Sup	0,09	0,04	0,21	0,019	0,0	0,066	0,2	0,032	0,1	0,362
		1 cm	0,056	0,003	0,13	0,028	0,1	0,066	0,2	0,061	0,1	1,091
Diafragma		Sup	1,7	0,1	4,11	0,690	1,6	2,852	6,7	1,220	2,9	0,697
		1 cm	1,20	0,03	2,81	0,680	1,6	1,713	4,0	1,000	2,3	0,835
MCL		Vol.	—	—	—	0,000	0,0	1,631	3,8	0,350	0,8	—
5		Pezón	Sup	0,71	0,05	1,67	0,070	0,2	0,235	0,6	0,147	0,3
	1 cm		0,21	0,03	0,49	0,129	0,3	0,260	0,6	0,176	0,4	0,846
	Extremo opuesto	Sup	0,09	0,01	0,20	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,023
		1 cm	0,07	0,02	0,16	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,029
	Diafragma	Sup	2,2	0,1	5,25	0,679	1,6	4,989	11,7	1,713	4,0	0,766
		1 cm	1,36	0,06	3,20	1,061	2,5	3,043	7,2	1,832	4,3	1,344
	MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	3,085	7,2	0,389	0,9	—
	6	Pezón	Sup	0,9	0,2	2,01	0,171	0,4	0,364	0,9	0,261	0,6
1 cm			0,4	0,1	0,84	0,211	0,5	0,364	0,9	0,279	0,7	0,783
Extremo opuesto		Sup	0,108	0,003	0,25	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
		1 cm	0,07	0,01	0,17	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
Diafragma		Sup	2,9	1,5	6,81	1,201	2,8	4,311	10,1	2,135	5,0	0,736
		1 cm	2,9	1,5	6,89	1,120	2,6	2,636	6,2	1,871	4,4	0,638
MCL		Vol.	—	—	—	0,000	0,0	2,656	6,2	0,404	1,0	—

Continúa en la siguiente página

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.5 – continuación de la página anterior

Nº	Ubicación y prof. de medida		Dosis Experimental			Dosis Sistema de Planificación						SPT/OSL
			Total			Mín.		Máx.		Prom.		
			X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%	Gy	%	Gy	%	Gy	%	
7	Pezón	Sup	1,22	0,04	2,86	0,224	0,5	0,417	1,0	0,339	0,8	0,279
		1 cm	0,36	0,01	0,84	0,280	0,7	0,476	1,1	0,377	0,9	1,057
	Extremo opuesto	Sup	0,17	0,03	0,39	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
		1 cm	0,086	0,003	0,20	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
	Diafragma	Sup	2,49	0,03	5,85	1,411	3,3	9,457	22,2	2,634	6,2	1,057
		1 cm	2,3	0,2	5,36	1,453	3,4	3,041	7,1	2,086	4,9	0,914
	MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	15,672	36,8	0,691	1,6	—
8	Pezón	Sup	0,69	0,06	1,62	0,135	0,3	0,354	0,8	0,237	0,6	0,345
		1 cm	0,19	0,03	0,44	0,188	0,4	0,358	0,8	0,258	0,6	1,384
	Extremo opuesto	Sup	0,06	0,01	0,14	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,034
		1 cm	0,05	0,01	0,11	0,000	0,0	0,035	0,1	0,030	0,1	0,629
	Diafragma	Sup	2,1	0,1	5,03	1,268	3,0	3,730	8,8	2,159	5,1	1,009
		1 cm	1,7	0,1	4,02	1,052	2,5	2,629	6,2	1,806	4,2	1,056
	MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	4,523	10,6	0,436	1,0	—
9	Pezón	Sup	0,3	0,1	0,78	0,000	0,0	0,101	0,2	0,037	0,1	0,111
		1 cm	0,07	0,01	0,17	0,015	0,0	0,101	0,2	0,034	0,1	0,478
	Extremo opuesto	Sup	0,04	0,01	0,09	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,055
		1 cm	0,03	0,00	0,07	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,066
	Diafragma	Sup	2,1	0,2	5,04	1,072	2,5	12,046	28,3	2,839	6,7	1,324
		1 cm	1,6	0,2	3,77	1,359	3,2	3,008	7,1	2,036	4,8	1,270
	MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	0,947	2,2	0,131	0,3	—
10	Pezón	Sup	0,47	0,04	1,09	0,079	0,2	0,391	0,9	0,255	0,6	0,548
		1 cm	0,10	0,01	0,23	0,196	0,5	0,379	0,9	0,277	0,7	2,809
	Extremo opuesto	Sup	0,05	0,01	0,12	0,010	0,0	0,061	0,1	0,038	0,1	0,735
		1 cm	0,042	0,007	0,10	0,035	0,1	0,089	0,2	0,058	0,1	1,366
	Diafragma	Sup	2,2	0,2	5,23	1,834	4,3	3,405	8,0	2,490	5,9	1,119
		1 cm	2,1	0,1	4,82	1,470	3,5	2,413	5,7	1,999	4,7	0,974
	MCL	Vol.	—	—	—	0,001	0,0	2,699	6,3	0,523	1,2	—

Continúa en la siguiente página

6. Resultados y Discusiones

Tabla 6.5 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación y prof. de medida		Dosis Experimental			Dosis Sistema de Planificación					SPT/OSL	
			Total			Mín.		Máx.		Prom.		
			X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%	Gy	%	Gy	%	Gy		%
11	Pezón	Sup	0,78	0,06	1,83	0,030	0,1	0,135	0,3	0,099	0,2	0,127
		1 cm	0,21	0,04	0,50	0,030	0,1	0,168	0,4	0,113	0,3	0,530
	Extremo opuesto	Sup	0,050	0,004	0,12	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,040
		1 cm	0,034	0,003	0,08	0,000	0,0	0,004	0,0	0,002	0,0	0,059
	Diafragma	Sup	3,3	0,7	7,75	0,890	2,1	4,633	10,9	1,888	4,4	0,572
		1 cm	2,8	0,5	6,64	0,869	2,0	2,842	6,7	1,666	3,9	0,590
	MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	7,748	18,2	0,315	0,7	—
	12	Pezón	Sup	1,1	0,2	2,49	0,295	0,7	0,558	1,3	0,435	1,0
1 cm			0,35	0,10	0,83	0,329	0,8	0,602	1,4	0,444	1,0	1,256
Extremo opuesto		Sup	0,14	0,03	0,33	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
		1 cm	0,09	0,02	0,20	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
Diafragma		Sup	2,9	0,1	6,72	0,942	2,2	6,151	7,1	2,257	5,3	0,789
		1 cm	2,02	0,02	4,75	1,005	2,4	3,251	7,6	2,024	4,8	1,002
MCL		Vol.	—	—	—	0,007	0,0	3,748	8,8	0,763	1,8	—
13		Pezón	Sup	0,8	0,1	2,00	0,259	0,6	0,463	1,1	0,360	0,8
	1 cm		0,31	0,04	0,73	0,279	0,7	0,476	1,1	0,370	0,1	1,184
	Extremo opuesto	Sup	0,12	0,02	0,27	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
		1 cm	0,078	0,004	0,18	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
	Diafragma	Sup	2,3	0,2	5,42	0,772	1,8	3,270	7,7	1,608	3,8	0,698
		1 cm	2,1	0,2	4,94	0,701	1,6	2,484	5,8	1,420	3,3	0,675
	MCL	Vol.	—	—	—	0,014	0,0	2,419	5,7	0,512	1,2	—
	14	Pezón	Sup	0,56	0,05	1,31	0,155	0,4	0,393	0,9	0,275	0,6
1 cm			0,19	0,03	0,44	0,217	0,5	0,413	1,0	0,306	0,7	1,619
Extremo opuesto		Sup	0,083	0,009	0,20	0,028	0,1	0,130	0,3	0,052	0,1	0,625
		1 cm	0,063	0,004	0,15	0,028	0,1	0,130	0,3	0,060	0,1	0,957
Diafragma		Sup	2,6	0,8	6,15	0,901	2,1	5,319	12,5	1,983	4,7	0,757
		1 cm	2,1	0,7	4,86	1,044	2,5	2,705	6,4	1,709	4,0	0,826
MCL		Vol.	—	—	—	0,000	0,0	4,541	10,7	0,455	1,1	—

Continúa en la siguiente página

Tabla 6.5 – continuación de la página anterior

N°	Ubicación y prof. de medida	Dosis Experimental			Dosis Sistema de Planificación						SPT/OSL	
		Total			Mín.		Máx.		Prom.			
		X_T (Gy)	D.E. (Gy)	%	Gy	%	Gy	%	Gy	%		
15	Pezón	Sup	0,769	0,132	1,81	0,045	0,1	0,315	0,7	0,181	0,4	0,235
		1 cm	0,21	0,02	0,49	0,121	0,3	0,321	0,8	0,206	0,5	0,983
	Extremo opuesto	Sup	0,09	0,01	0,21	0,014	0,0	0,035	0,1	0,031	0,1	0,348
		1 cm	0,068	0,006	0,16	0,028	0,1	0,066	0,2	0,035	0,1	0,515
	Diafragma	Sup	1,8	0,2	4,19	1,580	3,7	4,962	11,7	2,321	5,5	1,302
		1 cm	1,4	0,1	3,34	1,425	3,3	3,013	7,1	2,087	4,9	1,469
	MCL	Vol.	—	—	—	0,000	0,0	2,427	5,7	0,408	1,0	—

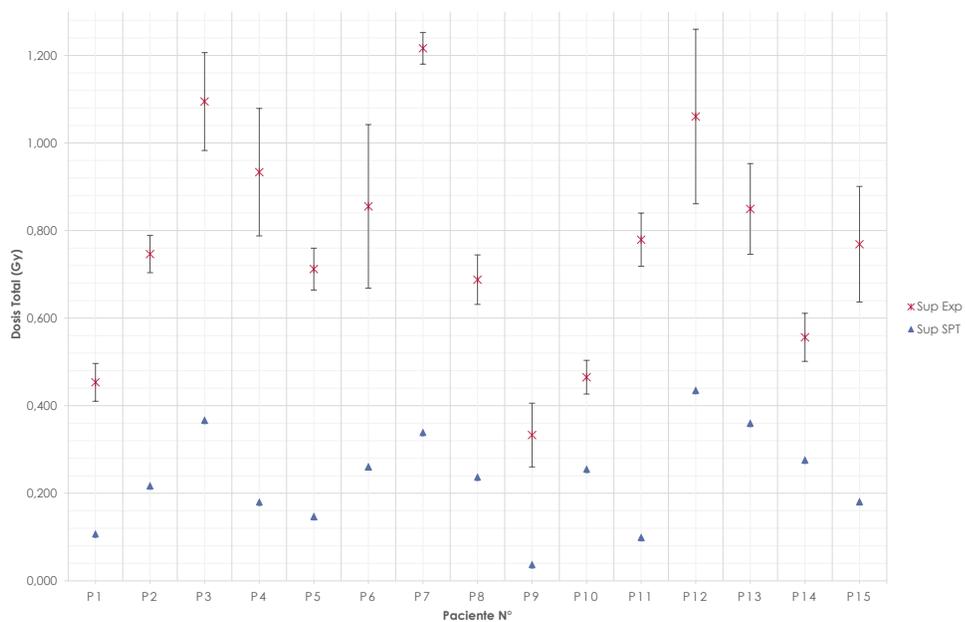
Es oportuno mencionar que se asocia una importante incertidumbre en la zona en la que se realizó el contorno de cada dosímetro por paciente en el SPT, ya que si bien durante la simulación se colocaban marcadores fiduciales para identificar la ubicación y conjuntamente se realizaban marcas en la piel de cada paciente, cuando asistían al inicio del tratamiento ya las marcas habían desaparecido, es por ello que no necesariamente el área que se estableció en el SPT es la misma que ocupa cada dosímetro, además, dentro de cada dosímetro sólo dos cristales (lecturas en superficie y profundidad) eran los que poseían interés dosimétrico para las estimaciones de dosis.

En la Tabla 6.5 se presentan los resultados de dosis mínima, máxima y media obtenidas en el desarrollo del trabajo a través de las mediciones realizadas en comparación con los estimados mediante el SPT. En las Figuras 6.5, 6.6 y 6.7 se presentan estas diferencias gráficamente. En la última columna de la Tabla 6.5 se muestra la razón obtenida entre lo calculado por el SPT y las lecturas obtenidas mediante la dosimetría *in vivo*. En los casos en los que este cociente se acerca a uno, se tiene mayor cercanía a lo esperado; en el caso de este cociente para el

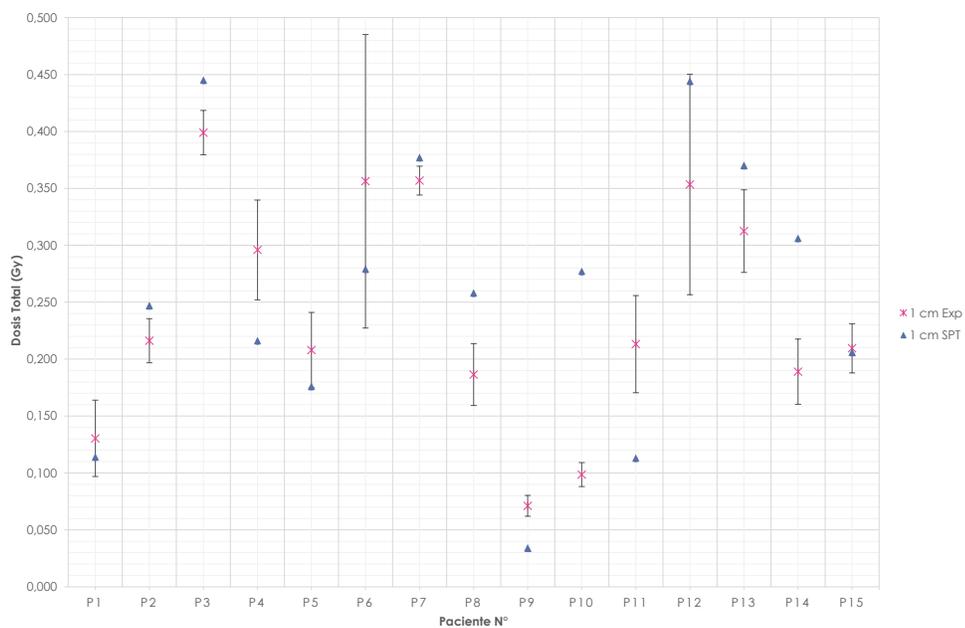
extremo opuesto es considerablemente mayor que uno sin que sea alarmante, ya que las dosis son suficientemente bajas como para estar en tolerancia. Es probable que las dosis en superficie sean mayores por la dispersión asociada a los elementos presentes en la sala de tratamiento.

El cociente SPT/OSL se graficó para cada paciente en las diferentes ubicaciones y profundidades de medición, estas gráficas se muestran en las Figuras 6.8, 6.9 y 6.10.

6. Resultados y Discusiones



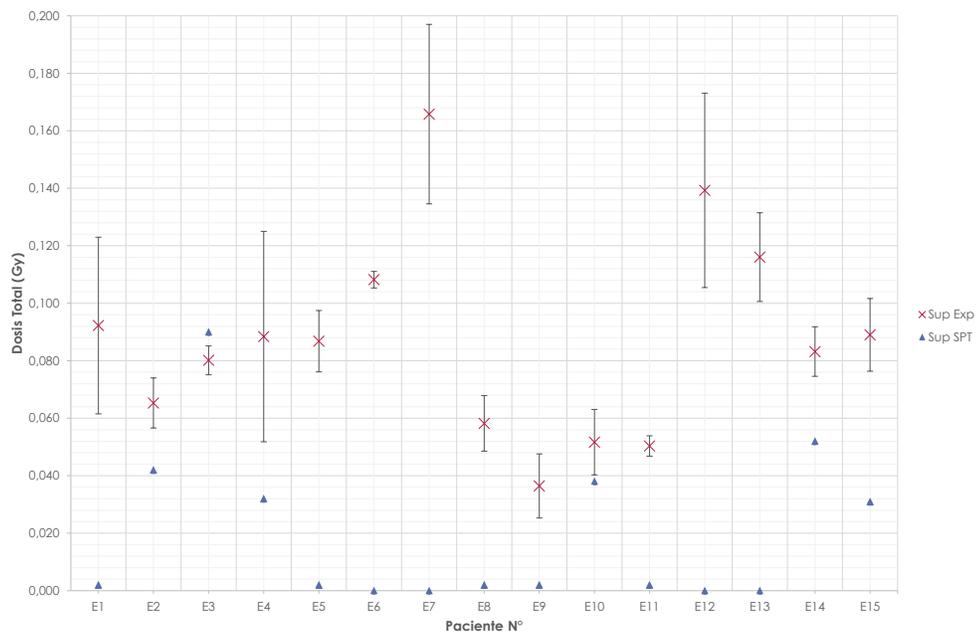
(a) En la superficie del pezón.



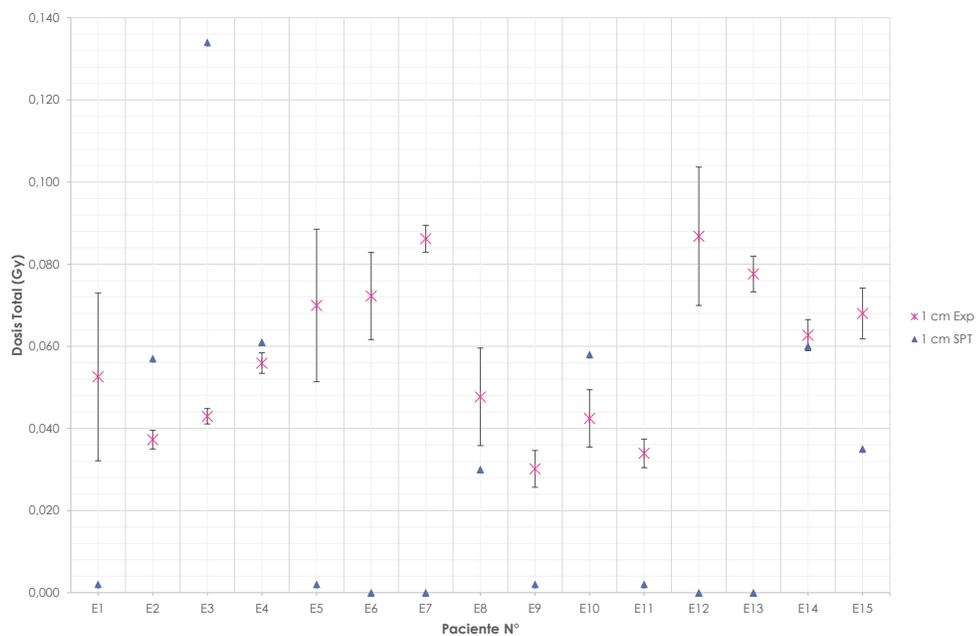
(b) A 1 cm de profundidad, en el pezón.

Figura 6.5: Resultados de las mediciones in vivo mediante dosimetría OSL en comparación con las calculadas por el SPT en el pezón para un tratamiento de mama con campos tangenciales y técnica FIF a las dos profundidades de medición, en cada paciente evaluado.

6. Resultados y Discusiones



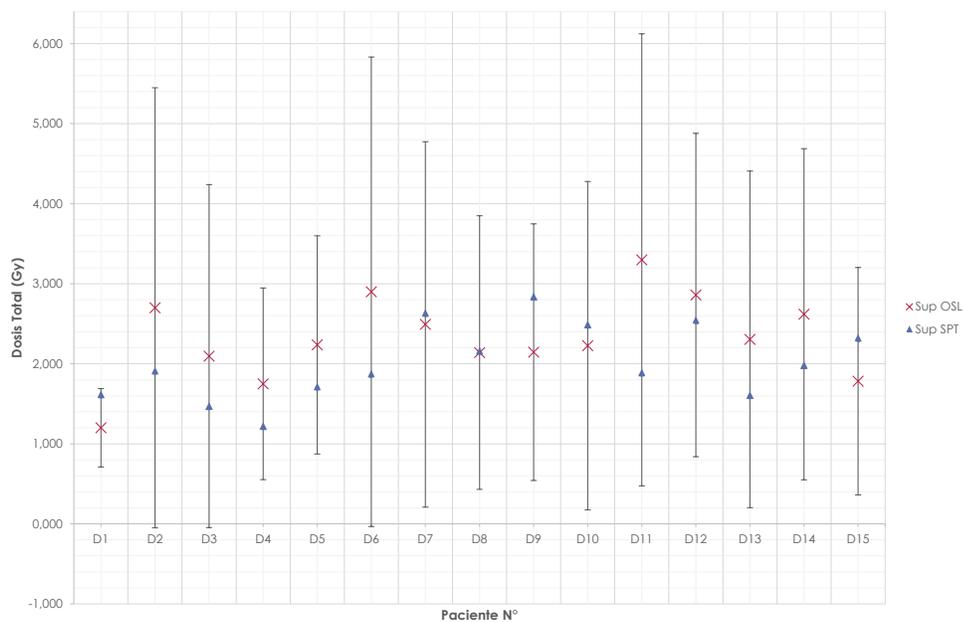
(a) En la superficie del extremo opuesto.



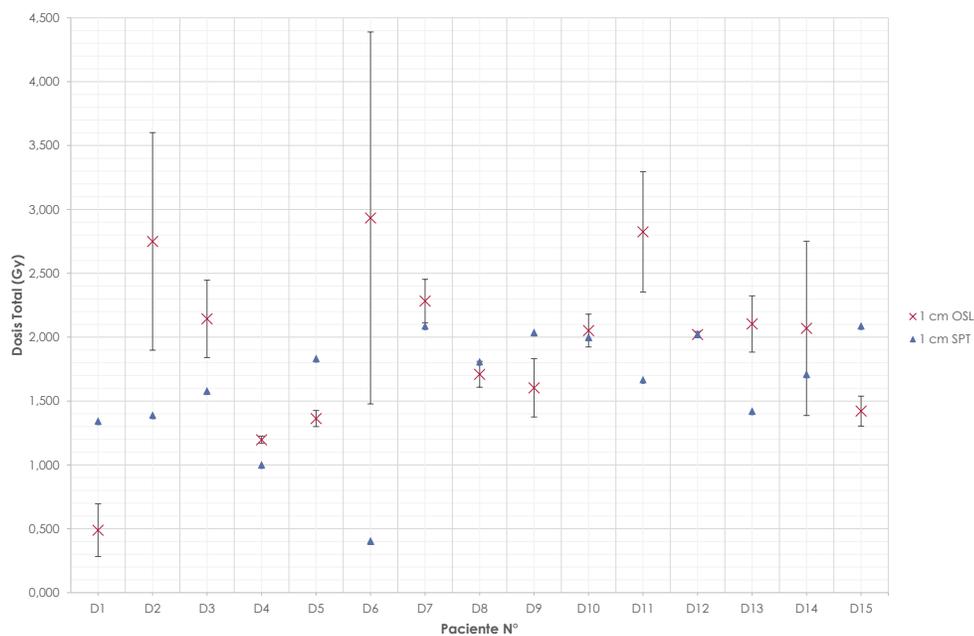
(b) A 1 cm de profundidad, en el extremo opuesto.

Figura 6.6: Resultados de las mediciones in vivo mediante dosimetría OSL en comparación con las calculadas por el SPT en el extremo opuesto para un tratamiento de mama con campos tangenciales y técnica FiF a las dos profundidades de medición, en cada paciente evaluado.

6. Resultados y Discusiones



(a) En la superficie del diafragma.



(b) A 1 cm de profundidad, en el diafragma.

Figura 6.7: Resultados de las mediciones in vivo mediante dosimetría OSL en comparación con las calculadas por el SPT en el diafragma para un tratamiento de mama con campos tangenciales y técnica FiF a las dos profundidades de medición, en cada paciente evaluado.

6. Resultados y Discusiones

Cabe destacar que en los resultados obtenidos en el diafragma, se tiene una mayor influencia tanto del movimiento respiratorio como de la anatomía de cada paciente, ya que lograban en ciertas oportunidades que el dosímetro se desplazara hacia el campo de tratamiento, por lo que en ocasiones se hizo necesario realizar mediciones adicionales debido a que se obtenían registros de dosis elevados.

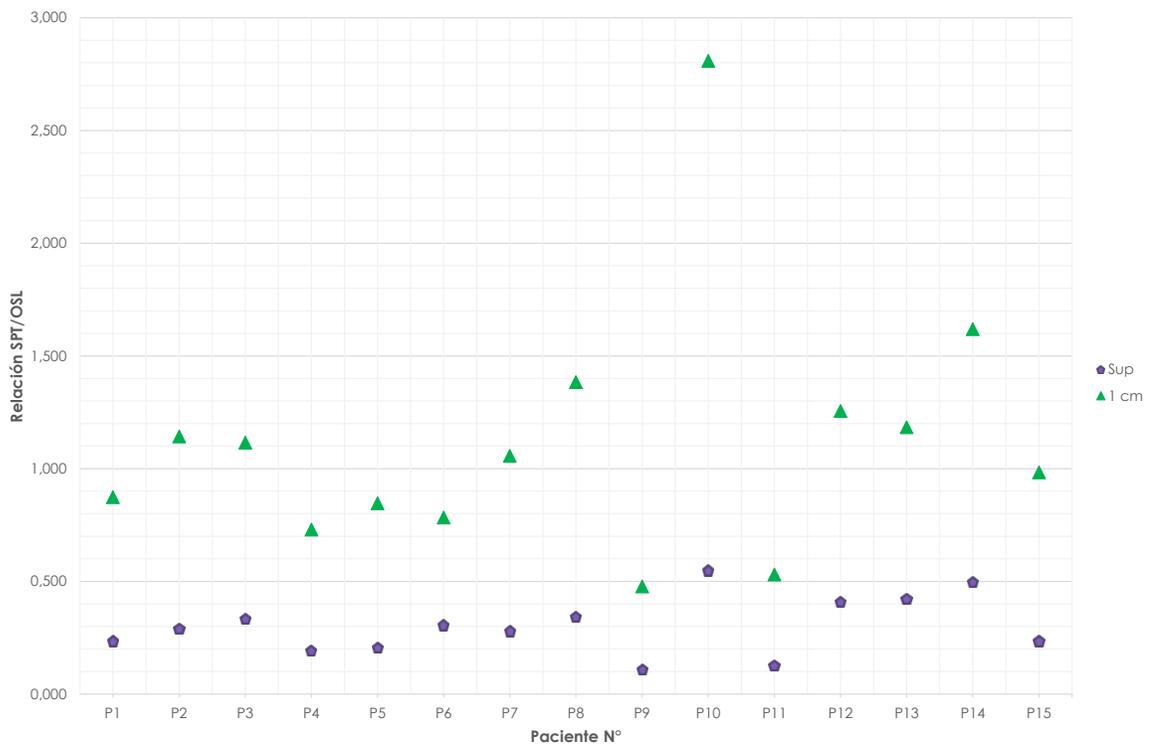


Figura 6.8: Razón SPT/OSL en el pezón.

A 1 cm de profundidad se encuentran los valores SPT/OSL más cercanos a 1, el incremento en la dosis dispersa que se registra en la superficie hace que esta relación sea más cercana a 0.

6. Resultados y Discusiones

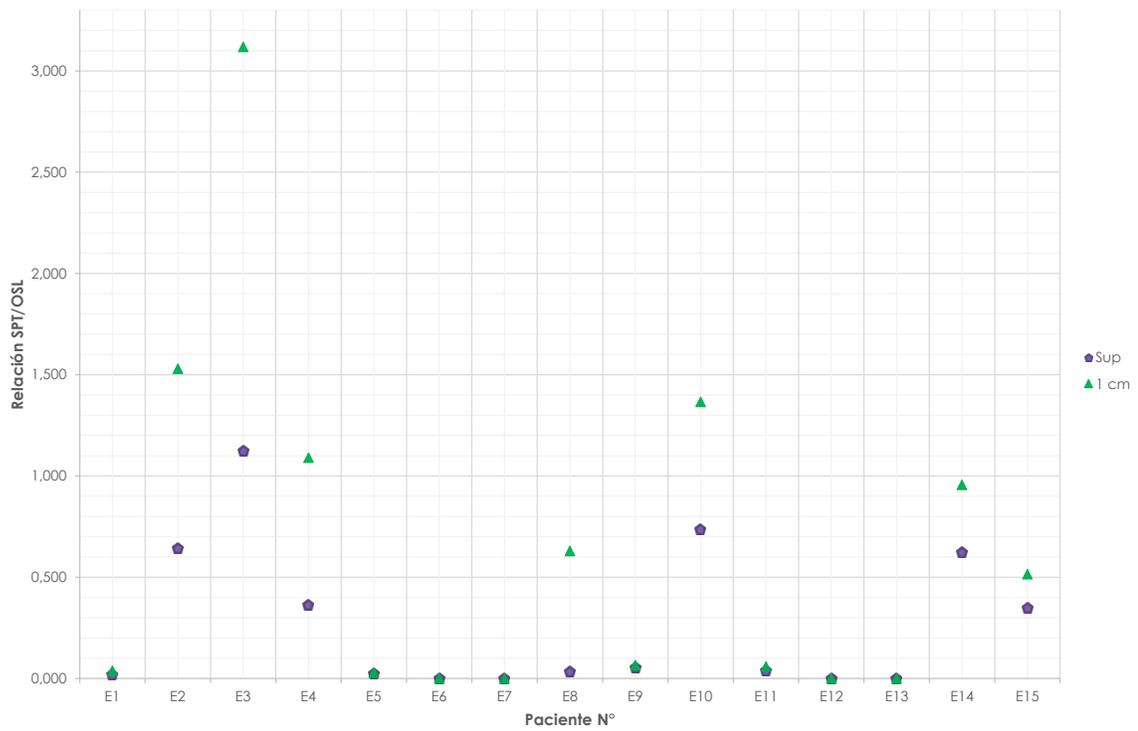


Figura 6.9: Razón SPT/OSL en el extremo opuesto.

En esta zona el cociente SPT/OSL es cercano a cero, a medida que la medición se realiza más lejos del haz, las estimaciones del SPT son menores.

6. Resultados y Discusiones

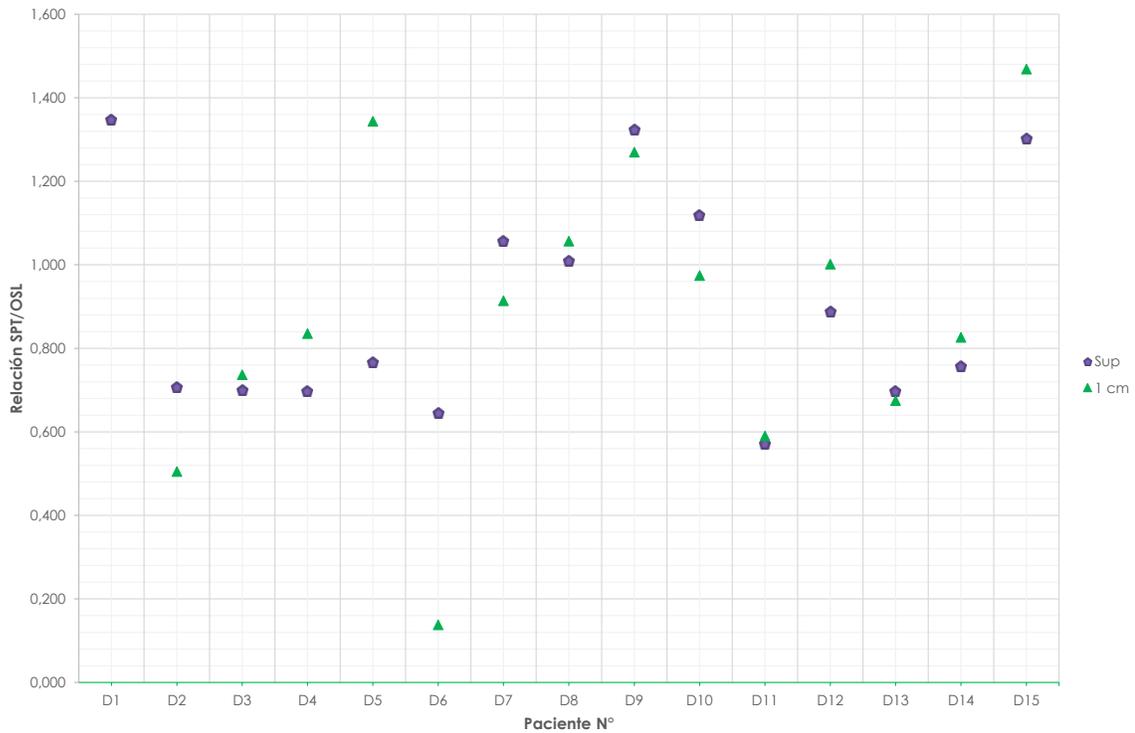


Figura 6.10: Razón SPT/OSL en el diafragma.

Para esta ubicación, los valores SPT/OSL tienden a mantenerse entre 0,8 y 1.

Los algoritmos de cálculo de dosis del sistema de planificación de tratamiento no están diseñados para predecir con precisión la dosis fuera del haz ni muy distantes a él (32). Esto pudo contribuir en gran medida a las diferencias encontradas entre los valores de dosis reportados por el SPT y los medidos, ya que todos los puntos de medición se encuentran fuera del haz de tratamiento al estar evaluando dosis dispersa.

En la Figura 6.11 se presenta la relación SPT/OSL como función de la distancia desde el punto de incidencia del campo tangencial externo a la profundidad de medición. Se aprecia, para distancias entre 15 y 22 cm que se mantiene alrededor del valor 1, salvando dos puntos que se alejan notablemente

6. Resultados y Discusiones

de este número; mientras que para distancias mayores y específicamente en superficie, es decir, los puntos más alejados de la entrada del haz en cada paciente, este cociente tiende a 0.

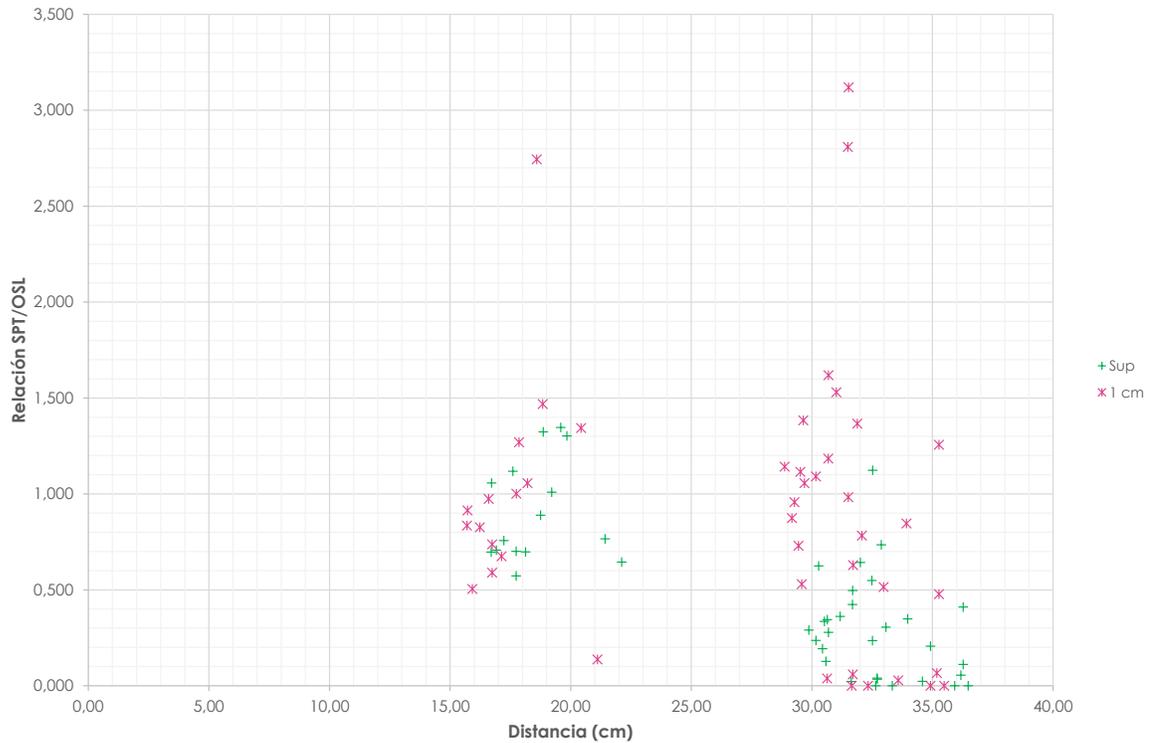


Figura 6.11: Razón SPT/OSL en función de la distancia hasta la profundidad de medición.

7

Conclusiones

Cada vez que se desean explorar nuevas técnicas de tratamiento, se deben garantizar los aspectos dosimétricos asociados tales como la entrega de la prescripción al volumen blanco y la minimización de dosis en órganos a riesgo, fundamentalmente. La dosimetría *in vivo* es una herramienta de gran utilidad para realizar estas verificaciones.

Los dosímetros OSL presentan ciertas ventajas en su utilización para la realización de dosimetría *in vivo*, su sencilla implementación, lectura y borrado le confieren gran utilidad práctica para este fin. Además cuentan con alta precisión, son seguros para el paciente ya que no tienen cables que deban estar cerca de él y poseen un tamaño pequeño que los hace manejables.

Los avances en técnicas de tratamiento, buscan la reducción de estas dosis sin sacrificar aquella que se entrega al volumen blanco. Al tratarse el FIF de una técnica nueva, se necesita evaluar la contribución de dosis de radiación dispersa en la mama contralateral. Esta dosimetría *in vivo* adquiere aun mayor importancia al tratarse de un esquema hipofraccionado de dosis, ya que las dosis diaria prescrita es mayor a la recibida en un tratamiento con esquema de

fraccionamiento convencional.

La dosis que se entrega al volumen blanco hace que inevitablemente la mama contralateral sea alcanzada por radiación dispersa. Y en este sentido, siempre es recomendable e importante procurar minimizar la dosis dispersa que ésta puede recibir, ya que la mama es un tejido radiosensible. A través de la técnica FiF con un esquema hipofraccionado de dosis en el tratamiento de cáncer de mama, es posible alcanzar una reducción importante en la dosis dispersa que recibe la mama contralateral.

La dosis dispersa en la mama contralateral fue evaluada en dos profundidades: en la piel del paciente y a 1 cm de profundidad. Se encontró que en la superficie es significativamente mayor a la registrada a 1 cm de profundidad, variación que se puede asociar a la dispersión relacionada con la sala de tratamiento.

En los tratamientos de cáncer de mama con esquema hipofraccionado de 2,66 Gy por fracción hasta alcanzar una dosis total de 42,56 Gy evaluados en este trabajo, a través de la metodología seguida fue posible cuantificar la dosis dispersa que recibe la mama contralateral, encontrando que es en promedio, entre 0,2 y 0,8 Gy, con una desviación estándar de 0,1 y 0,2 Gy, respectivamente. Este rango de dosis representa entre el 0,6 y 1,8% de la dosis total prescrita a la mama.

La determinación de la EQD2 para las dosis medidas con el esquema hipofraccionado permitió comparar los resultados de este trabajo con el esquema de fraccionamiento convencional y diferentes técnicas de tratamiento. Se encontró que la dosis dispersa recibida por la mama contralateral varía entre 0,15 y 0,48 Gy en función de una prescripción de 50 Gy al volumen blanco. Estos valores constituyen del 0,3 a 0,97% de la dosis total prescrita.

Los valores de dosis dispersa medidos en este trabajo podrían ser usados

7. Conclusiones

como referencia para planificaciones en tratamientos de cáncer de mama, al haber evidenciado ser significativamente menores a los reportados con otras técnicas como IMRT y 3DCRT.

Como ventaja adicional, al requerir un número inferior de unidades monitor que con otras técnicas como IMRT y 3DCRT, se refleja positivamente en tratamientos que necesitan menor tiempo para su entrega, y al prescindir de cuñas físicas, añade otra reducción de tiempo en lo que respecta a la colocación de las mismas, en el caso particular de la técnica 3DCRT.

El incremento en la distancia desde el campo tangencial externo a los puntos de medición, específicamente hacia el extremo opuesto de la mama contralateral puede influenciar el cálculo del SPT, ya que las diferencias con respecto a las mediciones se hicieron mayores al superar los 30 cm en esta dirección. Por otra parte, el SPT no considera la dispersión asociada a los elementos presentes en la sala de tratamiento, hecho que puede contribuir a aumentar la dosis registrada en la superficie de manera experimental.

El cociente SPT/OSL permite evaluar las diferencias entre la dosis esperada y la medida. En la zona del pezón, la de interés específico para la determinación de la dosis en la mama contralateral, este valor se hizo más cercano a 1.

Referencias

- (1) Sanath Kumar. Second malignant neoplasms following radiotherapy. *International journal of environmental research and public health*, 9(12):4744–4759, 2012.
- (2) Volker Rudat, Abdul Aziz Alaradi, Adel Mohamed, Al-Yahya Khaled, y Saleh Altuwaijri. Tangential beam imrt versus tangential beam 3d-crt of the chest wall in postmastectomy breast cancer patients: a dosimetric comparison. *Radiation oncology*, 6(1):1, 2011.
- (3) A. Haydaroglu y G. Ozyigit. *Principles and Practice of Modern Radiotherapy Techniques in Breast Cancer*. Springer New York, 2012.
- (4) Edward C Halperin, Luther W Brady, David E Wazer, y Carlos A Perez. *Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology*. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- (5) Anne MR Agur y Arthur F Dalley. *Grant's atlas of anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

- (6) Canadian Cancer Society. Breast cancer. The lymphatic system of the breast. Página web, 2016 (Acceso: mayo 2016). <http://www.cancer.ca/en/cancer-information/cancer-type/breast/breast-cancer/the-breasts/?region=on>.
- (7) American Joint Committee on Cancer. Breast cancer staging. Página web, 2016 (Acceso: mayo 2016). <http://cancerstaging.org/references-tools/quickreferences/pages/default.aspx>.
- (8) Barry Allen, Loredana Marcu, y Eva Bezak. *Biomedical Physics in Radiotherapy for Cancer*. Springer, 2012.
- (9) K Clifford, Tony Wang, y Tim Marinetti. *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- (10) David Kerr, Daniel Haller, Cornelis van de Velde, y Michael Baumann. *Oxford Textbook of Oncology*. Oxford University Press, 2016.
- (11) D.W. Arthur, F.A. Vicini, D.E. Wazer, y A.J. Khan. *Short Course Breast Radiotherapy: A Comprehensive Review of Hypofractionation, Partial Breast, and Intra-Operative Irradiation*. Springer International Publishing, 2015.
- (12) Charles M Washington y Dennis T Leaver. *Principles and practice of radiation therapy*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- (13) S Korzeniowski. Late side effects and complications in breast cancer patients treated by postoperative radiotherapy. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 3(2):27–33, 1998.
- (14) Sajad A Rather, M Mohib-ul Haq, Nazir A Khan, Ajaz A Khan, y AG Sofi. Determining the contralateral breast dose during radiotherapy of breast cancer using rainbow dosimeter. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*,

- 7(4):384–389, 2014.
- (15) Marianne C Aznar. *Real-time in vivo luminescence dosimetry in radiotherapy and mammography using $Al_2O_3:C$* . Tesis Doctoral, University of Copenhagen, Dinamarca, Junio 2005.
- (16) Sonja Dieterich, Eric Ford, Daniel Pavord, y Jing Zeng. *Practical Radiation Oncology Physics: A Companion to Gunderson & Tepper's Clinical Radiation Oncology*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- (17) S.N. Ahmed. *Physics and Engineering of Radiation Detection*. Elsevier Science, 2da edición, 2015.
- (18) William Geoffrey West y Kimberlee Jane Kearfott. Optically stimulated luminescence dosimetry: An introduction. In *Solid State Phenomena*, volumen 238, pages 161–173. Trans Tech Publ, 2015.
- (19) E.G. Yukihara y S.W.S. McKeever. *Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications*. Wiley Series in Materials for Electronic & Optoelectronic Applications. Wiley, 2011.
- (20) Lars Bøtter-Jensen, Stephen WS McKeever, y Ann G Wintle. *Optically stimulated luminescence dosimetry*. Elsevier, 2003.
- (21) J.C. Whitaker. *Microelectronics 2nd Edition*, volumen 14 de *Electronics Handbook Series*. CRC Press, 2da edición, 2005.
- (22) Reuven Chen y Vasilis Pagonis. *Thermally and optically stimulated luminescence: a simulation approach*. John Wiley & Sons, 2011.
- (23) K. Van Dyke, C. Van Dyke, y K. Woodfork. *Luminescence Biotechnology: Instruments and Applications*. CRC Press, 2001.

- (24) Inc BC Technical. BRILLIANCE 16. Página web, 2015 (Acceso: octubre 2016).
<http://bctechnical.com/systems/brilliance-16/>.
- (25) CIVCO Medical Instruments. C-Qual. Página web, 2011 (Acceso: octubre 2016).
<http://civco.com.ua/products/469/470/477/487.html>.
- (26) LANDAUER ®. Emergency preparedness. Página web, 2016 (Acceso: octubre 2016).
http://www.landauer.com/National_Security/Solutions/Emergency_Preparedness.aspx.
- (27) UNICARE MEDICAL SOLUTIONS SRL. Negatoscop tip H. Página web, 2014 (Acceso: octubre 2016).
<http://www.unicare.ro/negatoscoape/negatoscop-tiph.html>.
- (28) KJ Ray, NR Sibson, y AE Kiltie. Treatment of breast and prostate cancer by hypofractionated radiotherapy: potential risks and benefits. *Clinical Oncology*, 27(7):420–426, 2015.
- (29) Maria Tolia, Kalliopi Platoni, Andreas Foteineas, Maria-Aggeliki Kalogeridi, Anna Zygogianni, Nikolaos Tsoukalas, Mariangela Caimi, Niki Margari, Maria Dilvoi, Panagiotis Pantelakos, et al. Assessment of contralateral mammary gland dose in the treatment of breast cancer using accelerated hypofractionated radiotherapy. *World Journal of Radiology*, 3(9):233–40, 2011.
- (30) Arun Chougule et al. Radiation dose to contra lateral breast during treatment of breast malignancy by radiotherapy. *Journal of cancer research and therapeutics*, 3(1):8, 2007.
- (31) Tse Ka Ho. A comparison of contralateral breast dose from primary breast radiotherapy using different treatment techniques. Tesis de Maestría, University of Hong Kong, Agosto 2014.

- (32) P Lonski, M L Taylor, W Hackworth, A Phipps, R D Franich, y T Kron. In vivo verification of radiation dose delivered to healthy tissue during radiotherapy for breast cancer. *Journal of Physics: Conference Series*, 489(1):012015, 2014.
- (33) Yasser Abo-Madyan, Muhammad Hammad Aziz, Moamen MOM Aly, Frank Schneider, Elena Sperk, Sven Clausen, Frank A Giordano, Carsten Herskind, Volker Steil, Frederik Wenz, et al. Second cancer risk after 3d-crt, IMRT and VMAT for breast cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 110(3):471–476, 2014.
- (34) Zakiya Salem Al-Rahbi, Zahid Al Mandhari, Ramamoorthy Ravichandran, Fatma Al-Kindi, Cheriyahtmanjiyil Antony Davis, Saju Bhasi, Namrata Satyapal, Balakrishnan Rajan, et al. Dosimetric comparison of intensity modulated radiotherapy isocentric field plans and field in field (FIF) forward plans in the treatment of breast cancer. *Journal of medical physics*, 38(1):22, 2013.
- (35) Claus E. Andersen. Fiber-coupled luminescence dosimetry in therapeutic and diagnostic radiology. *AIP Conference Proceedings*, 1345(1):100–119, 2011.
- (36) M.A. Baños, C.L. Alegría, y Universidad de Murcia. *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*. Universidad de Murcia, 2003.
- (37) Luc Beaulieu y Sam Beddar. *Scintillation dosimetry*. Imaging in medical diagnosis and therapy. CRC Press, 2016.
- (38) Felipe A Calvo, Albert Biete, Pedraza Vicente, Giralt Jordi, y Manuel de las Heras. *Oncología radioterápica. Principios, métodos, gestión y práctica clínica*. Arán, 2010.
- (39) Deivis Errada. Protocolo para la puesta en marcha de un laboratorio de dosimetría personal con sistema OSLD. Tesis de Maestría, Universidad Central de Venezuela, Septiembre 2014.

-
- (40) RM Harrison. Introduction to dosimetry and risk estimation of second cancer induction following radiotherapy. *Radiation Measurements*, 57:1–8, 2013.
- (41) G Yavas, C Yavas, y H Acar. Dosimetric comparison of whole breast radiotherapy using field in field and conformal radiotherapy techniques in early stage breast cancer. *Iranian Journal of Radiation Research*, 10(3-4):131–138, 2012.
- (42) Fasahah Hanum Yusof, Ngie Min Ung, Jeannie Hsiu Ding Wong, Wei Loong Jong, Vannyat Ath, Vincent Chee Ee Phua, Siew Ping Heng, y Kwan Hoong Ng. On the use of optically stimulated luminescent dosimeter for surface dose measurement during radiotherapy. *PloS one*, 10(6), 2015.