



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

DOSIMETRÍA “IN VIVO”, EN CAMPOS
TANGENCIALES Y AXILOSUPRACLAVICULAR PARA
CÁNCER DE MAMA POSTMASTECTOMÍA.

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

ABRAHAM GARCÍA HEREDIA

DIRECTOR DE TESIS: M. EN C. ANA ELENA BUENFIL BURGOS

COMITÉ TUTORAL: DRA. MARÍA ADELA POITEVIN CHACÓN
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN
M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MEXICO, D.F.

2009



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*ESTA TESIS SE LA DEDICO CON
TODO AMOR Y CARIÑO A MIS PADRES
MÓNICA HEREDIA VARGAS Y JOSÉ ELÍAS GARCÍA AGUILERA (†)
NO TENGO CON QUE RECOMPENSAR TODO ESE APOYO
INCONDICIONAL.*

*DEDICADA A MIS HERMANOS
OLGA, ALMA LIDIA, ISRAEL Y ERÉNDIRA
SIEMPRE UN MOTOR DE VIDA, ÁNIMO Y ESPERANZA; AL FINAL LO
ÚNICO QUE TENGO “MI FAMILIA”.*

AGRADECIMIENTOS INSTITUCIONALES.

Existió a la largo del desarrollo de este proyecto una serie de instituciones que apoyaron de una u otra forma el avance del mismo. Un apoyo vital y uno de los primeros que recibí fue el del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), ya que éste me apoyó con una beca de maestría, la cual me permitió realizar mis estudios durante los dos años que dura el plan de estudios, es decir, me permitió tomar las clases teóricas y prácticas de la maestría en Física Médica.

Por supuesto que también he recibido un apoyo muy importante de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) que ha sido como mi casa desde que ingresé al Colegio de Ciencias y Humanidades (CCH); sin lugar a dudas, la UNAM ha sido el pilar más importante de mi educación superior, en ella he obtenido el ambiente perfecto para desarrollarme en el ámbito académico, encontrando siempre los mejores maestros, grandes compañeros y amigos, así como un ambiente siempre cordial, amistoso y de respeto.

En esta etapa del posgrado recibí el apoyo de la UNAM a través del Instituto de Física (IFUNAM), y también algunos apoyos económicos que fueron proporcionados tanto por la Dirección General de Asuntos del Personal Académico de la UNAM (DGAPA-UNAM) con clave IN108906, como por el Programa de Apoyo a los Estudios de Posgrado (PAEP-DGEP) 2007 que fueron de gran utilidad para la compra y adquisición de material y equipo, así como para asistir a congresos, simposios y reuniones durante el transcurso del programa de posgrado; en particular, existió una ayuda por parte del Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) con clave IN108906-3, para concluir la tesis.

Toda la parte experimental de esta tesis se realizó en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan) en la Ciudad de México, por esta razón agradezco enormemente a esta institución por haber accedido a la realización de este proyecto en sus instalaciones, proporcionando para ello tanto el recurso humano (médicos, físicos médicos, enfermeras, etc.), las pacientes (que son como mis heroínas anónimas, siempre accesibles, amables y fuertes ante esta enfermedad tan desgastante), así como sus equipos de trabajo (aceleradores lineales, instalaciones, computadoras, software, bases de datos, etc.).

Por supuesto que fue de gran ayuda y expreso mi agradecimiento tanto al laboratorio de dosimetría como al taller mecánico, ambos en el IFUNAM, ya que fue en el segundo donde se manufacturó el maniquí utilizado en este proyecto de tesis. Dicho maniquí se construyó gracias a la colaboración y apoyo del Ing. Marcos A. Veytia Vidaña y los técnicos Ricardo Ramírez y Fernando Gallardo.

En la fase de calibración de dosímetros, se usó el irradiador GAMMACELL que se encuentra ubicado en el Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM (ICNUNAM), por lo cual agradezco ampliamente el préstamo de dicho equipo para tal fin.

AGRADECIMIENTOS PERSONALES.

En primer lugar estoy ampliamente agradecido con mi asesora, la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, no tengo forma de agradecer su colaboración, apoyo, paciencia, consejos, en fin, por todo aquello que me permitió avanzar tanto en el programa de maestría como en el proyecto de tesis. Sin duda fue una guía muy importante y de vital importancia para que todas las cosas salieran adelante; de verdad, muchas gracias Ana Elena, sin ti todo hubiera sido mucho más complicado.

Desde este humilde trabajo, también mando un agradecimiento extensivo a los miembros de mi comité tutorial, el cual estuvo conformado por las siguientes personas:

*M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos
Dra. María Adela Poitevin Chacón
Dra. María Isabel Gamboa de Buen
M. en C. César Gustavo Ruíz Trejo*

todos ellos estuvieron pendientes del desarrollo que se tenía en esta tesis y por supuesto que hicieron sus aportaciones en el momento adecuado, además de que realizaron una revisión y corrección del presente trabajo escrito.

Agradezco ampliamente la molestia que se tomaron los miembros del comité sinodal para revisar el presente trabajo de tesis, aportando y enriqueciendo el trabajo escrito con su experiencia. Dicho comité estuvo conformado por las siguientes personas:

*M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos
M. en C. Adolfo Zárate Morales
M. en C. Miguel Rodríguez Ponce
Dra. María Adela Poitevin Chacón
M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano*

Está más que claro que la participación del personal en el INCan también fue muy importante y por ello agradezco a todas aquellas personas que colaboraron de una o de otra manera para que las medidas experimentales se llevaran a cabo, por lo tanto les mando mis más sinceras gracias a Miguel Rodríguez, Oscar Ángeles, Flor Herrera, Fabiola Valencia, Manuel Flores y Benito Santamaría.

Durante las mediciones, ya con las pacientes, estuve en contacto con muchas personas, principalmente técnicos radioterapeutas, los cuales fueron: Agustín Contreras, Manuel Silva, Reyna Salinas, Adriana Sáenz, Hugo Sánchez, Yolanda Cruz, José Flores, Moisés Martínez, Patricia Martínez, Georgina Sánchez, Mireya Barrios, Guadalupe Robelo, Henna Robledo, Karen Amaro, Rodrigo Palacios. y Rodrigo Lomas (espero no haber olvidado a nadie). Tanto en el turno de la mañana como en el turno de la tarde me tocó convivir con muchos de ellos, logrando siempre un ambiente cordial y amistoso que agradezco mucho.

Por supuesto estoy ampliamente agradecidos también con mis compañeros y amigos de la generación: Fernanda, Suemi, Ruth, Ivan, Orlando, Christian, Marcelino y Alejandro. Además de los compañeros y amigos de otras generaciones, todos ellos hicieron del posgrado una experiencia muy amena, divertida y grata para mí.

No puedo dejar de agradecer a todos y cada uno de mis profesores en la maestría que por miedo a no nombrarlos a todos no los menciono, pero ellos saben perfectamente quienes son. Siempre existió una lección, una recomendación, un nuevo conocimiento que nos enriqueciera, ya sea en el aula con la parte teórica, en el laboratorio con la parte experimental o en el hospital con el aspecto práctico y profesional.

Es momento de agradecer también a las personas que apoyaron en el estado anímico y moral, amigos y familiares que están ahí con una palabra de aliento: mis padres y hermanos, mis primos, Obed, Elvira, Michelle, Fernando, Stephany, Yoselin, Juliete, Carlos M., Richard Harr, Rocío, Julio, David R., David L., Melina, Elizabeth, Roberto, Fanny, L. A. Peralta, Ruth, Eurídice, Karina J., Karina C., en fin muchas personas que me motivan de una u otra manera a seguir siempre adelante.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. EL CÁNCER DE MAMA Y LA RADIOTERAPIA	
1.1. Cáncer de mama (definición y estadísticas).	5
1.2. Radioterapia postmastectomía (PMRT).	8
1.3. Aceleradores lineales.	12
1.4. Dosimetría “in vivo”.	14
CAPÍTULO 2. DESCRIPCIÓN DE LOS DOS TIPOS DE DOSÍMETROS UTILIZADOS	
2.1. Tipo de dosimetría empleada.	19
2.2. Dosímetros termoluminiscentes (TLD).	19
2.3. Películas de tinte radiocrómico (PTR).	24
CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL	
3.1. Características del estudio.	29
3.2. Preparación de los dosímetros.	30
3.3. Preparación de la paciente y aplicación del tratamiento.	35
3.4. Fabricación del maniquí.	37
3.5. Pruebas realizadas con el maniquí.	39
3.6. Adquisición de datos.	43

CAPÍTULO 4. RESULTADOS

4.1. Resultados de la caracterización y la calibración de los TLD -----	45
4.2. Resultados de la calibración de las PTR -----	52
4.3. Dosimetría “in vivo”. -----	54
4.4. Pruebas hechas con el maniquí. -----	62

CAPÍTULO 5. ANALISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES

5.1. Dosimetría “in vivo” realizada con TLD. -----	69
5.2. Dosimetría “in vivo” realizada con PTR. -----	71
5.3. Pruebas dosimétricas realizadas en el maniquí. -----	71
5.4. Conclusiones generales. -----	73

BIBLIOGRAFÍA -----	75
--------------------	----

APÉNDICE A. PERFILES DE DOSIS DE LOS CAMPOS OPUESTOS PARA CADA UNA DE LAS PACIENTES -----	79
---	----

APÉNDICE B. DISTRIBUCIONES DE DOSIS OBTENIDAS CON LAS PTR PARA CADA UNA DE LAS PACIENTES -----	83
--	----

INTRODUCCIÓN

En 1895 el físico alemán Wilhelm Conrad Rontgen descubrió una “nueva clase de rayos”, emitidos por una descarga en un tubo con gas; estos rayos podían oscurecer una película fotográfica contenida en su estuche que la protegía de la luz. Él llamó rayos-X a esta clase de rayos, en este primer acontecimiento en diciembre de 1895, la “X” representaba lo desconocido.

El primer uso médico de los rayos-X fue reportado en el *Lancet* el 23 de enero de 1896. En este reporte, los rayos-X fueron usados para localizar una pieza de cuchillo en la columna de un minero alcoholizado; él fue inmovilizado hasta que el fragmento de cuchillo fue retirado siguiendo su localización.

La nueva tecnología se propagó rápidamente por toda Europa y Estados Unidos como un nuevo campo de la medicina [HA94].

Posteriormente, en 1897, se le dió un uso terapéutico a los rayos-X y en el año siguiente Becquerel descubrió la radiactividad mientras que Pierre y Marie Curie aislaron el radio. Como podemos ver, en tan sólo 2 años, se pasó de no saber nada acerca de los rayos-X y la radiactividad a tener los primeros descubrimientos y logros respecto de esta área.

No obstante, el primer efecto negativo de la radiación fue reportado por Becquerel en el año de 1901 cuando, inadvertidamente, coloca en el bolsillo izquierdo de su chaleco un contenedor con radio; él subsecuentemente descubrió un eritema en la piel que apareció dos semanas después y cuya ulceración se desarrolló y requirió varias semanas para sanar [HA94].

A través del tiempo las investigaciones, los accidentes, los tratamientos, los experimentos y demás fuentes de información han permitido avanzar en el conocimiento del daño que la radiación causa a las células y esto se ha aprovechado para que las radiaciones sean un aliado más en la lucha contra las células malignas que constituyen el cáncer.

Existen hoy en día diversos tratamientos para curar o para disminuir los estragos del cáncer. Dichos tratamientos incluyen la quimioterapia, la radioterapia, la terapia hormonal, etc.

Claro que el perfeccionamiento de los tratamientos ha sido gradual y día con día se van mejorando las formas de combatir a las células cancerígenas y, por ejemplo, hoy sabemos

que, es mucho más eficiente fraccionar un tratamiento de radioterapia en varias sesiones de pequeñas dosis cada una (dejando transcurrir un determinado tiempo entre una sesión y otra), que dar la misma dosis sumada en una sola sesión, ya que esto da oportunidad a que el tejido sano se recupere y, a su vez, las células cancerígenas que son más radiosensibles se vayan aniquilando poco a poco.

A este tipo de conocimiento se le suman los avances que se van teniendo en el campo de la tecnología y el equipamiento, por lo que, en la actualidad, podemos contar con equipos que acotan el área transversal del haz de radiación para así delimitar el volumen por irradiar en la paciente, y por consiguiente, disminuir la irradiación del tejido sano circundante, además de que existen técnicas de tratamiento para irradiar con varios haces incidiendo desde distintos ángulos con la finalidad de distribuir la dosis al tejido y órganos sanos.

En fin, hoy en día existe un sinnúmero de técnicas, equipos, métodos de tratamiento, etc., que contribuyen a que se den cada vez mejores tratamientos, lo cual tiene como objetivo ser más eficientes y efectivos en la erradicación del cáncer, incrementar la esperanza de vida, aumentar la calidad de vida de los pacientes, disminuir los efectos colaterales al mínimo y la probabilidad de que se induzca un segundo cáncer, etc.

El objetivo de este trabajo fue medir la dosis en la piel a un grupo de pacientes y verificar los cálculos de dosis realizados por el sistema de planeación, durante sus sesiones de radioterapia que consistían en la aplicación de dos campos de radiación tangenciales y un campo axilosupraclavicular; esto permitió descubrir si existían o no zonas con dosis altas donde se estuviera sobreirradiando o dosis bajas donde se estuviera subdosificando a la piel de la paciente.

Adicionalmente se realizaron algunas pruebas dosimétricas exponiendo un maniquí diseñado y manufacturado para recibir un tratamiento de radioterapia tal como si se tratara de una paciente; con dicho maniquí se pudieron comparar las dosis de radiación que calcula el sistema de planeación con las dosis medidas directamente con dosímetros. Todo esto permitió descubrir las ventajas y desventajas de cada uno de los tipos de dosímetros usados y con ello se pudo determinar qué tipo de dosímetro es más apropiado para medir la dosis en piel en cada una de las zonas de medición.

Para llevar a cabo la dosimetría se utilizaron dosímetros termoluminiscentes (TLD) y películas de tinte radiocrómico (PTR).

Los resultados de este trabajo se muestran y se ponen a consideración del personal del hospital, ya que resulta muy recomendable que sea adoptada la técnica de la dosimetría “in vivo” en las pacientes con cáncer de mama a las que se les haya practicado una mastectomía radical y se les estén dando un tratamiento de radioterapia, con la finalidad de hacer un procedimiento de control de calidad y una revisión periódica de los tratamientos si así se cree conveniente.

El presente escrito se encuentra dividido en 5 capítulos temáticos, el primer capítulo exhibe el panorama actual del cáncer de mama a nivel mundial y en México, además se definen y se adentra en el tema de los tratamientos para el cáncer, la radioterapia postmastectomía, los aceleradores lineales así como los avances y logros de algunos grupos de investigación a nivel mundial que practican la dosimetría “in vivo”.

En el segundo capítulo se describen los sistemas dosimétricos empleados en este trabajo de tesis, en éste se explican los procesos físicos que nos permiten medir la dosis que recibe cada uno de los dosímetros empleados.

En el capítulo tres se describe, de una manera detallada, la metodología empleada para hacer tanto la caracterización y calibración de los dosímetros, como el diseño y la manufactura del maniquí. Por otro lado, se describe la metodología experimental para llevar a cabo la dosimetría “in vivo” en las pacientes y las pruebas dosimétricas efectuadas en el maniquí.

El capítulo cuarto contiene todos los resultados obtenidos durante la caracterización y calibración de los dosímetros. Además muestra los resultados tanto de la dosimetría “in vivo” realizada en las pacientes, como de las pruebas dosimétricas realizadas en el maniquí.

Por último, en el quinto capítulo se discuten los resultados obtenidos, haciendo una separación y discusión por bloque; se describe primero la dosimetría hecha con los cristales termoluminiscentes, después se discuten los resultados de la dosimetría realizada con las películas de tinte radiocrómico y al final se discuten los resultados de las pruebas dosimétricas hechas con ambos tipos de dosímetros en el maniquí; en la sección 5.4 se presentan las conclusiones de este trabajo.

En el apéndice A se muestran los perfiles de dosis obtenidos del sistema de planeación para cada una de las pacientes, en los que se muestran las contribuciones de dosis de cada uno de los campos tangenciales así como la dosis total que es la suma de ambos campos.

En el apéndice B se muestran las distribuciones de dosis obtenidas con las películas de tinte radiocrómico para cada una de las pacientes.

CAPÍTULO 1

EL CÁNCER DE MAMA Y LA RADIOTERAPIA

1.1. Cáncer de mama (definición y estadísticas).

El cáncer es un grupo de enfermedades caracterizadas por el crecimiento celular no controlado y por la propagación de células anormales; esta enfermedad es de origen multifactorial, por lo que influyen tanto factores externos (tabaco, organismos infecciosos, alimentación, sustancias químicas, radiación, etc.) como internos (mutaciones hereditarias, hormonas, problemas inmunológicos, mutaciones debidas al metabolismo, etc.). Esta enfermedad es crónico degenerativa y a menudo transcurren diez o más años entre la exposición a factores externos y la detección del cáncer [AM06].

En particular el cáncer de mama es una enfermedad que se presenta, como su nombre lo indica, en la mama, que es una glándula compuesta por tres tejidos que son la piel, el tejido graso y el tejido mamario; esta glándula se encuentra entre la segunda y sexta costillas, sobre el eje vertical, y entre el reborde esternal y la línea media axilar, en el eje horizontal. Su diámetro es de aproximadamente 10 a 12 cm con un grosor promedio de 5 a 7 cm [TA08] [WI06].

De los 10 millones de casos nuevos de cáncer invasor por año que se presentan a nivel mundial tanto en hombres como en mujeres, el 10% se presenta en la mama, lo cual hace que el cáncer de mama sea la segunda afección neoplásica más común, sólo después del cáncer de pulmón. Sin embargo, si vemos los casos sólo en mujeres, tenemos que el cáncer de mama representó, en el año 2000, el 22% de los casos de cáncer en la mujer a nivel mundial y el 27% en países con altos ingresos; esto coloca al cáncer de mama como la principal afección de cáncer en las mujeres [HA02].

En los países en vías de desarrollo no se le da total prioridad al cáncer debido a los recursos escasos y limitados otorgados a los sectores de salud; no obstante, ya representa un problema importante en muchos de estos países ya que más de la mitad de los casos a nivel mundial se presentan en estos lugares. Además, el rápido aumento en la esperanza de vida

junto con la adopción de estilos de vida occidentales hace prever que el impacto del cáncer en estos países tenderá a aumentar en el futuro [DO99].

En México la edad promedio a la que se presenta el cáncer de mama es aproximadamente de 47 años y tan sólo de un 5 a un 10% de los casos se diagnostica en etapas tempranas, por lo cual se considera un problema de salud pública [BE08]. En nuestro país se registraron 12,488 nuevos casos en el año 2003. Los estados de la república con mayor incidencia fueron el Distrito Federal con el 29.68%, Jalisco con el 10.11% y Nuevo León con un 9.19%. Esto no es de extrañarse, ya que en éstos se encuentran las ciudades más grandes del país [RE03].

La Organización Mundial de la Salud (OMS) emitió, en el 2002, una recomendación para varios países latinoamericanos, en cuestión de análisis y exploración, en aras de detectar el cáncer de mama en etapas tempranas; en el caso de México recomendó las auto-exploraciones periódicas después de los 12 años de edad en las mujeres, una exploración clínica anual a partir de los 25 años y una mamografía cada dos años después de los 40 años de edad [HA02].

Internacionalmente existe una clasificación de las distintas etapas de cáncer de mama, dicha clasificación se denomina TNM y fue propuesta por la Unión Internacional Contra el Cáncer (Union Internationale Contre le Cancer, UICC). La letra T, seguida por un número que va del 0 al 4, indica el tamaño del tumor y la propagación a la piel o a la pared del tórax debajo de la mama; a un número más alto le corresponde un tumor más grande y/o una mayor propagación a los tejidos cercanos. La letra N, seguida por un número que va del 0 al 3, indica si el cáncer se ha propagado a los ganglios linfáticos cercanos a la mama y, si es así, si estos ganglios están adheridos a otras estructuras. La letra M, seguida por un 0 o un 1, expresa si el cáncer se ha extendido a otros órganos distantes (metástasis) [GO98] [DE08].

Existen muchas técnicas para corroborar la existencia de un cáncer de mama que van desde la auto-exploración, la mastografía, la biopsia, el ultrasonido, la resonancia magnética, análisis genéticos, etc [WI06]. Por otro lado, existen también múltiples tratamientos para combatir el cáncer de mama una vez que se ha detectado. Dichos tratamientos se pueden usar de manera aislada o conjunta y la determinación del o de los tratamientos por seguir estará definido por la etapa del cáncer, por las características del paciente, los recursos disponibles, etc. [BL04-II] [HT01].

A continuación se muestran los principales tratamientos que se suelen usar para combatir el cáncer de mama [BL04-I] [BL04-II] [HT01]:

❖ **Cirugía**

- **Tumorectomía:** Remoción del tumor y una pequeña cantidad de tejido sano circundante. Después de la tumorectomía, siempre se aplica radioterapia a la mama. La mayoría de los médicos extirpa algunos de los ganglios linfáticos axilares del mismo lado.
- **Mastectomía parcial o segmentaria:** Remoción del tumor, parte del tejido mamario en torno al tumor y el recubrimiento de los músculos pectorales por debajo del tumor. Generalmente se extirpan algunos de los ganglios linfáticos axilares. En la mayoría de los casos, se realiza una mastectomía seguida por radioterapia.
- **Mastectomía total o simple:** Remoción de toda la mama. En algunas ocasiones también se extirpan los ganglios linfáticos axilares.
- **Mastectomía radical modificada:** Remoción de la mama, muchos de los ganglios linfáticos axilares, el recubrimiento de los músculos pectorales y, en algunos casos, parte de los músculos de la pared pectoral.
- **Mastectomía radical (denominada en algunas ocasiones mastectomía radical de Halsted):** Remoción de la mama, los músculos pectorales y todos los ganglios linfáticos axilares. Esta cirugía se utiliza sólo cuando el tumor ha afectado los músculos pectorales.

❖ **Radioterapia externa.** La radioterapia externa es el uso de rayos X u otros tipos de radiación para eliminar células cancerosas y reducir tumores. La radioterapia puede utilizar radiación externa (con el uso de una máquina fuera del cuerpo) o radiación interna. La radiación interna implica la colocación de núclidos radiactivos (materiales que emiten radiación) por medio de tubos plásticos delgados en el área en la que se detectan células cancerosas. La radiación puede utilizarse después de la cirugía, además de la quimioterapia y la terapia hormonal.

❖ **Quimioterapia.** La quimioterapia consiste en el uso de medicamentos para eliminar células cancerosas. Estos pueden tomarse en forma oral o pueden administrarse en el cuerpo por vía intravenosa. Se dice que la quimioterapia es un tratamiento sistémico ya que el medicamento se introduce al torrente sanguíneo, se transporta a través del cuerpo y puede eliminar células cancerosas en todo el cuerpo.

- ❖ **Terapia hormonal.** Las hormonas son sustancias químicas producidas por las glándulas del cuerpo y que circulan por el torrente sanguíneo. El estrógeno y la progesterona son hormonas que afectan la manera en que crece el cáncer. Si las pruebas revelan que las células cancerosas tienen receptores de estrógeno y progesterona (moléculas que se encuentran en algunas células cancerosas a las cuales se adherirán el estrógeno y la progesterona), la terapia hormonal se utiliza para bloquear la manera en que esas hormonas contribuyen al crecimiento del cáncer. Esto puede realizarse mediante la utilización de medicamentos que bloquean la manera en que funcionan las hormonas o mediante la extirpación quirúrgica de órganos que producen hormonas, como los ovarios.

1.2. Radioterapia postmastectomía (PMRT).

En 1947 y en los años subsiguientes, Mc-Whirter publicó los primeros resultados de un método que él mismo había introducido en 1941. Dicho método consistía en realizar una mastectomía simple o radical seguida de un tratamiento con rayos-X de alta energía (radioterapia). El argumento primordial para realizar esta secuencia de tratamientos es que la radioterapia permitía eliminar todos aquellos residuos de células cancerígenas que podrían haber quedado después de la mastectomía. De esta manera se encontró que la radioterapia postoperatoria reduce ampliamente la recurrencia local del cáncer y aumenta la tasa de supervivencia [AR65] [BL04-I].

El objetivo de la radioterapia postmastectomía (PMRT por sus siglas en inglés), en cáncer de mama localmente avanzado, es disminuir el riesgo de una recurrencia tumoral en la región mastectomizada. Para ello se le imparte a dicha zona un tratamiento fraccionado empleando rayos-X de alta energía. La dosis total es alrededor de 50 Gy y se procura impartir homogéneamente en toda la zona de irradiación, evitando al máximo zonas de sobreirradiación o de subirradiación dentro del volumen por tratar. Lo primero disminuye la probabilidad de que se presenten algunos efectos secundarios, tanto agudos como crónicos, atribuidos a la radiación, que van desde un eritema hasta un cáncer radioinducido y lo segundo disminuye la probabilidad de tener una reincidencia del cáncer.

En la actualidad la radioterapia postmastectomía se considera un tratamiento estándar en cáncer de mama localmente avanzado y su prescripción se encuentra sustentada en estudios publicados en las décadas de los 70, 80 y 90, en las cuales se demostró que había beneficio clínico contundente debido a la intervención con radiación y, de los mismos artículos, surgieron las indicaciones clínicas actualmente vigentes para la determinación de someter a una paciente a radioterapia postmastectomía. Las indicaciones de mayor peso para tal intervención son:

- Detectar más de 3 ganglios positivos (con células cancerígenas) en la disección axilar (siempre y cuando en la disección se obtengan un mínimo de 10 ganglios axilares)
- El tamaño del tumor primario evaluado por el patólogo en la pieza obtenida durante la mastectomía. Se acepta como referencia, a nivel mundial, 5 cm en su diámetro mayor. Cabe señalar que, en México, el consejo mexicano de cáncer mamario, recomienda la radioterapia a partir de los 4 cm de tamaño tumoral [BL04-II] [HT03].

Otras recomendaciones e indicaciones están basadas en la presencia de factores de riesgo clínicos, histológicos y moleculares; sin embargo, la decisión de ofrecer radioterapia en estas condiciones está totalmente basada en la experiencia del oncólogo.

El beneficio potencial que reciben los pacientes con la radioterapia es el control local y regional del cáncer, reduciendo la probabilidad de recaída desde un nivel de riesgo basal de 39% hasta una probabilidad del 9% [BL04-II] [HT02] [HT03].

Existen muchos libros, revistas, artículos y publicaciones que indican y dan recomendaciones de cómo realizar una buena planeación de radioterapia. Una de las publicaciones más importantes, consultada y aplicada, es la que se encuentra reflejada en el International Commission On Radiation Units And Measurements (ICRU) en su reporte número 24 y en su actualización en el reporte número 50. En el caso particular del reporte 24 del ICRU se especifican las técnicas de irradiación, los tipos de máquinas usadas (unidades de cobalto o aceleradores), las energías a las que suelen operar, la utilidad de los accesorios, etc. [IC76].

La radiación a la mama incluye generalmente 3 campos: el campo axilosupraclavicular y dos campos tangenciales (ver figura 1.1.). Debido a la conexidad del torax, la unión de los tres campos puede provocar puntos fríos o calientes que pueden producir como resultado, una recaída de la enfermedad o una sobredosificación.

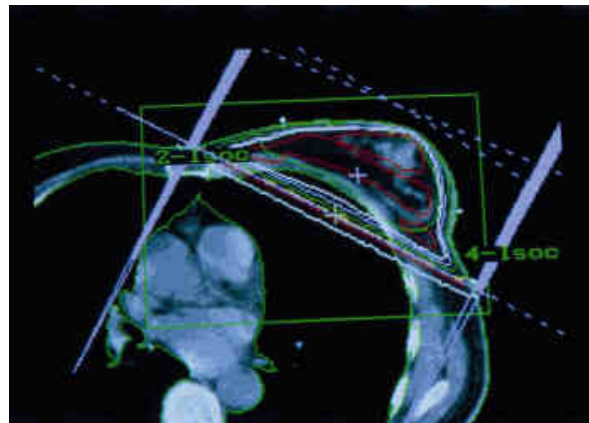


Figura 1.1. Distribución de dosis en un volumen mamario con dos campos tangenciales.

En el reporte 50 se especifican los pasos para dar un seguimiento adecuado al proceso de una radioterapia. Dichos pasos se muestran en la figura 1.2. [IC93]:

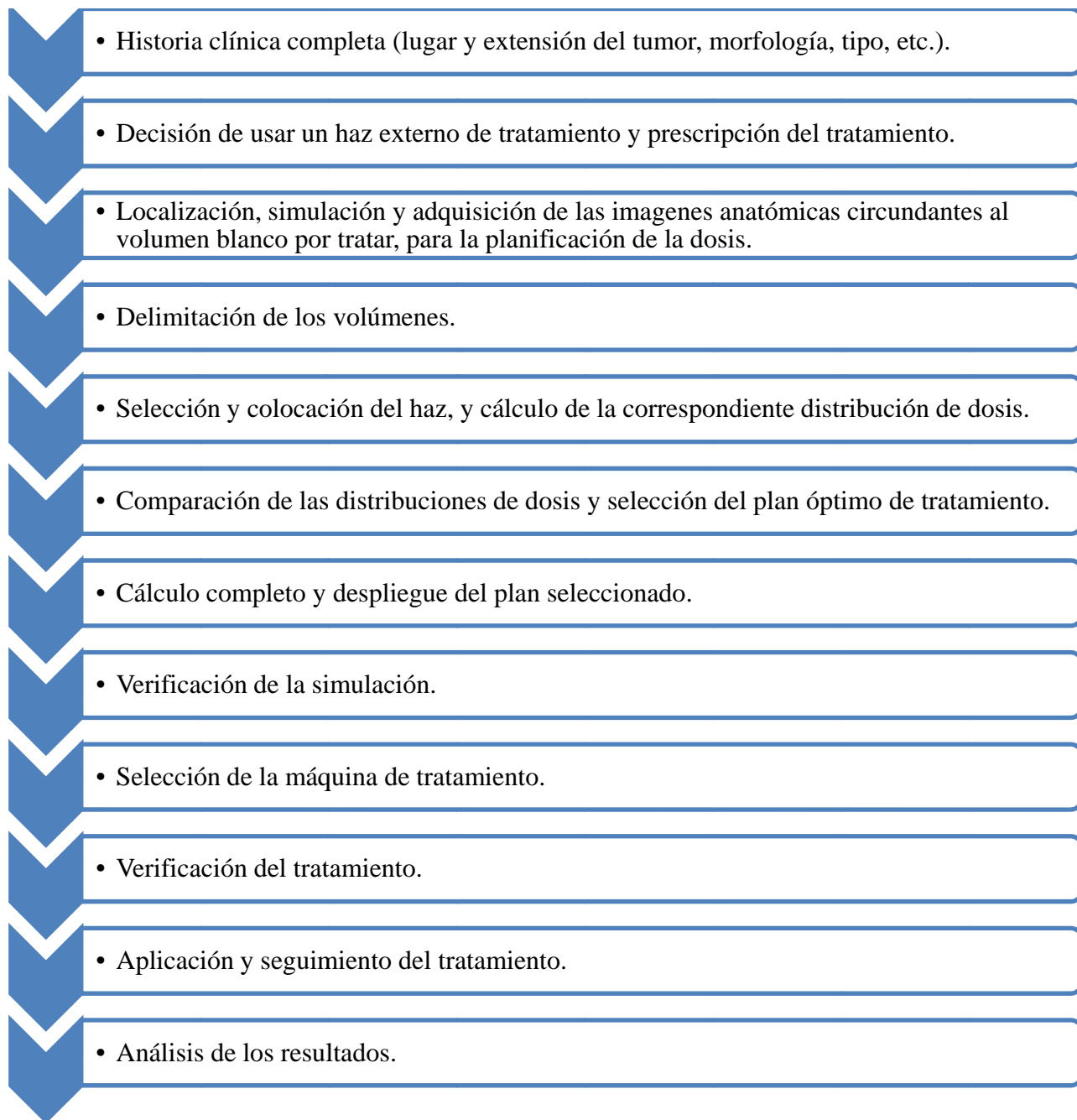


Figura 1.2. Diagrama del procedimiento para una radioterapia.

En ese mismo reporte se definen los volúmenes de irradiación, dichos volúmenes se ilustran en la figura 1.3. [IC93]:

1. Volumen del tumor.
2. Volumen clínico del blanco.
3. Volumen de planeación.
4. Volumen del tratamiento.
5. Volumen irradiado.

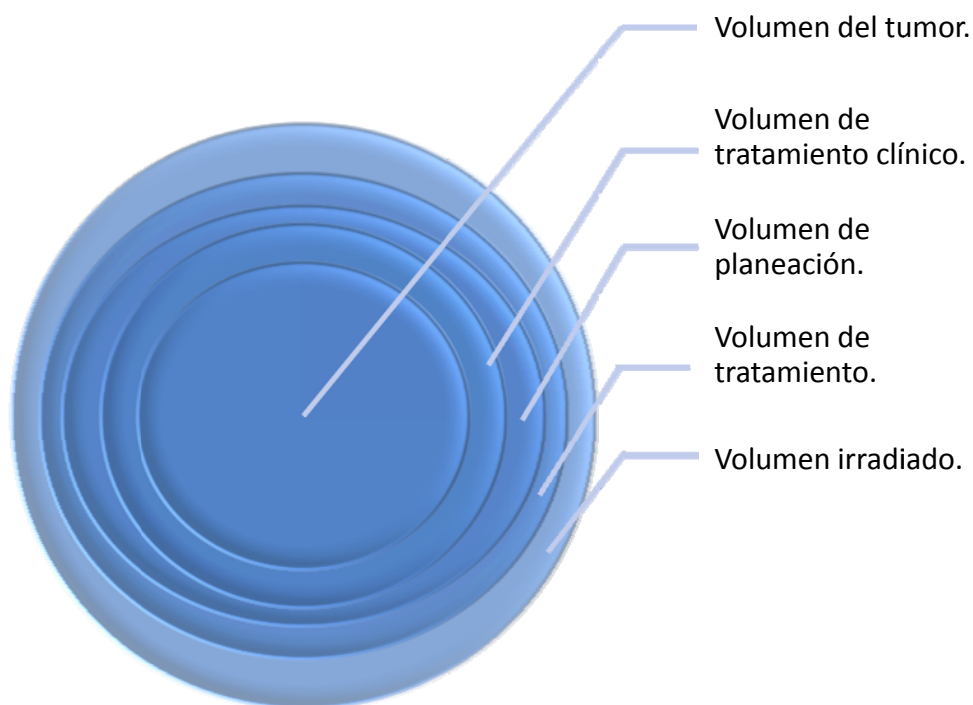


Figura 1.3. Definición de los volúmenes de irradiación.

Esta definición resultó muy útil para, a partir de ahí, delimitar los volúmenes por tratar y hacer una planificación mucho más apropiada, tratando siempre de irradiar lo menos posible a los tejidos y órganos sanos aledaños al tumor.

1.3. Aceleradores lineales.

Los aceleradores lineales (linac) son equipos que usan ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas como son los electrones; estos electrones constituyen un haz el cual se puede hacer incidir sobre el tumor por tratar o se puede hacer incidir sobre un material de alto número atómico para producir rayos-X de alta energía [KH03].

En un linac los electrones pueden alcanzar energías que van desde los 4 hasta los 25 MeV. Son acelerados siguiendo una trayectoria recta en una estructura al vacío llamada guía de ondas; los campos de radiofrecuencia usados para acelerar a los electrones en la guía de ondas son producidos en un artefacto al vacío llamado magnetron o klystron.

Existen varios tipos de linac de uso clínico; algunos proveen rayos-X en un intervalo de megavoltaje bajo (4 ó 6 MV) mientras que otros proveen tanto haces de electrones como de rayos-X de varias energías. Un linac moderno típico provee tanto rayos-X de varias energías (de 6 a 18 MeV) como electrones de una gran gama de energías (6, 9, 12, 16 y 22 MeV).

Un linac está constituido de varios componentes, los cuales son:

- a) Gantry
- b) Soporte del gantry
- c) Cabina de modulación
- d) Mesa de tratamiento
- e) Consola de control

Los componentes internos de un linac están constituidos de varios sistemas que se pueden agrupar en seis clases [IA05]:

- a) Sistema de inyección.
- b) Sistema generador de radiofrecuencia.
- c) Guía de onda de aceleración.
- d) Sistemas auxiliares (sistema de vacío, enfriamiento, sistema neumático muy preciso, etc.).
- e) Sistema de transporte del haz.
- f) Sistema de colimación y de monitoreo del haz.

El lugar en donde se localiza cada una de las componentes, los diseños y muchos otros detalles varían de una marca a otra y de un modelo a otro, por ello es un poco aventurado hablar de un solo modelo o diseño. En la figura 1.4. se muestra la fotografía de un linac del Instituto Nacional de Cancerología (INCan):



Figura 1.4. Fotografía del linac marca Varian modelo C2100 instalado en el INCan.

En particular el INCan cuenta con tres linac instalados; los tres son de la marca Varian y los modelos son los siguientes:

1. CLINAC 600C
2. CLINAC 2100C/D
3. CLINAC iX

el presente estudio se realizó con pacientes tratados con los dos primeros linac mencionados.

Es muy importante que un linac que se usa para tratamiento esté funcionando en óptimas condiciones y bajo todas las medidas de seguridad y de control de calidad que se requieren, para lo cual se les realizan pruebas periódicas. Dentro de las principales y más importantes pruebas rutinarias que se les hacen a los linac está la dosimetría completa del equipo en la

que se prueba el aplanado del haz, el rendimiento (cGy por unidad monitor “UM”, procurando tener siempre un cGy por cada UM), la calidad del haz, etc. Para ello se hace uso de un maniquí de agua y una cámara de ionización acoplada a su correspondiente electrómetro y, por supuesto, del linac con prácticamente todos sus aditamentos; también se prueban todas las modalidades disponibles, en tipos de partículas, energías y tamaños de campo. Toda esta información es de vital importancia para saber que el equipo está funcionando correctamente y para retroalimentar al sistema de planeación con datos que usa para hacer los cálculos de dosis en los pacientes.

En particular en el INCan utilizan el protocolo TRS-398 de la International Atomic Energy Agency (IAEA) publicado en el año 2000, en el que se indican los pasos por seguir para tener una adecuada dosimetría del equipo [IA00]

1.4. Dosimetría “in vivo”.

La dosimetría consiste en medir la dosis impartida a un medio, entendiendo por dosis la energía impartida a un cierto medio por unidad de masa irradiada. Esto es de gran utilidad en el caso de que dicho medio sea un ser vivo, tal y como ocurre en las aplicaciones médicas de la radiación ionizante; históricamente se estimaba la dosis por los efectos producidos en las personas tales como los eritemas, las quemaduras en piel, etc. La dosimetría “in vivo” es un recurso que se puede usar en muchos casos para cuantificar la dosis real que reciben los pacientes en las zonas de prescripción durante sus sesiones de radioterapia.

La dosimetría “in vivo” consiste en colocar dosímetros en distintos puntos y/o zonas del cuerpo del paciente durante la aplicación del tratamiento o procedimiento radiológico que se esté efectuando. Puede ser un tratamiento de medicina nuclear, una braquiterapia, una radioterapia, una tomografía computarizada, una mastografía, un estudio con rayos-X, etc.

Para efectuar una dosimetría “in vivo” se ha recurrido a varios dispositivos que permiten cuantificar la dosis impartida en una cierta zona de interés en el paciente. Entre los dispositivos más usados se encuentran: los dosímetros termoluminiscentes (TLD), los diodos semiconductores, las películas de tinte radiocrómico (PTR), las cámaras de ionización, etc. [SC05] [CI06] [CH02] [LE91] [CI03] [VO98] [VE04] [CO98] [WA02]; cada uno de los diferentes dispositivos por usar está en función de la dosis por medir, del tipo de partícula con la que se está dando el tratamiento, la energía de dicha partícula, la zona o lugar donde se quiere medir la dosis, el tipo información que queremos obtener (dosis puntual o dosis en un plano), etc.

En la literatura existen algunos reportes de dosimetría “in vivo” durante los tratamientos de radioterapia. Por ejemplo un estudio realizado con diez pacientes a los que se les implantó un dispositivo que podía monitorear y registrar la dosis impartida a los pacientes durante un tratamiento de radioterapia externa, reporta que la variación entre la dosis prescrita y la dosis medida tiene una frecuencia de error alta, que supera el 5% u 8% y llega hasta 47%, 29% o 21%, con respecto a la dosis prescrita, para el caso de cáncer de pulmón, próstata y recto, respectivamente [SC05].

El equipo de Ciocca muestra un estudio “in vivo”, en tratamientos de radioterapia con electrones, a mujeres con cáncer de mama; dicho estudio se realizó a 45 pacientes durante una sola sesión y se encontró un valor promedio de los cocientes entre la dosis medida y la dosis prescrita de 1.006 ± 0.035 (1 SD) [CI06].

Un estudio de dosimetría “in vivo”, con diodos, realizado para un tratamiento de cáncer de mama con haces tangenciales, provenientes de un acelerador y de una unidad de ^{60}Co , revela que existe una fuerte discrepancia entre la dosis prescrita y la medida, con uno u otro equipo, ya que, con el acelerador se obtenía una diferencia entre la dosis medida y la dosis prescrita mayor que el 5% en el 2.3% de los casos, mientras que con la unidad de ^{60}Co se encontró una discrepancia entre la dosis medida y la prescrita mayor que el 5% en el 15% de los casos [LE91].

Por otra parte, el equipo de Voordeckers [VO98] usó diodos de silicio para medir la dosis que se recibe en la piel durante los diversos tratamientos; tales medidas las comparó con los valores de dosis prescrita en dichos puntos y observó que los tratamientos de cabeza y cuello así como los de mama son los que difieren mayormente entre lo medido y lo prescrito; en ese estudio se encontró que existía una discrepancia del -1.6% en los tratamientos de cabeza y cuello y una discrepancia del -2.5% en los tratamientos de mama, mientras que los tratamientos de pelvis y pulmón presentan una discrepancia de apenas un -0.8% y un 0.45% respectivamente.

En otro estudio, el equipo de Karen Venables [VE04] realizó una dosimetría en la entrada y en la salida de los campos tangenciales para tratamiento de cáncer de mama usando dosímetros termoluminiscentes. En dicho estudio se buscaba la relación existente entre la dosis medida y la dosis prescrita, y se encontró una relación de 0.99 ± 0.04 . El equipo de Cozzi [CO98] realizó algo parecido, pero hizo sus medidas con diodos, obteniendo una diferencia promedio entre la dosis medida y la dosis prescrita de tan sólo -1.3 \pm 0.2% con una desviación estándar de 2.7 \pm 0.1%.

Uno de los riesgos principales de la radioterapia es inducir o desarrollar un tumor maligno secundario. En estos casos, el sarcoma es el caso más frecuente. En el caso del cáncer de mama los angiosarcomas secundarios pueden surgir después de la mastectomía radical y desarrollarse en la extremidad superior linfedematosa, lo que constituye el

síndrome de Stewart-Treves, o en la pared torácica [NA02]. Por ello es que resulta muy importante la adecuada limitación de la dosis y la correcta impartición de la misma, a fin de que este riesgo sea minimizado; como sabemos la piel como órgano y como tejido tiene una tolerancia hacia la radiación. Ante la irradiación existe una probabilidad de que el tejido normal sea dañado. En un tejido normal, esta probabilidad es función de la dosis y del volumen o área del órgano o tejido irradiado; el modelo líneal-cuadrático de Kallman y Poisson es muy útil para hacer estos cálculos y estimaciones de dosis. En 1991 Emami examinó datos clínicos y presentó la dosis de tolerancia para tejidos normales en términos de $TD_{5/5}$ que representa una probabilidad del 5% de que se presente una complicación a los 5 años posteriores a la irradiación y a un $TD_{50/5}$ que representa una probabilidad del 50% de que se presente una complicación a los 5 años posteriores a la irradiación para los casos de que sea irradiado 1/3, 2/3 o 3/3 del volumen total del tejido sano [KE00].

En el caso específico de la piel, la tolerancia para un $TD_{5/5}$ es de 70 Gy para un área irradiada de 10 cm², y de 60 Gy para un área irradiada de 30 cm², mientras que el $TD_{50/5}$ resulta ser de 85.60 Gy para un área irradiada de 10 cm² y de 78.32 Gy para un área irradiada de 30 cm² [KE00].

Cuando se prescribe una dosis a un cierto volumen, la impartición debe ser lo más homogénea posible; sin embargo, esto es en muchos casos muy difícil o hasta imposible. No obstante, es permisible una cierta inhomogeneidad debido a razones técnicas (tales como el movimiento de la paciente, la anatomía de la paciente, etc.); por lo tanto, entre la dosis prescrita y la dosis administrada puede existir un cierto grado de inhomogeneidad, que hoy en día, bajo las mejores condiciones técnicas y clínicas debe estar entre un +7% y un -5% [IC93].

Algunos grados de homogeneidad no pueden lograrse; en dichos casos es responsabilidad del radio-oncólogo evaluar el caso y decidir si el tratamiento es aceptado o no. Para los tratamientos paliativos y para enfermedades sub-clínicas frecuentemente se permite una distribución de dosis más heterogénea [IC93].

Como podemos observar, tenemos un panorama completo de la situación del cáncer de mama a nivel mundial así como también el caso particular de nuestro país; también tenemos una visión completa de las cirugías y los esquemas de quimioterapia que en la actualidad podemos usar para combatir esta terrible enfermedad.

En este trabajo de tesis se busca evaluar y corroborar que, en el caso particular de la radioterapia postmastectomía, los tratamientos sean adecuados, que no existan estas zonas de sobreirradiación tan peligrosas. Para ello se realizaron dosimetrías “in vivo” practicadas a un grupo de pacientes durante sus sesiones de radioterapia. Adicionalmente se efectuaron pruebas dosimétricas a un maniquí que representa la pared costal y el volumen típico de tratamiento de una paciente.

Previamente al inicio de las medidas experimentales, el proyecto fue analizado y autorizado por un comité de ética y un comité científico del hospital. Al presentar el proyecto se estipuló por escrito en qué consistió, qué tipo de pacientes se seleccionaron, qué procedimientos se les aplicó, qué equipos y herramientas se utilizaron, etc. Todo esto se hace con la finalidad de proporcionarle una seguridad a la paciente y para cumplir con las normas nacionales e internacionales que protegen a los pacientes que son incluidos en proyectos de investigación.

CAPÍTULO 2

DESCRIPCIÓN DE LOS DOS TIPOS DE DOSÍMETROS UTILIZADOS

2.1. Tipo de dosímetros empleados.

En este trabajo se emplearon dos tipos de dosímetros independientes: los termoluminiscentes (TLD) y las películas de tinte radiocrómico (PTR). Ambos tipos de dosímetros han sido usados ampliamente en innumerables trabajos de investigación, en la industria, etc. En términos prácticos son sistemas dosimétricos probados y confiables siempre y cuando se tenga un control y cuidado apropiado en su manejo, caracterización y lectura.

2.2. Dosímetros termoluminiscentes (TLD).

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) son pequeños cristales con un peso del orden de miligramos (alrededor de 24 mg) hechos de material dieléctrico y con unas dimensiones típicas de 3.2 mm² por 0.9 mm de espesor. Existen otras presentaciones, por ejemplo, en polvo o en otros tamaños y formas [AT86].

Para calibrar los TLD se requiere de un campo de radiación bien caracterizado (la energía de los fotones o electrones y la dosis en un punto definido deben ser conocidas).

Los TLD son llamados así debido a que presentan el fenómeno de termoluminiscencia después de haber sido expuestos a la radiación ionizante. Tal es el caso del LiF:Ti, Mg, que comercialmente se fabrica con el nombre de TLD-100; este dosímetro TL está hecho de fluoruro de litio (LiF) e impurezas de Ti en una proporción de 8 partes por millón (ppm) y de Mg en una proporción de 400 ppm [KN00]. Estos dosímetros primeramente son irradiados y al pasar por un proceso de calentamiento emiten luz; la cantidad de luz que emiten dependerá de qué tanta dosis recibieron en el momento de ser irradiados. Debido a

su sensibilidad (cantidad de luz emitida por unidad de dosis recibida) relativamente alta, y a la linealidad de su respuesta para cierto intervalo de dosis, pueden utilizarse muy bien como dosímetros en investigaciones y en la industria; las características que tiene el TLD-100 son las siguientes [AT86]:

Propiedad	Valor o intervalo.
Densidad	2.64 g/cm ³
Número atómico efectivo	8.2
Espectro de emisión	350-600 nm
Temperatura del pico TL principal a 40°C/min	215°C
Intervalo útil de exposición y dosis	mR – 10 ⁵ R [AT86] ó 100μGy – 4Gy (lineal) [KN00]
Desvanecimiento	Pequeño, menor que 5% (después de 12 semanas)

Tabla 2.1. Propiedades de los dosímetros termoluminiscentes (TLD-100).

En un átomo aislado los estados de energía electrónicos consisten de una serie de niveles de energías discretas. En un enlazado cristalino inorgánico, por otro lado, los niveles de energía electrónica externos son perturbados por mutuas interacciones entre los átomos; así, esos niveles de energía se distribuyen en una serie de continuos llamados bandas. Existen tres bandas, dos de energía “permitida” (de valencia y de conducción) separadas por una región de energías “prohibidas”. Si los electrones en la banda de valencia reciben suficiente energía, éstos pueden ser enviados a la banda de conducción, dejando una vacancia en la banda de valencia llamada un hoyo positivo. El electrón y el hoyo positivo pueden moverse independientemente a través de sus respectivas bandas, en el caso de un cristal perfecto. En la práctica ocurren variaciones en las bandas de energía debido a la existencia de defectos en la estructura o la presencia de impurezas. Estas variaciones propician la creación de niveles de energía locales en la región prohibida entre la banda de valencia y la de conducción [GR81].

Los materiales inorgánicos centelladores, cuando se exponen a radiación ionizante, emiten luz en forma de fluorescencia. Los fotones de centelleo se producen cuando el par hoyo-electrón que forma la radiación incidente, se recombina.

El funcionamiento de una clase diferente de cristales inorgánicos, como son los dosímetros termoluminiscentes, se basa en una aproximación un poco distinta. En vez de promover la pronta recombinación de los pares hoyo-electrón, los materiales usados presentan una alta concentración de trampas dentro de la banda prohibida (en el caso de los TLD-100 dichas trampas son proporcionadas por las impurezas de Ti y Mg). Como ilustra la figura 2.1, el proceso que ocurre es ahora que los electrones son elevados de la banda de valencia a la banda de conducción por la radiación incidente, pero son entonces capturados en varias trampas. Si la distancia del nivel de energía de la trampa debajo de la banda de

conducción es suficientemente grande, hay sólo una pequeña probabilidad por unidad de tiempo, a temperatura ambiente, de que el electrón escape de la trampa y regrese a la banda de conducción. Por lo tanto, la exposición del material a una fuente continua de radiación, si bien no resulta en una producción significativa de pronta luz centellante, lleva al aumento de captura de electrones en las trampas [KN00].

Los hoyos pueden ser capturados en un proceso análogo. Un hoyo original creado por la radiación incidente puede migrar a través del cristal hasta alcanzar una trampa para hoyo con energía un poco arriba de la banda de valencia. Si esta diferencia de energía es suficientemente grande, el hoyo no migrará más allá y es entonces confinado en una trampa para hoyos, a menos que se imparta energía térmica adicional al cristal. Una muestra de material TLD funcionará por lo tanto como un detector integrador en que el número de electrones y hoyos atrapados es una medida del número de pares de hoyo-electrón formados por la radiación incidente [KN00].

Después del periodo de exposición, las trampas pobladas pueden ser vaciadas a través de un proceso también ilustrado en la figura 2.1. La muestra TLD se coloca en un flujo de gas calentado o un soporte calentado, y su temperatura aumenta progresivamente. A una temperatura que es determinada por el nivel de energía de la trampa, el electrón atrapado puede adquirir suficiente energía térmica, así que éste es re-excitado para regresar a la banda de conducción, desde la cual puede caer a una trampa para hoyos o centro de recombinación, donde se recombina y emite la energía sobrante en forma de luz visible [KN00].

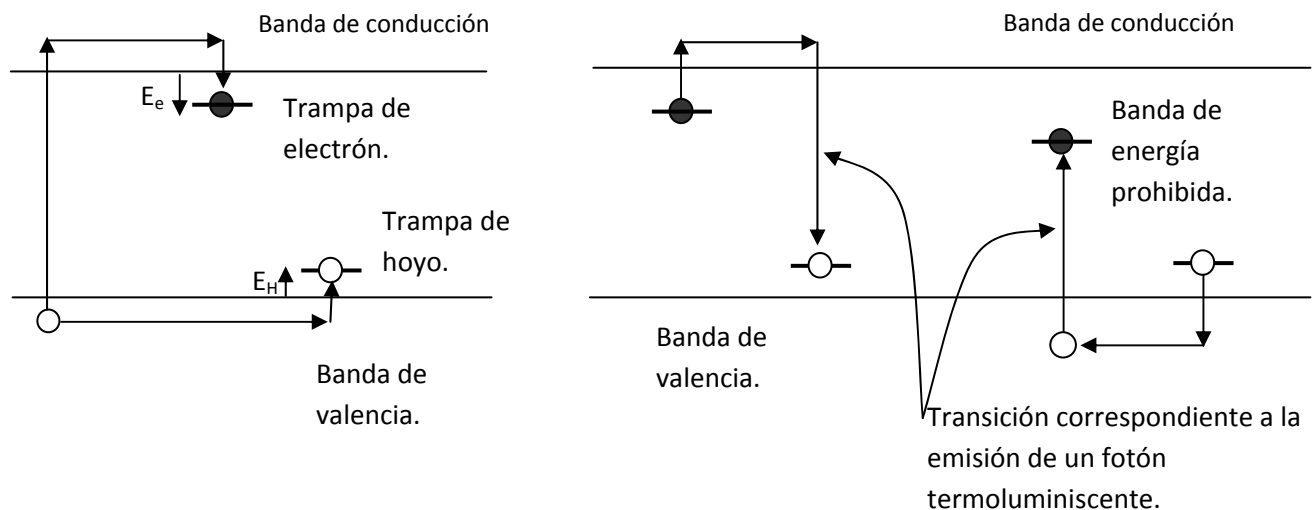


Figura 2.1. El diagrama de la izquierda representa la formación de un par hoyo-electrón en un material TLD, produciendo la población de las trampas de hoyos y electrones. El diagrama de la derecha ilustra los dos posibles modos de recombinación cuando la temperatura es elevada. Estas transiciones llevan a la emisión de un fotón termoluminiscente [KN00].

Alternativamente, si los hoyos son liberados a una menor temperatura, éstos pueden emigrar a un electrón atrapado y su recombinación también resulta en un fotón radiado. En cualquier caso, si la magnitud de la diferencia de energía es alrededor de 3 ó 4 eV, los fotones emitidos están en la región visible y son la base de la señal TLD. El número total de fotones emitidos puede relacionarse con el número original de pares hoyo-electrón creados por la radiación [KN00].

En la figura 2.2. se muestra un equipo lector típico de dosímetros termoluminiscentes. El dosímetro por leer se coloca en una plancheta que eleva su temperatura, a una tasa fija, al hacerle pasar una corriente proporcionada por una fuente de poder (el proceso de calentado de la plancheta y el TLD puede ser también por medio de gas caliente, luz proveniente de una lámpara o laser, o por alguna otra técnica). El equipo cuenta con un termopar para registrar la temperatura en todo momento, un sistema óptico limpio (filtros, espejos, lentes, tubos de luz y superficie calentadora) y con un flujo de nitrógeno gaseoso N_2 para mantener un ambiente inerte libre de oxígeno. Al ser calentado, el TLD emite una luz que será captada y medida por un tubo fotomultiplicador (TFM); dicho tubo tiene la función de convertir la luz en un pulso eléctrico, amplificar el pulso varias veces y pasarlo a un equipo electrónico para su análisis. Para llevar a cabo esta acción el TFM requiere de una fuente de alto voltaje y de un amplificador de señales [AT86].

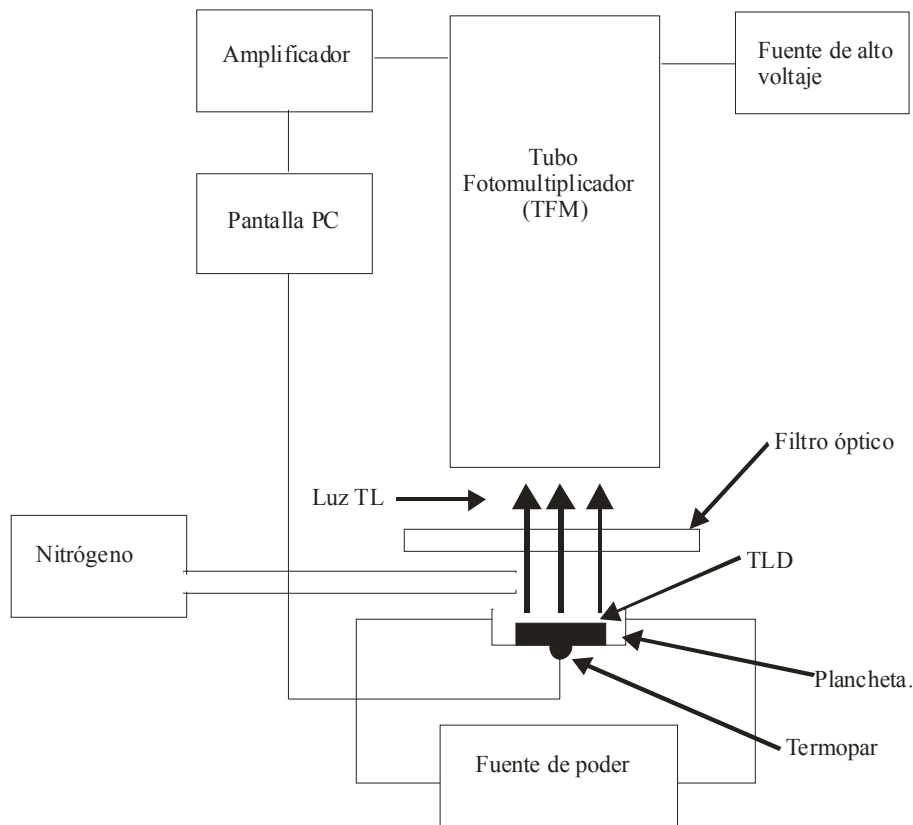


Figura 2.2. Diagrama de un lector TLD.

La luz producida es registrada como una función de la temperatura de la muestra en una “curva de brillo” (ver figura 2.3). La señal básica relacionada con la exposición a la radiación es el número total de fotones emitidos, o el área bajo la curva de brillo [KN00]. Los materiales TLD tienen la muy particular ventaja de ser reusables, y un mismo dosímetro puede ser usado muchas veces si se hornea a la temperatura adecuada.

El LiF:Ti,Mg (TLD-100) presenta una curva de brillo compuesta de al menos 10 “picos” diferentes, que se pueden asociar a un mismo número de trampas en el material. En el uso tradicional que se le da a este material como dosímetro, es decir, para dosis muy bajas (del orden de mGy) de rayos-X o gammas (radiación débilmente ionizante, o de baja Transferencia Lineal de Energía “LET”), se pueblan mayoritariamente las trampas que corresponden a los picos 2-5 del TLD-100. Sin embargo, a dosis muy altas de rayos gamma de ^{60}Co , o a casi cualquier dosis de radiación densamente ionizante, la curva de brillo presenta los llamados “picos de alta temperatura” por encima del pico 5. Debido a que los picos de baja temperatura (2-5) responden de modo casi lineal a la dosis, y que los de alta temperatura (6-10) responden de manera supralineal, la contribución relativa de estos últimos se hace cada vez más importante a medida que la dosis aumenta [AT86][KN00][GR81].

En la figura 2.3. se muestra una curva de brillo típica para un dosímetro TLD-100. En ella se observa la señal TL como función de la temperatura y se logran ver los primeros picos (2 al 5) mencionados anteriormente. La señal TL que se toma como respuesta y que se usa para calcular la dosis es el área bajo la curva de brillo.

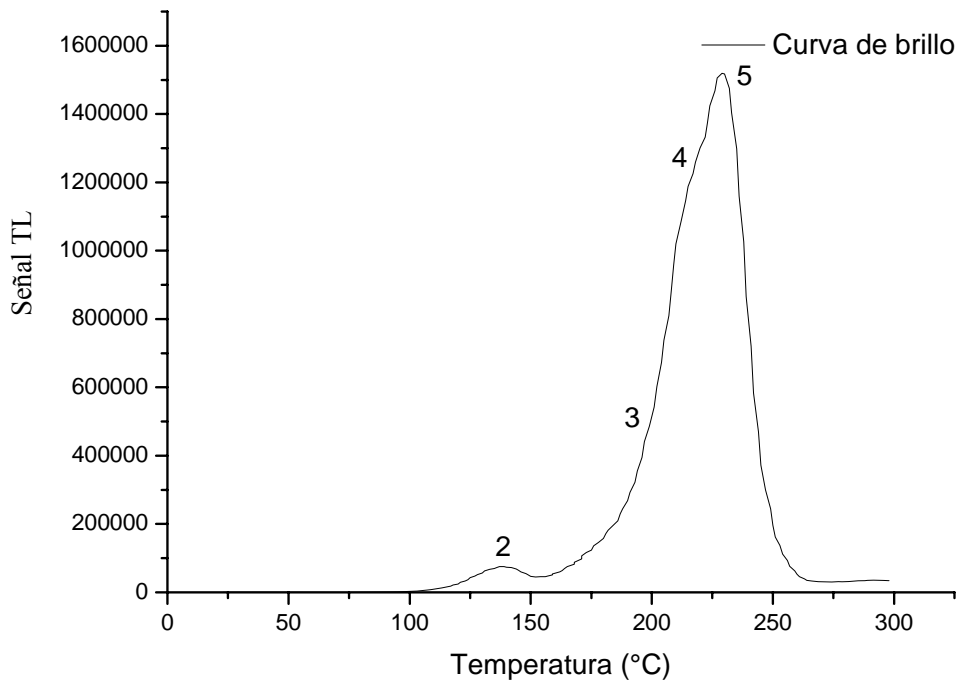


Figura 2.3. Curva de brillo.

2.3. Películas de tinte radiocrómico (PTR).

Las PTR consisten básicamente en partículas pequeñas disueltas uniformemente sobre una base de plástico que consta de varias placas tal y como se muestra en la figura 2.4; son incoloras y bajo la exposición con radiación ionizante cambian su coloración debido a un proceso de polimerización. Para usar películas radiocrómicas para medir dosis, éstas se deben calibrar. Para calibrar las PTR se requiere de un campo de radiación bien caracterizado (la energía de los fotones o electrones y la dosis en un punto definido deben ser conocidas). En la figura 2.5. se ilustra el obscurecimiento de una PTR en función de la dosis recibida; como se puede observar, la película más clara es la que no fue irradiada y se nota un obscurecimiento gradual de la película al ir incrementando la dosis de radiación para cada una de ellas.

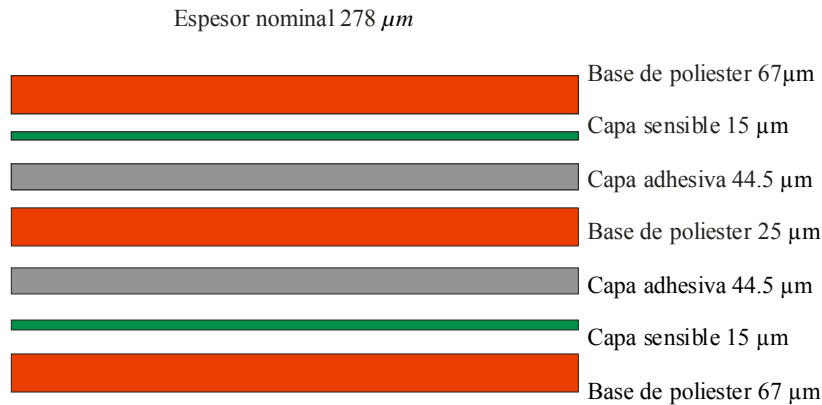


Figura 2.4. Película de Tinte Radiocrómico (PTR) MD-55 GafChromic.

Para entender cómo se opacará la PTR debemos entender primero lo que significa la **densidad óptica** de la película; en la emulsión, los efectos radiológicos son medidos en términos de la “opacidad a la luz” de la película, la cual es cuantificada con un densitómetro o analizando su tonalidad en una computadora al escanear la imagen de la película. Opacidad se define como I_0/I donde I_0 es la intensidad de la luz medida en la ausencia de la película e I la intensidad transmitida a través de la película en una dirección perpendicular al plano. La densidad óptica (DO) se define como $\text{Log}_{10}(I_0/I)$.

Los procesos en las películas radiocrómicas involucran el colorido directo de un material por absorción de energía proveniente de la radiación, sin requerir sustancias químicas reveladoras o algún tratamiento (óptico o térmico).

La respuesta de las películas (R) a la radiación ionizante está definida como el cambio en su densidad óptica (ΔDO), leída a una longitud de onda específica. Nótese que cuando se comparan respuestas de películas de diferentes espesores éstas deben normalizarse por su espesor (R_n).

$$R = DO_i - DO_{si} \quad (2.1)$$

$$R_n = (DO_i - DO_{si})/d \quad (2.2)$$

En donde DO_i y DO_{si} son las densidades ópticas de la película irradiada y sin irradiar, respectivamente y d es el espesor de la película.

La definición anterior de la respuesta se usa cuando se mide la respuesta óptica con un espectrofotómetro y/o un densitómetro. Cuando se digitaliza la imagen con un escáner y un programa de cómputo y después se analiza, la respuesta se define en términos de tonos de gris (cuando se digitaliza en blanco y negro) y en tonos de color, cuando se digitaliza en color y la imagen se descompone en los tres colores componentes. Para tonos de color se tiene:

$$R = \text{Log}(TC_{si}/TC_i) \quad (2.3)$$

$$R_n = (\text{Log}(TC_{si}/TC_i))/d \quad (2.4)$$

En donde TC_{si} y TC_i es el tono de color de la película sin irradiar e irradiada, respectivamente y d es el espesor de la película.

Es conveniente definir la sensibilidad en la zona lineal de la respuesta y, para un dosímetro dado, es:

$$S = R/D \quad (2.5)$$

o

$$S_n = R_n/D \quad (2.6)$$

En donde R o R_n es la respuesta o la respuesta normalizada respectivamente y D es la dosis [AT86][GR81].

La película radiocrómica GAFCHROMIC ofrece claras ventajas con respecto a la película convencional. Éstas son las propiedades que la distinguen:

- i. No requerir un proceso de revelado.
- ii. Se pueden cortar, marcar, etc. Se puede recortar la película y utilizar únicamente la porción que se necesite.
- iii. Tiene gran sensibilidad (pueden utilizarse para varias técnicas de radioterapia).
- iv. Tienen respuesta uniforme, consistente y precisa.
- v. Funciona como tejido-equivalente.
- vi. Algunas películas son resistentes al agua por un periodo de tiempo corto y pueden utilizarse en control de calidad.
- vii. No es necesario disponer de un escáner especial para realizar la lectura, con un escáner comercial es suficiente.

Las películas basadas en el polidiacetileno (conocidas como MD-55) se han introducido para las aplicaciones médicas. Las películas consisten en una dispersión de monómeros de microcristales en un gel, cubierta por un poliéster flexible (ver figura 2.4); la película es clara y translúcida antes de ser irradiada, y se pone progresivamente azul con la exposición a la radiación. El aumento en la coloración está relacionado con la dosis absorbida de la radiación ionizante (figura 2.5.) [NI98] [KL97].



Figura 2.5 Cambio en la coloración de una PTR en función de la dosis.

La reacción presente en una película radiocrómica consiste en una polimerización, con lo cual la película se torna de un color azul oscuro a causa de una adición progresiva de varias cadenas poliméricas. La coloración progresiva y la imagen formada surge de la polimerización parcial de monómeros que forman la cadena principal de un polímero; el color está determinado por qué tan alineada resulta estar la columna vertebral de este polímero [MC96].

Las películas de tinte radiocrómico forman una imagen con mucha resolución (mayor que 1200 líneas por milímetro), que puede ser analizada cuantitativamente usando un densitómetro, un espectrofotómetro o un escáner [MC96].

Un par de ejemplos donde se usan las PTR son: la investigación en braquiterapia y la radiocirugía.

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

3.1 Características del estudio.

El estudio consistió en tomar un grupo de pacientes que cumplieron con un determinado perfil clínico preestablecido y con los siguientes criterios de inclusión:

- a) Pacientes del sexo femenino con cáncer de mama a quienes se les ha practicado una mastectomía radical modificada y que tuvieran una prescripción médica para recibir sesiones de radioterapia con dos haces tangenciales y uno supraclavicular.
- b) El tratamiento se impartió en un acelerador operado a 6 MV.
- c) Pacientes mayores de 18 años, con previa carta de consentimiento firmada.

Los motivos por los cuales alguna paciente podría no ser incluida en el estudio o podría ser retirada del mismo en cualquier momento son los siguientes:

- a) Pacientes con una gran deformidad en pared costal que no permitiera la colocación de los TLD.
- b) Pacientes que decidieron abandonar el estudio en cualquier momento.
- c) Pacientes que por cualquier motivo no se presentaron a las sesiones de su tratamiento.

El tamaño de muestra que contempló este estudio fue de 14 pacientes a las cuales se les realizó la dosimetría “in vivo” con dosímetros TL durante 10 fracciones de su tratamiento y adicionalmente con PTR durante 2 sesiones más de su tratamiento de radioterapia. El tratamiento completo consta de 25 sesiones pero sólo se consideraron las primeras 12 sesiones del mismo.

Para determinar el tamaño de la muestra, nos basamos en el número de casos que reportan algunos artículos así como también consideramos algunos otros factores tales

como la variación esperada entre las medidas de una misma paciente, el número de pacientes disponible en el Instituto, el tiempo con el que se cuenta para realizar el estudio, etc.

3.2. Preparación de los dosímetros.

En el estudio empleamos dosímetros termoluminiscentes de LiF con impurezas de Mg y Ti, marca Harshaw® (TLD-100) de 3.2 x 3.2 x 0.9 mm³ para medir las dosis impartidas en la piel tanto a la entrada y salida de cada uno de los campos tangenciales así como en la unión de los campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular. La figura 3.1. es una fotografía de una mica de acrílico con 100 de estos dosímetros colocados en los pequeños nichos con que cuenta la mica. Estos dosímetros no representan ningún riesgo a la paciente por su composición o naturaleza.

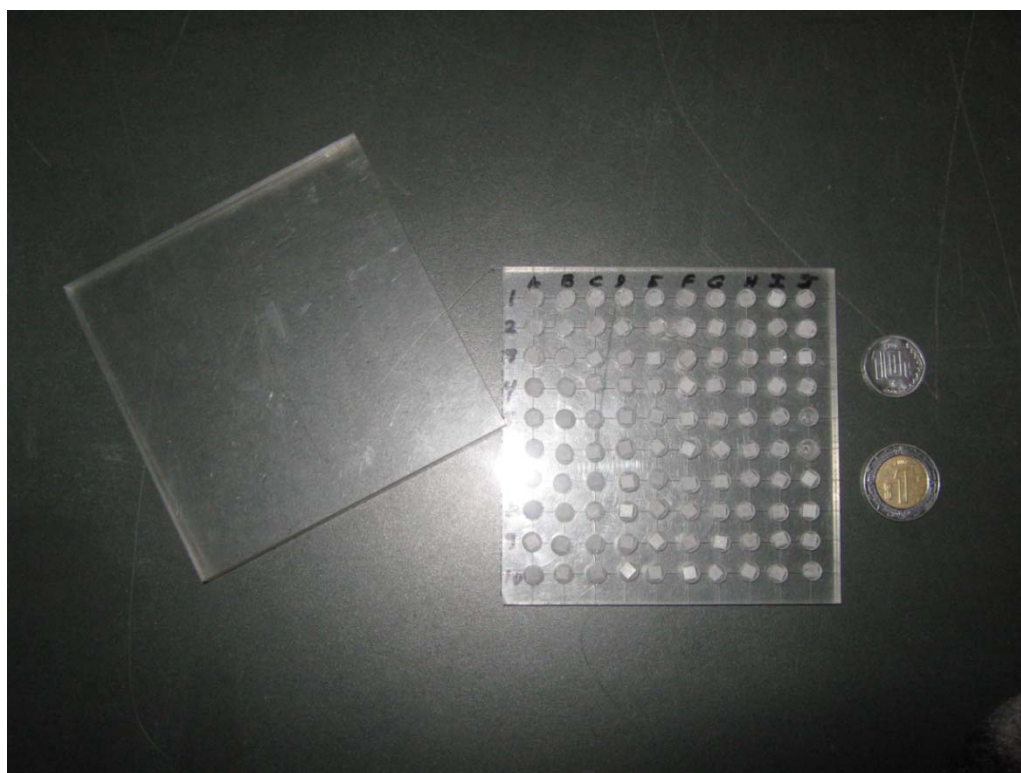


Figura 3.1. Dosímetros TLD utilizados.

Los dosímetros fueron caracterizados en el Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM). Dicha caracterización consiste en determinar la homogeneidad y la reproducibilidad de la respuesta del lote de dosímetros que se usará en el estudio, para lo cual se usó una fuente de ⁹⁰Sr/⁹⁰Y perteneciente al IFUNAM.

Posteriormente los dosímetros fueron calibrados usando para ello el Clinac C-600 marca Varian que se encuentra en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan).

Antes de usar los dosímetros, se les tiene que hacer un tratamiento térmico. Dicho tratamiento consistió en un horneado a 400°C durante una hora (se usó una mufla marca Thermolyne, modelo Furnace 47900, figura 3.2. derecha), seguido de un horneado a 100 °C durante dos horas (se utilizó un horno marca Thelco, modelo 19, figura 3.2. izquierda); aunque se debe destacar que después de cada uno de los horneados, los dosímetros son enfriados rápidamente hasta llegar a la temperatura ambiente que es de aproximadamente 19°C [GA96] [PR03].



Figura 3.2. Horno y mufla usados para el tratamiento térmico aplicado a los TLD.

En un principio se contó con un lote de 100 dosímetros TLD-100 al que se le realizó la prueba de homogeneidad y reproducibilidad. Para llevar a cabo la caracterización de los dosímetros termoluminiscentes se empezó por hacer la prueba de homogeneidad, para lo cual se usó una fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ que tenía una tasa de dosis de 0.378 cGy/s (rad/s) al día 30 de junio de 2005. Las características de las emisiones de cada uno de los isótopos de esta fuente se muestran en la tabla 3.1.

Núclido	Vida media	Tipo de decaimiento	Núclido resultante	E_{\max} (MeV)
^{90}Sr	28.79 años	β^{-} (100%)	^{90}Y	0.5460
^{90}Y	64.1 horas	β^{-} (100%)	^{90}Zr (estable)	2.2801

Tabla 3.1. Isótopos presentes en la fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Cada uno de los 100 dosímetros que componen el lote fue irradiado con la fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ durante 2 minutos; dado que la irradiación se efectuó en dos ocasiones, tanto el día 19 de febrero de 2008 como el día 7 de marzo de 2008. La tasa de dosis de la fuente correspondiente a esas fechas es de 0.355 cGy/s (rad/s) y por lo tanto los dosímetros recibieron una dosis total de 42.6 cGy (42.6 rad) cada uno. A continuación se dejaron reposar 24 horas posteriores a la irradiación y se procedió a la lectura de cada uno de ellos en el equipo lector TL, Harshaw 3500. Cabe hacer notar que el equipo lector siempre operó con los parámetros que se enlistan en la tabla 3.2.

Parámetro	Valor o intervalo.
Voltaje de operación (V)	764
Rapidez de calentamiento ($^{\circ}\text{C}/\text{s}$)	10
Intervalo de temperatura de calentamiento ($^{\circ}\text{C}$)	Ambiente – 300
Flujo de gas nitrógeno N_2	Activado

Tabla 3.2. Parámetros de lectura del equipo Harshaw 3500.

Con la información anterior se puede calcular un factor de corrección f_i para cada uno de los dosímetros; este factor transforma la lectura medida en el dosímetro en el valor promedio del lote completo. Para calcular estos factores de corrección se emplea la siguiente fórmula:

$$f_i = I_p/I_i \quad (3.1)$$

donde I_p es la lectura promedio y I_i es la lectura del dosímetro i -ésimo (para las pruebas de reproducibilidad y de calibración así como para las lecturas ya en la dosimetría “in vivo” se aplica este factor de corrección a cada uno de los dosímetros usados).

Después se realizó la prueba de reproducibilidad. Para ello se usan las dos lecturas obtenidas para cada uno de los dosímetros correspondientes a las dos irradiaciones efectuadas a cada uno de ellos. Con los dos valores de señal TL obtenidos se calculó el promedio y se escogieron los 20 dosímetros cuya lectura estuviera más cercana al valor promedio del lote completo. Con dichos dosímetros se procedió a realizar la prueba de

reproducibilidad que consistió en completar el ciclo de “horneado-irradiación-reposo de 24 horas-lectura” cinco veces seguidas, todo ello con la finalidad de observar qué tan reproducibles eran las medidas en los dosímetros al usarlos una y otra vez.

Una vez hechas las pruebas de homogeneidad y reproducibilidad, se procede a hacer la calibración de los TLD. Para ello se utilizó el Linac C-600 operado a una diferencia de potencial de 6MV, el rendimiento es de 1cGy por cada unidad monitor (UM) en un campo de 10x10 cm² a una distancia fuente-superficie de 100 cm a una profundidad de 1.5 cm. Las irradiaciones fueron de tal modo que se cubriera un intervalo de dosis que fue desde los 40 cGy hasta los 400 cGy.

Del lote completo se seleccionaron 20 dosímetros para hacer la calibración; se irradiaron 2 dosímetros a la misma dosis y se calculó el promedio de la lectura de ambos para tomar un solo valor de respuesta. Para hacer la calibración en el acelerador, los dosímetros fueron encapsulados con placas de acrílico de tal suerte que en la cavidad donde se encontraban hubiera equilibrio de partícula cargada, es decir, tenía suficiente acrílico a los lados, mayor al campo de 10x10 cm², y tenía placas de acrílico encima de 1.5 cm de grosor que nos garantizaban que el dosímetro se encontraba en una profundidad muy cercana en la que la dosis es máxima (1.3 cm de acrílico atenúan lo mismo que 1.5 cm de agua cuando el efecto Compton es predominante). Toda esta geometría y características es la que nos garantiza una dosis de 1 cGy por cada unidad monitor para el haz que se usó.

Una vez hechas las pruebas antes mencionadas se escogieron todos aquellos dosímetros que tuvieran una dispersión menor que el 5% con respecto al valor promedio del lote. De esta manera se seleccionó un sub-lote de 60 dosímetros TLD con los que se realizó la dosimetría “in vivo” en las pacientes y las medidas en el maniquí.

Análogamente, las PTR que se usaron también fueron previamente calibradas, y para ello se usó el irradiador GAMMACELL que contiene fuentes de ⁶⁰Co. Este irradiador se encuentra en el Instituto de Ciencias Nucleares de la Universidad Nacional Autónoma de México (ICNUNAM) y su tasa de dosis en el punto de irradiación era de 44.8 cGy/min el día 27 de febrero de 2008.

Para llevar a cabo la calibración primeramente se cortan pequeñas piezas de película de 1 cm², las cuales se dejan reposar un día para que se estabilicen de los efectos causados por el corte; después, con una fuente calibrada como lo es el GAMMACELL, se irradió cada una de las películas durante cierto tiempo. En la tabla 3.3. se muestran las dosis de calibración y los tiempos correspondientes. Cada una de las piezas fue encapsulada en placas de acrílico de 0.5 cm de grosor para brindarle equilibrio electrónico.

Dosis (cGy)	Tiempo
50	1 min 7 s
75	1 min 40 s
100	2 min 14 s
125	2 min 47 s
150	3 min 21 s
200	4 min 28 s
250	5 min 35 s
300	6 min 42 s
350	7 min 49 s
400	8 min 56 s

Tabla 3.3. Dosis y tiempos de irradiación que se usaron para la calibración de las PTR en el irradiador Gammacell.

Posteriormente se dejan reposar los trocitos de película durante 2 días con la finalidad de que terminen de pigmentarse y se realiza la lectura de los tonos de color para poder construir una curva de calibración que es una gráfica de la respuesta en función de la dosis.

Tanto para las lecturas de las películas usadas en la calibración como para las películas que se emplearon en las pacientes y en el maniquí se usó un escáner como equipo lector (se utilizó un escáner marca Microtec ScanMaker modelo E3 que se encuentra en el IFUNAM). Las imágenes capturadas fueron analizadas con el programa de cómputo ORIGIN PRO 8.0 para determinar la dosis con base en las tonalidades observables en la imagen (todas las imágenes se manejaron con el formato “.tif”). La figura 3.3 muestra las películas usadas para la calibración.



Figura 3.3. PTR, irradiadas a las dosis mostradas en la tabla 3.2., que se usaron para la calibración.

3.3. Preparación de la paciente y aplicación del tratamiento.

Toda paciente, previamente a su inclusión en el protocolo, fue informada del objetivo, la complejidad y los procedimientos del mismo. Posteriormente firmó una carta de consentimiento informado para participar en el estudio. Cabe señalar que en todo momento se cumplió la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial que dicta los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos [HE64]. Adicionalmente, se cumplieron los dictámenes de las Normas de Buenas Prácticas Clínicas [NO96], del Reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación para la salud [RE84] y los lineamientos del propio Instituto Nacional de Cancerología.

Se realizó una simulación virtual con Tomografía Computarizada (CT) a la paciente en posición de tratamiento: decúbito dorsal sobre una rampa, con los brazos hacia arriba, para lo cual se usó un tomógrafo simulador marca Siemens modelo Somatom Sensation Open que se encuentra en el INCan. Para la perfecta localización de la región de interés de la paciente y como marcas de referencia, se colocan 5 pequeños balines sobre la pared costal de la paciente (tres en la parte central de la pared costal y dos más delimitando la parte superior e inferior del área de interés); tales balines son perfectamente visibles en las imágenes generadas por el simulador. Una vez obtenidas las imágenes de los diferentes cortes de la paciente, éstas son importadas al sistema de planeación Eclipse 6.5; con estas imágenes se realiza la planeación del tratamiento, siguiendo siempre las indicaciones de los médicos, tales como el número de campos, los tamaños de campo, la dosis por sesión, etc.

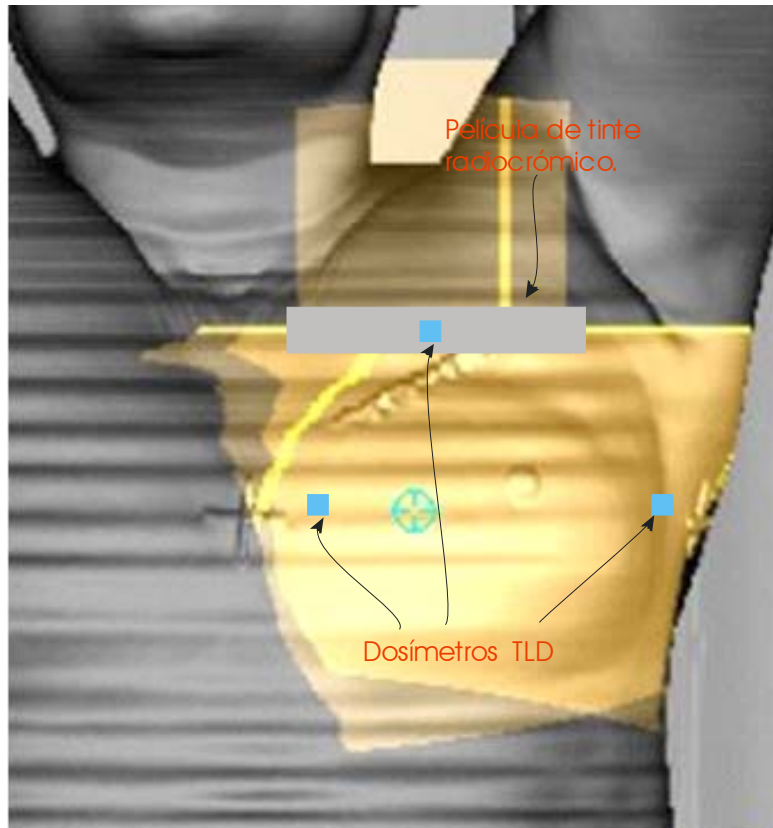


Figura 3.4 Localización de los dosímetros.

Justo antes de administrar el tratamiento en el acelerador y una vez colocada a la paciente en la misma posición que en la simulación, se colocó un dosímetro sobre la piel de la paciente, en la unión de los campos tangenciales y el axilosupraclavicular (dicho dosímetro se retiró hasta terminar el tratamiento de ese día). Adicionalmente, se colocó un par de dosímetros (uno a la entrada y otro a la salida) para cada uno de los campos tangenciales (estos dosímetros se retiraron después de que se administró cada uno de los campos tangenciales). Antes de retirar cada uno de los dosímetros, se procedió a realizar una pequeña marca en la paciente para conocer el lugar exacto de ubicación de cada uno de ellos, con la finalidad de que la colocación de éstos en las siguientes sesiones fuera reproducible, es decir, que los dosímetros estuvieran puestos en la misma posición en cada sesión del tratamiento (ver figura 3.4).

Para cada una de las pacientes y sólo durante dos de las sesiones del tratamiento total se sustituyó el dosímetro TL, que va en la unión de los campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular, por una PTR de $2 \times 11 \text{ cm}^2$.

Adicionalmente, también del sistema de planeación se obtuvieron los perfiles de dosis para cada una de las pacientes; estos perfiles de dosis cruzaban el interior de la pared costal

de la paciente y tenían como entrada el centro del campo tangencial interno y como salida el centro del campo tangencial externo del tratamiento.

3.4. Fabricación del maniquí.

Se construyó un maniquí con lucita en el taller mecánico del IFUNAM; dicho maniquí simula la parte anatómica de la paciente correspondiente al tórax sin la mama. Tal maniquí está formado por 16 rebanadas de 2 cm de espesor y por 5 rebanadas de 0.5 cm de espesor; las rebanadas de lucita de 0.5 cm tienen distribuidos tres nichos con las medidas precisas para que entren los dosímetros TLD en su interior. En la izquierda de la figura 3.5. se muestra un diagrama del maniquí y sus dimensiones, mientras que a la derecha de la misma figura se muestra una fotografía del maniquí ya elaborado.

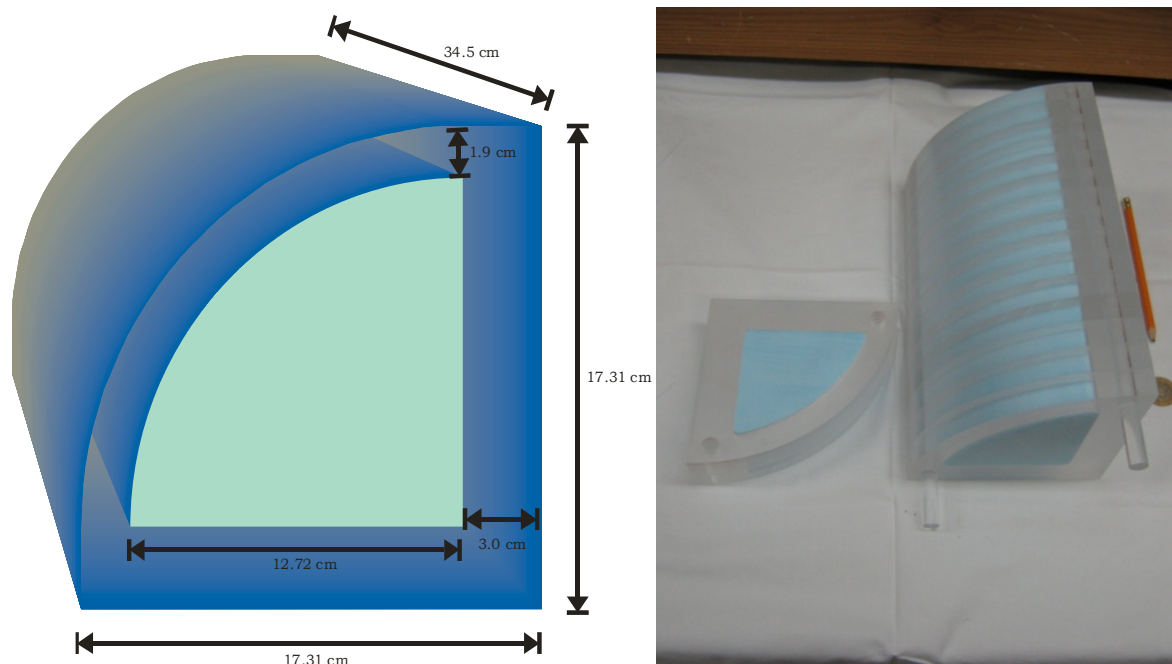


Figura 3.5. Esquema y fotografía del maniquí de lucita que simula al tórax de la paciente.

Todas las placas de lucita se unieron para formar lo que sería un cuarto de cilindro que simula la pared costal de la paciente; a la cuerda que une los extremos del cuarto de cilindro la llamamos “puente” (esta línea también la localizamos en la paciente y nos sirve de referencia, ya que a la mitad del puente se puede trazar una línea perpendicular y medir el grosor de la pared costal de la paciente). En el interior del cuarto de cilindro existe una cavidad para rellenarla de styrofoam que es un material poroso y de densidad electrónica muy similar a la del tejido pulmonar, este material poroso permite introducirle algunos

dosímetros TL con los cuales evaluar la dosis en algunos puntos dentro del pulmón simulado y comparar dichas dosis con lo obtenido en el sistema de planeación.

Las dimensiones del radio del cuarto de cilindro, el puente, el grosor de lucita y el grosor del pulmón simulados, provienen de un promedio hecho a 100 pacientes con cirugía radical que se encontraban registradas en la base datos del sistema de planeación. Con ello se obtuvo un valor representativo de las tallas y tamaños reales de las mujeres mexicanas. La tabla 3.4. muestra los valores promedios encontrados:

Sección	Distancia (cm)
Radio	14.62
Puente	20.68
Grosor de la pared costal	1.9

Tabla 3.4. Valores promedio para el maniquí.

En la figura 3.6 se muestra una imagen real, tomada del sistema de planeación, en la que se ven los trazos y medidas de una paciente con cirugía radical.

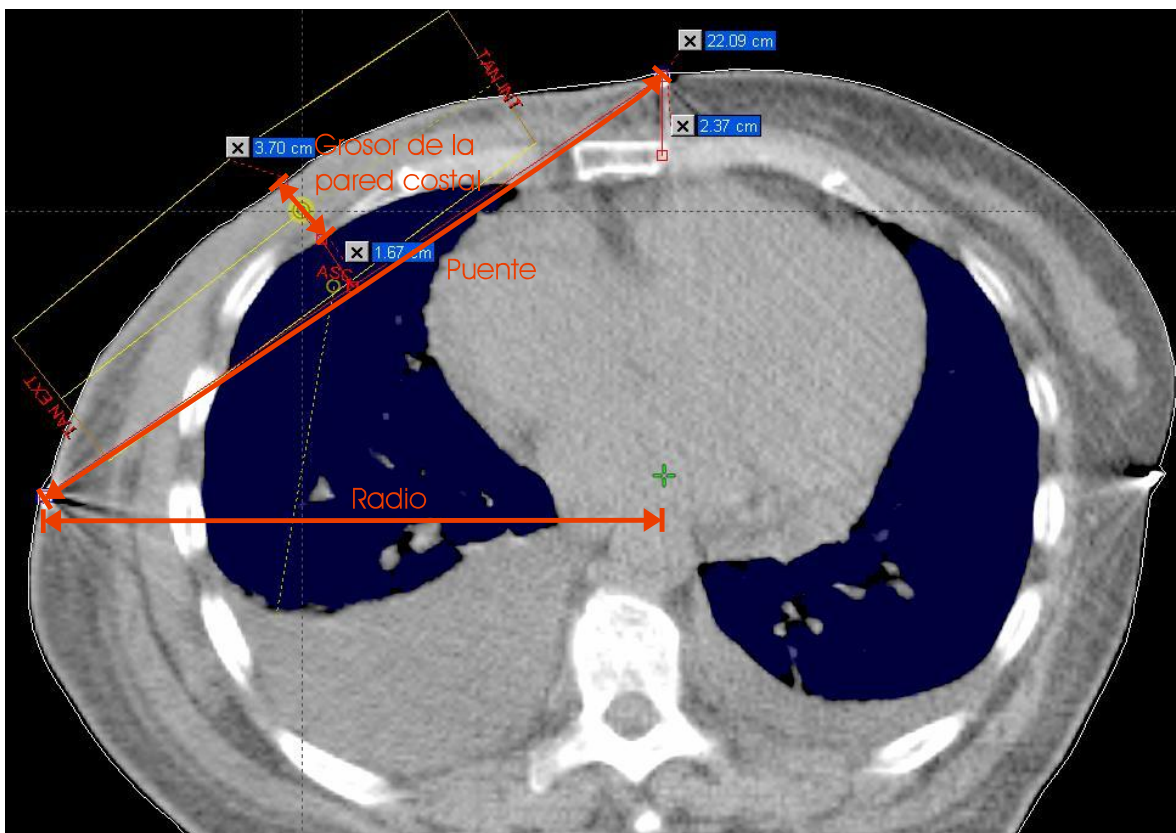


Figura 3.6. Medidas hechas para diseñar el maniquí.

Con este maniquí se hizo una prueba en la que se planeó un tratamiento de la misma manera que se hace para una paciente; posteriormente se suministró dicho tratamiento al maniquí, el cual tenía en su interior algunas piezas de TLD o de PTR que nos permitieron medir la dosis en algunos puntos específicos y, por lo tanto, pudimos comparar directamente con los valores de dosis que el sistema de planeación calcula.

3.5. Pruebas realizadas con el maniquí.

Primeramente, tenemos que al maniquí, ya fabricado, se llevó a cabo una planeación de tratamiento de la misma forma que se hace con las pacientes que se tratan en el INCan; es decir, primero se le realizó la simulación en el tomógrafo garantizando siempre una buena alineación, y se seleccionó un espesor de corte de 5 mm. Las imágenes se exportaron al sistema de planeación Eclipse 6.5.

En la planeación se tomó como punto de origen y referencia la esquina inferior izquierda en el extremo del maniquí (en la figura 3.7 se muestra como un cruz verde), el isocentro se colocó en la parte central del maniquí y dado que éste tiene una longitud total de 34.5 cm, entonces el isocentro se encuentra ubicado a una distancia de 17.3 cm de la cruz verde. En cuanto a profundidad, el isocentro se puso a una distancia de 9.5 mm entre la superficie y el styrofoam, es decir, la mitad de la distancia del grosor neto del acrílico que tenemos (ver figura 3.7).

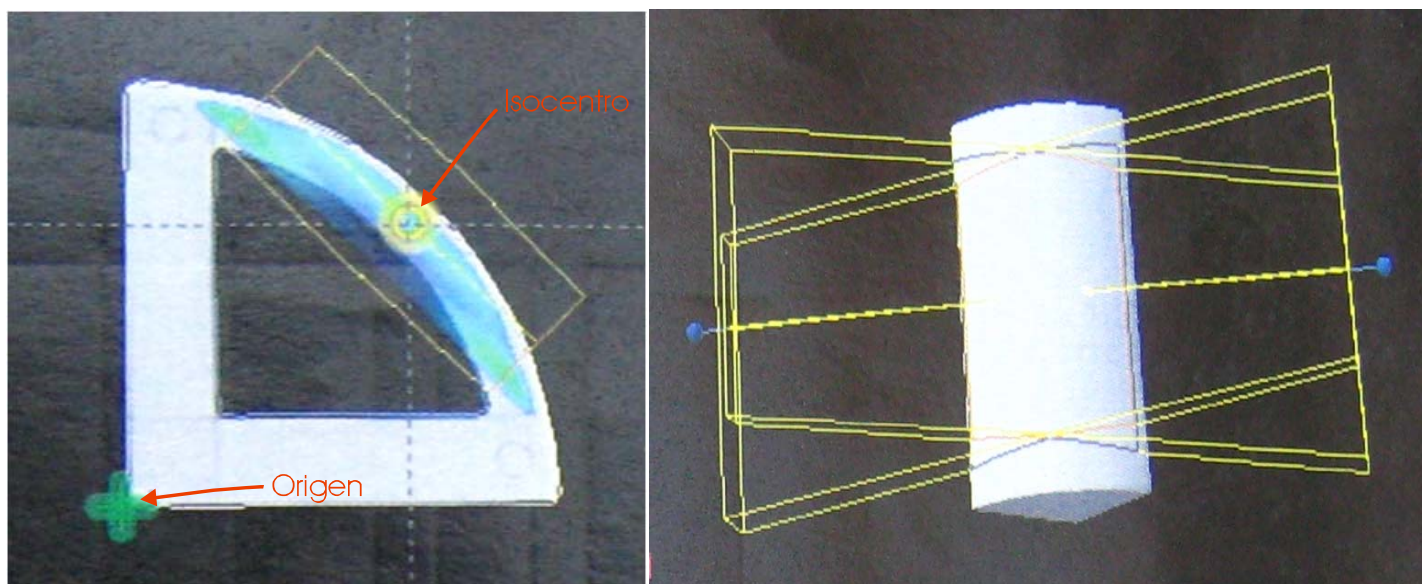


Figura 3.7. Planeación del tratamiento para el maniquí.

Ya teniendo todo lo anterior se le prescribieron al maniquí 200 cGy al volumen de interés, impartidos por dos campos tangenciales de 5 x 25 cm² para que cubrieran todo el maniquí; la planeación se realizó para llevarla a cabo en el acelerador C-600 marca Varian operando a una diferencia de potencial de 6 MV, sin ninguna cuña ni accesorio adicional. Después de haber realizado la planeación completa, en la tabla 3.5. tenemos en resumen los parámetros de irradiación para llevar a cabo el tratamiento del maniquí:

	Campo Externo	Campo Interno
Factor de ponderación	0.5	0.5
Ángulo de gantry (°)	134	313
Ángulo de colimador (°)	0	0
Ángulo de mesa (°)	0	0
Cuña	Ninguna	Ninguna
Campo X (cm)	5	5
Campo Y (cm)	25	25
Desplazamiento X (cm)	9.9	9.9
Desplazamiento Y (cm)	-9.8	-9.8
Desplazamiento Z (cm)	Mitad del maniquí 17.25	Mitad del Maniquí 17.25
Unidades Monitor (UM)	124	126

Tabla 3.5. Parámetros para la irradiación del maniquí en el acelerador C-600.

La planeación se realizó como si se tratara de una paciente, por lo cual no se permitió que los campos tangenciales invadieran más de 2 cm de styrofoam que es el material que representa el pulmón y se buscó irradiar al volumen blanco con 200 cGy lo más homogéneamente posible.

Una vez que se contaba con la planeación hecha para el maniquí, se procedió a hacer tres pruebas dosimétricas en él. La primera prueba consistió en rellenar con TLD las 5 placas de acrílico que tienen nichos para ese propósito y colocar adicionalmente en cada una de las placas de styrofoam correspondiente dosímetros TL a una distancia de 1 cm después del acrílico (ver figura 3.8). Las 5 placas se distribuyeron en todo el maniquí teniendo tres placas en el centro y las otras dos cerca de los extremos del mismo a una distancia de 11 cm del centro mismo del maniquí.

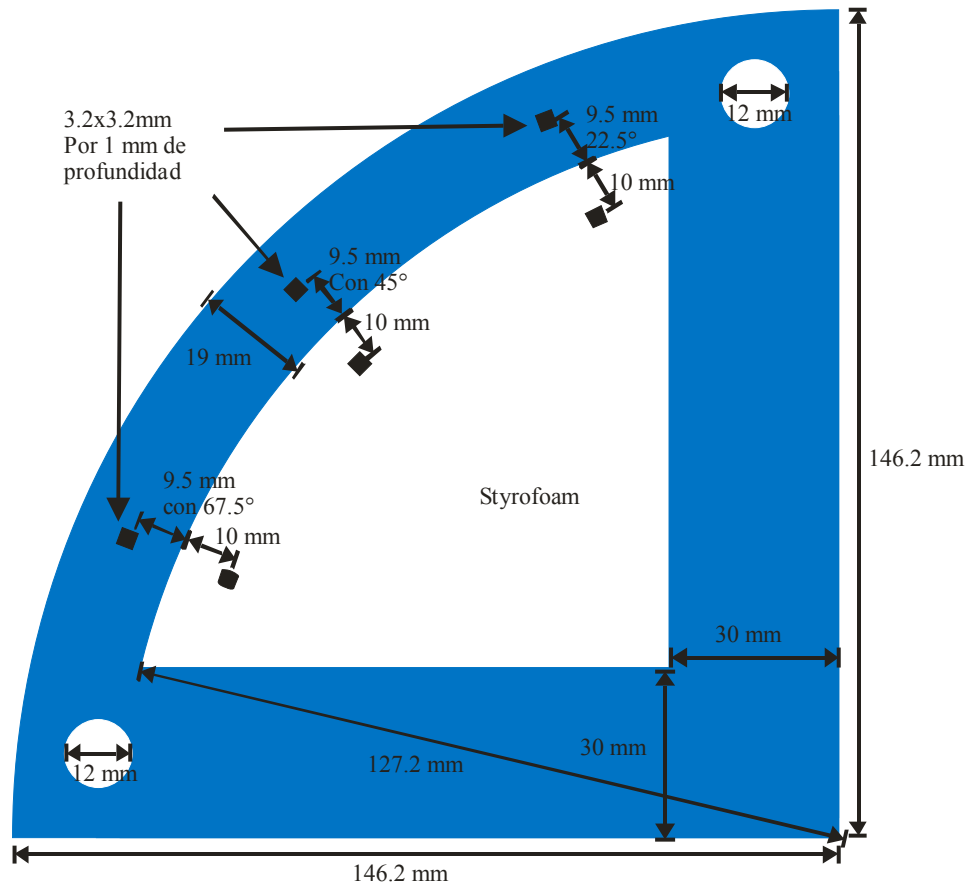


Figura 3.8. Diagrama de la colocación de los TLD en el acrílico y en el styrofoam, durante la primera prueba.

Una vez colocados los dosímetros en su posición (30 en total) y armado el maniquí, éste se irradió con el acelerador Clinac C-600 según las especificaciones obtenidas con el sistema de planeación.

La segunda prueba dosimétrica consistió en sustituir los TLD por PTR de 1 cm^2 en las mismas posiciones en las que se encontraban los TLD anteriormente; en este caso sólo se llenó completamente la placa central y se colocaron las placas laterales sólo con los dosímetros puestos a 45° . De esta manera, tenemos un total de 6 piezas de película en la placa central (ver figura 3.9.) y 2 piezas en cada una de las placas colocadas en los extremos del maniquí.

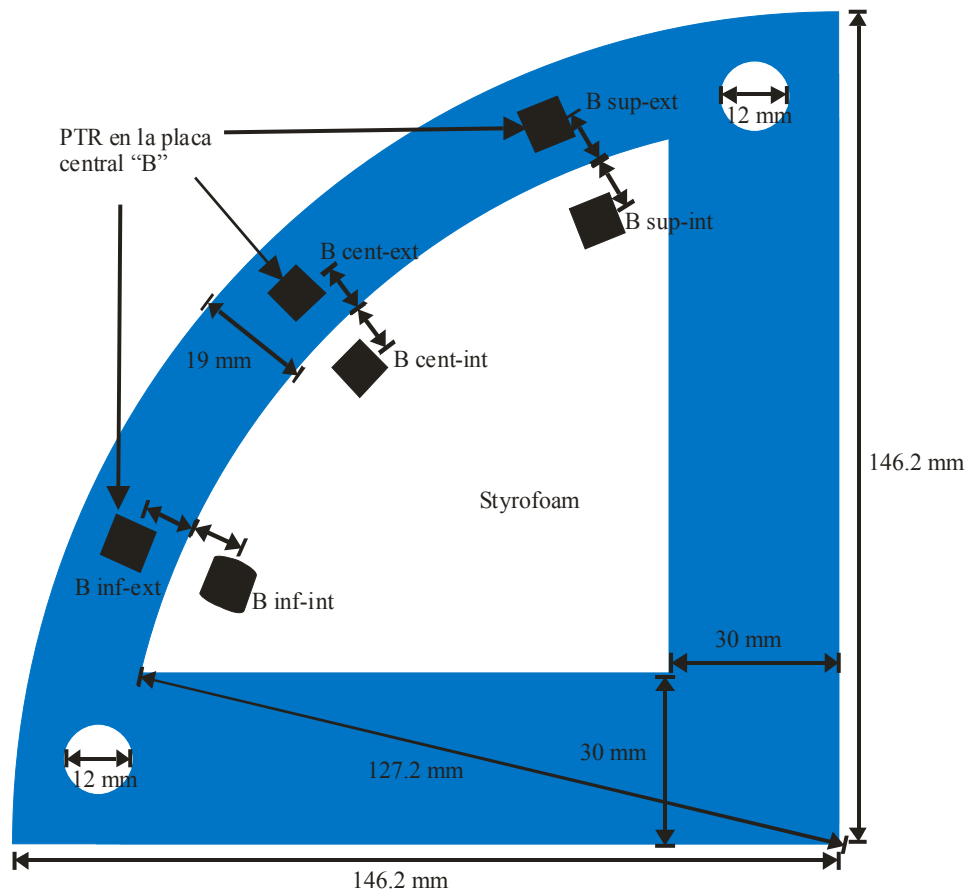


Figura 3.9. Diagrama de la colocación de las PTR en el acrílico y en el styrofoam, durante la segunda prueba.

La tercera prueba consistió en colocar unas piezas de PTR en la placa central del maniquí; dichas piezas eran rectangulares, de 4.2 cm de largo por 2.6 cm ancho y fueron colocadas de tal suerte que cubrían tanto la zona donde había acrílico como la zona donde había styrofoam. En este caso se tuvieron por tanto, tres piezas de PTR colocadas en una de las placas ubicada en el centro del maniquí, el cual recibe una irradiación de la misma forma que en las dos pruebas anteriores siguiendo las indicaciones obtenidas en la planeación del tratamiento para el maniquí. Las piezas de PRT se colocaron tal y como lo indica la figura 3.10.:

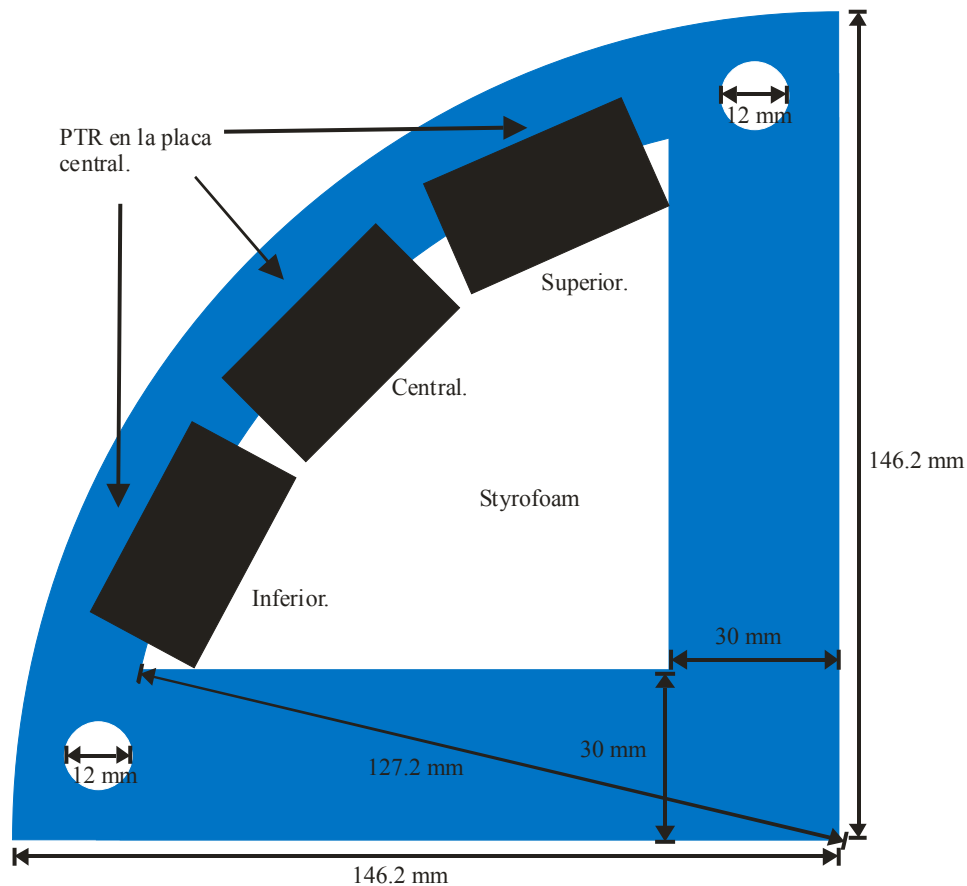


Figura 3.10. Diagrama de la colocación de las PTR en el acrílico y en el styrofoam, durante la tercera prueba.

3.6. Adquisición de datos.

Tanto los TLD como las PTR fueron trasladados al IFUNAM en una bolsa o caja, teniendo cuidado de que no les entrara luz ni que fueran expuestos a muy altas temperaturas por la exposición intensa a los rayos del sol. Los TLD fueron leídos en un equipo marca Harshaw modelo 3500 un día después de ser irradiados, mientras que las PTR fueron escaneadas e interpretadas en una computadora dos días después de ser irradiadas; con dichas lecturas se determinaron las dosis en los puntos del maniquí donde se colocaron los dosímetros, todo esto con la ayuda de las curvas de calibración obtenidas para cada tipo de dosímetro.



3.11. Equipo lector Harshaw 3500.

El equipo Harshaw realiza la lectura calentando al dosímetro, con una tasa de calentamiento constante, desde temperatura ambiente hasta una temperatura de 300°C , lo que provocará que los hoyos y los electrones salgan de sus trampas y que el excedente de energía sea emitida en forma de luz; dicha luz es registrada con unos tubos fotomultiplicadores que la convierten en una señal eléctrica que es analizada con un sistema electrónico. La respuesta estará dada en unidades de carga eléctrica (C) que, con ayuda de la curva de calibración generada para los dosímetros, permitirá calcular la dosis que ha recibido dicho dosímetro cuando fue usado.

En el caso de las PTR lo que se cuantifica por medio de la computadora es el cambio de tonalidad, es decir, el oscurecimiento que sufre la película debido a la radiación incidente, por eso es necesario escanear la película y analizar su imagen. Las películas fueron escaneadas con un equipo marca Microtec ScanMaker modelo E 3; con ayuda del programa Paint Shop Pro 4.12. Una vez que las imágenes estaban en ese programa, se descompuso cada imagen en sus tres colores primarios (verde, rojo y azul) y se guardaron las imágenes con el formato “.tif” (tanto la original como la de los tres colores, es decir, cuatro imágenes en total).

Por otro lado, se obtuvieron las dosis en cada uno de los puntos monitoreados tanto con los dosímetros TLD como con las PTR en las dos primeras pruebas dosimétricas hechas al maniquí.

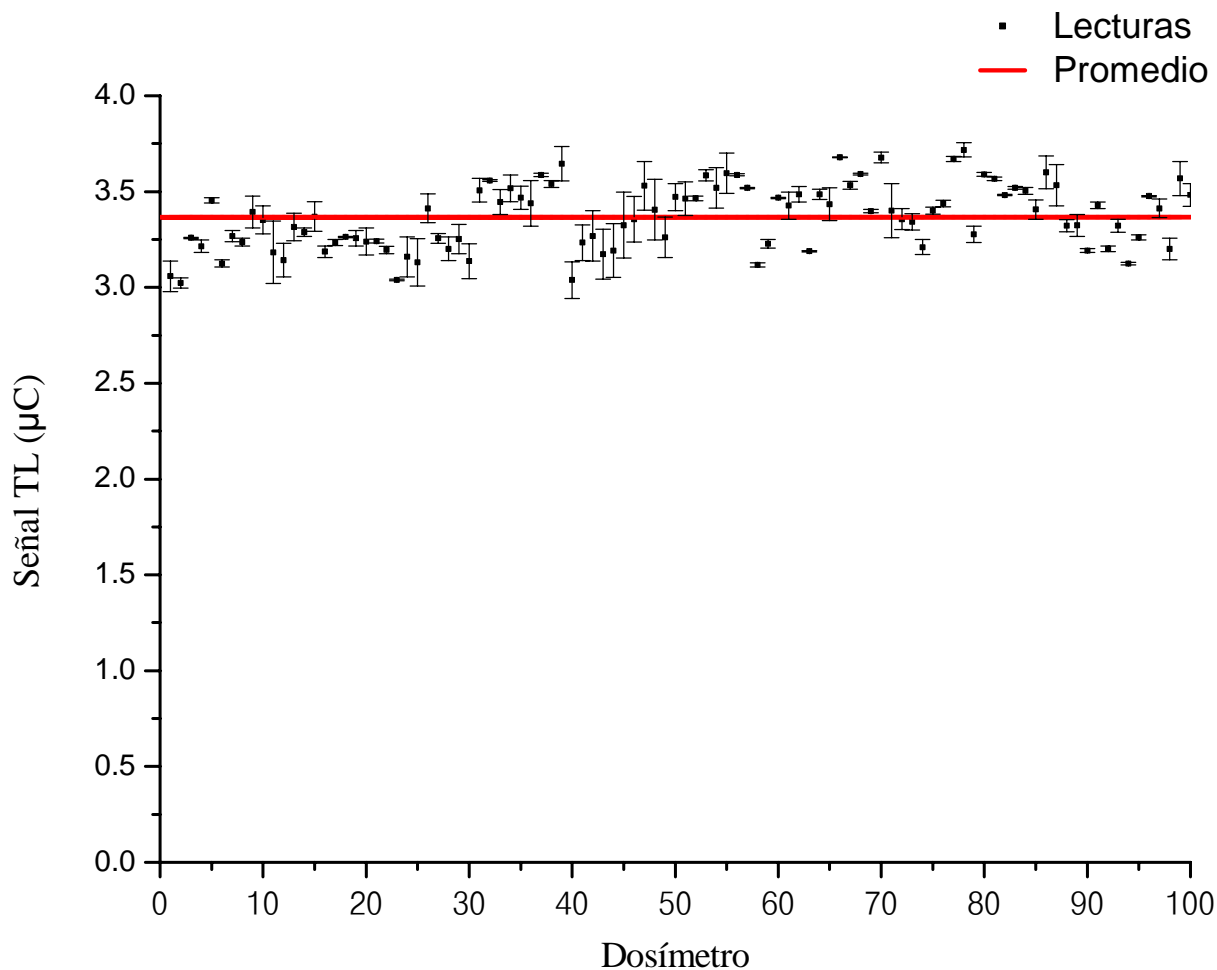
CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1. Resultados de la caracterización y la calibración de los TLD.

Homogeneidad.

En la gráfica 4.1 se muestra el valor promedio de las lecturas obtenidas en las dos ocasiones para cada uno de los dosímetros, así como la desviación estándar asociada como incertidumbre para cada uno de los dosímetros, la línea roja representa la lectura promedio del lote completo tomando en cuenta las dos irradiaciones:



Gráfica 4.1. Prueba de homogeneidad del lote completo de los TLD.

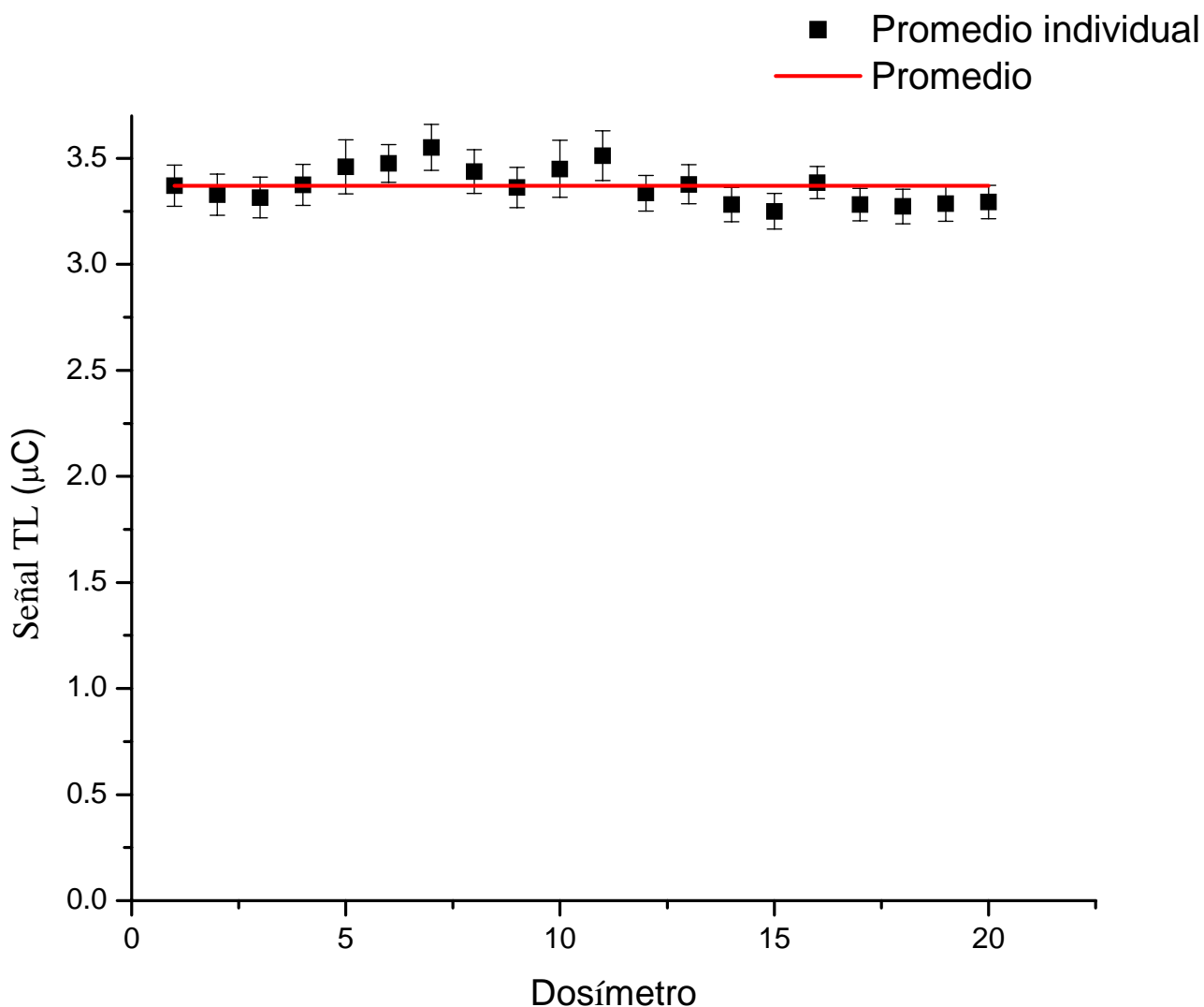
La lectura promedio del lote completo; tomando en cuenta ambas irradiaciones, es de $3.366 \mu\text{C}$, la incertidumbre de cada uno de los puntos graficados corresponde a la desviación estándar del promedio correspondiente a cada uno de los dosímetros. Con toda esta información es posible obtener un factor de corrección f_i para cada uno de los dosímetros que transforma la lectura obtenida en el valor promedio del lote, para ello nos valemos de la ecuación 3.1; por supuesto el factor f_i solo es válido para corregir las lecturas del i -ésimo dosímetro. En la tabla 4.1. se muestran los factores de corrección para cada uno de los TLD:

Dosímetro	f_i	Dosímetro	f_i
A1	1.101	F1	0.972
A2	1.114	F2	0.972
A3	1.033	F3	0.939
A4	1.047	F4	0.956
A5	0.974	F5	0.936
A6	1.077	F6	0.938
A7	1.030	F7	0.957
A8	1.040	F8	1.080
A9	0.992	F9	1.043
A10	1.004	F10	0.971
B1	1.057	G1	0.982
B2	1.071	G2	0.965
B3	1.015	G3	1.056
B4	1.024	G4	0.966
B5	0.999	G5	0.980
B6	1.056	G6	0.915
B7	1.041	G7	0.953
B8	1.032	G8	0.937
B9	1.034	G9	0.990
B10	1.039	G10	0.915
C1	1.038	H1	0.990
C2	1.054	H2	1.003
C3	1.108	H3	1.007
C4	1.065	H4	1.049
C5	1.075	H5	0.990
C6	0.987	H6	0.979
C7	1.034	H7	0.917
C8	1.052	H8	0.905
C9	1.035	H9	1.028
C10	1.073	H10	0.938
D1	0.960	I1	0.944
D2	0.946	I2	0.967
D3	0.977	I3	0.956
D4	0.957	I4	0.961
D5	0.971	I5	0.988
D6	0.979	I6	0.935
D7	0.938	I7	0.953
D8	0.951	I8	1.013
D9	0.923	I9	1.013
D10	1.108	I10	1.055
E1	1.041	J1	0.982
E2	1.030	J2	1.051
E3	1.061	J3	1.014
E4	1.054	J4	1.078
E5	1.013	J5	1.032
E6	1.003	J6	0.968
E7	0.954	J7	0.986
E8	0.989	J8	1.052
E9	1.032	J9	0.943
E10	0.970	J10	0.966

Tabla 4.1. Factores de corrección para cada uno de los dosímetros TLD.

Reproducibilidad.

Para hacer esta prueba primero se calculó la lectura promedio y se escogieron los 20 dosímetros cuya lectura estuviera más cercana al valor promedio del lote completo; con estos dosímetros seleccionados se procedió a realizar la prueba de reproducibilidad que consistió en completar el ciclo de “horneado-irradiación-reposo de 24 horas-lectura” cinco veces seguidas, todo ello con la finalidad de observar qué tan reproducibles eran las medidas en los dosímetros al usarlos una y otra vez. Los resultados de dicha prueba se muestran en la gráfica 4.2:



Gráfica 4.2. Prueba de reproducibilidad practicada a 20 dosímetros seleccionados.

Como podemos ver, el promedio de las lecturas de estos 20 dosímetros está en 3.37 ± 0.09 (2.7%) μC y tenemos que el 80% de los promedios de los dosímetros individuales tienen

este valor dentro de sus incertidumbres, es decir, la gran mayoría tiene una incertidumbre que incluye el valor promedio del sub-lote de los 20 dosímetros seleccionados, con lo cual se concluye que existe una buena reproducibilidad en los dosímetros. Cabe mencionar que la incertidumbre asociada a cada uno de los puntos corresponde a la desviación estándar del promedio obtenido para cada uno de los dosímetros por individual.

Calibración.

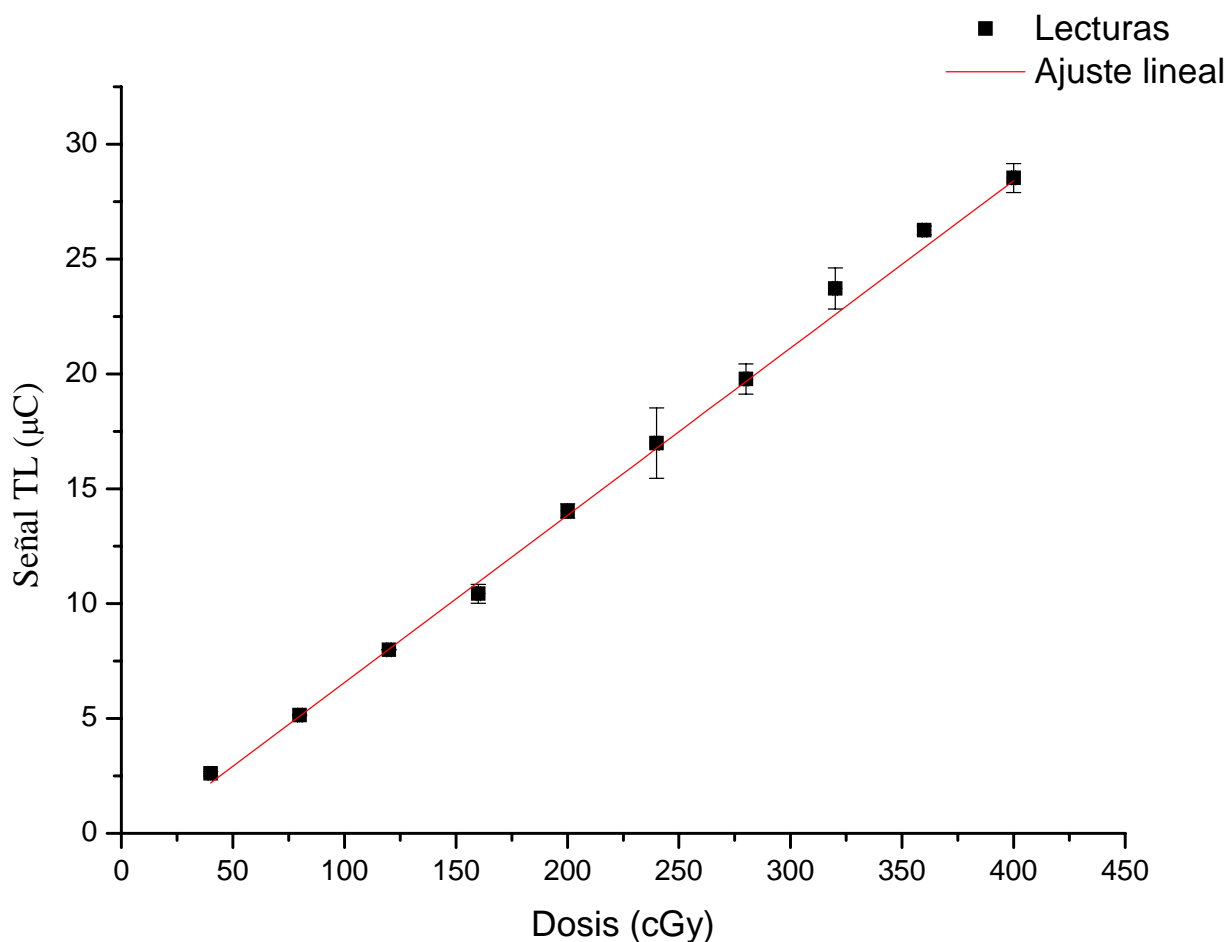
Después de haber realizado las pruebas de homogeneidad y reproducibilidad, se procede a hacer la calibración de los TLD. La irradiación fue con un campo de 10 x 10 cm² con los dosímetros colocados en el isocentro del acelerador y se irradió de tal modo que se cubriera un intervalo de dosis que va desde los 40 cGy hasta los 400 cGy; las dosis y las UM programadas en el Clinac C-600 se muestran en la tabla 4.2.

Dosis (cGy)	UM
40	40
80	80
120	120
160	160
200	200
240	240
280	280
320	320
360	360
400	400

Tabla 4.2. Dosis y UM de irradiación que se usaron para la calibración de los dosímetros termoluminiscentes.

Del lote completo se seleccionaron 20 dosímetros para hacer la calibración; se irradiaron 2 dosímetros a la misma dosis y se calculó el promedio de la lectura de ambos para tomar un solo valor de respuesta.

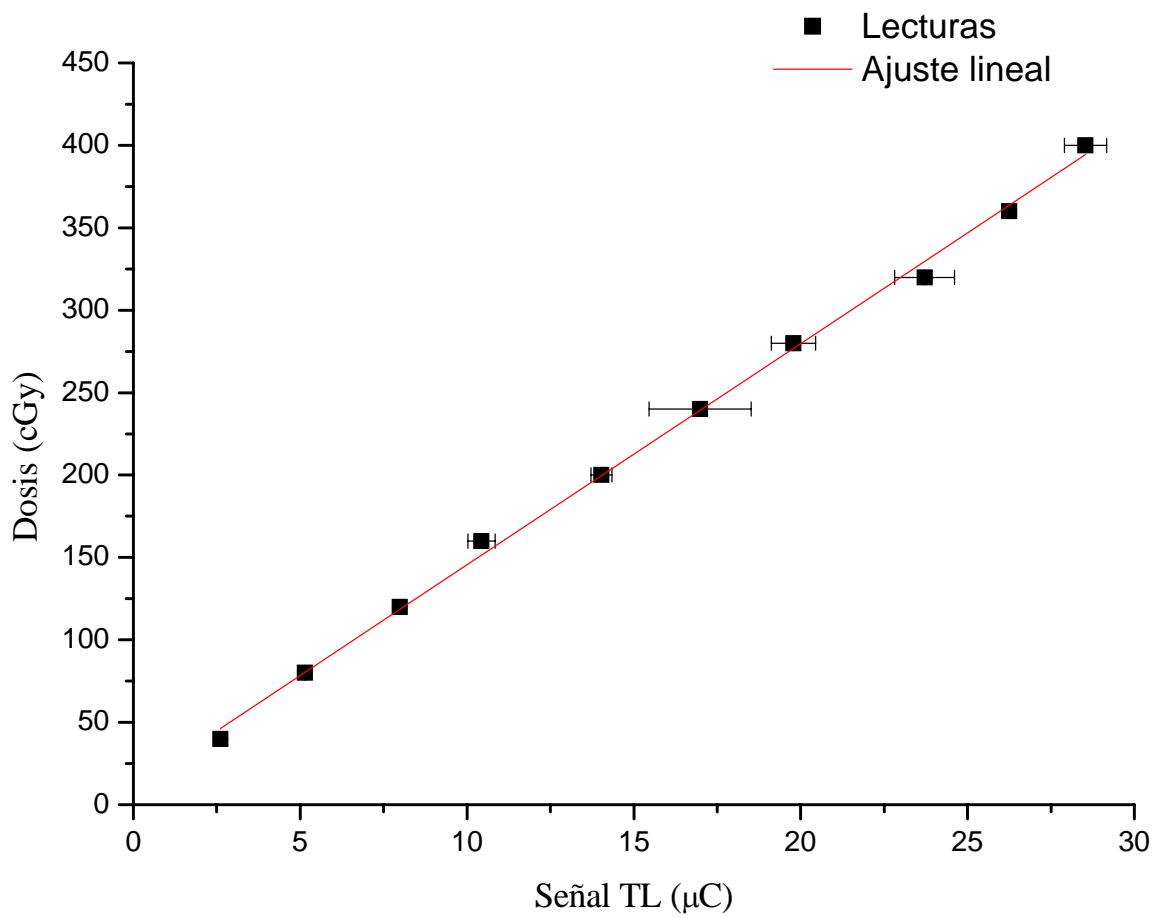
Los promedios de las lecturas de los dosímetros irradiados a las diferentes dosis, así como un ajuste lineal, se muestran en la gráfica 4.3.



Gráfica 4.3. Curva de calibración de los TLD.

Del ajuste lineal se obtiene $\text{Señal TL} = (-0.73 \pm 0.06) + (0.0728 \pm 0.0005)D$, con una correlación de $R = 0.99796$.

Dado que es mucho más útil tener la dosis en función de la señal TL, lo que se hizo en la gráfica 4.4 fue poner la Dosis en función de la Señal TL, y ajustar a los datos obtenidos una línea recta de tal suerte que nos permitiera calcular rápidamente la dosis correspondiente recibida por un dosímetro que nos entregara una cierta señal TL. La incertidumbre en la señal TL corresponde a la desviación estándar del promedio correspondiente a cada par de dosímetros irradiados.

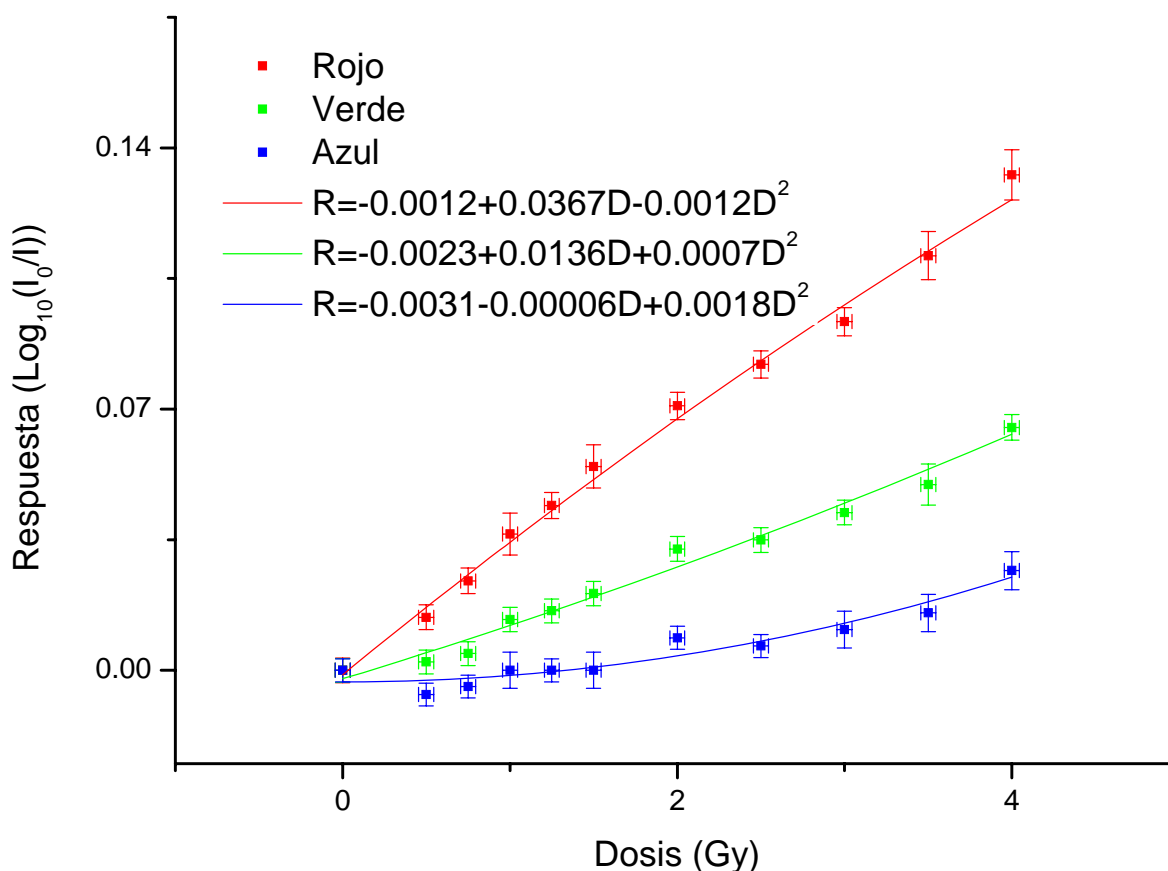


Gráfica 4.4. Dosis como función de la señal TL.

El ajuste lineal da $D=(11.4\pm 0.7)+(13.42\pm 0.04)\text{Señal TL}$, con una correlación de $R=0.99796$.

4.2. Resultados de la calibración de las PTR.

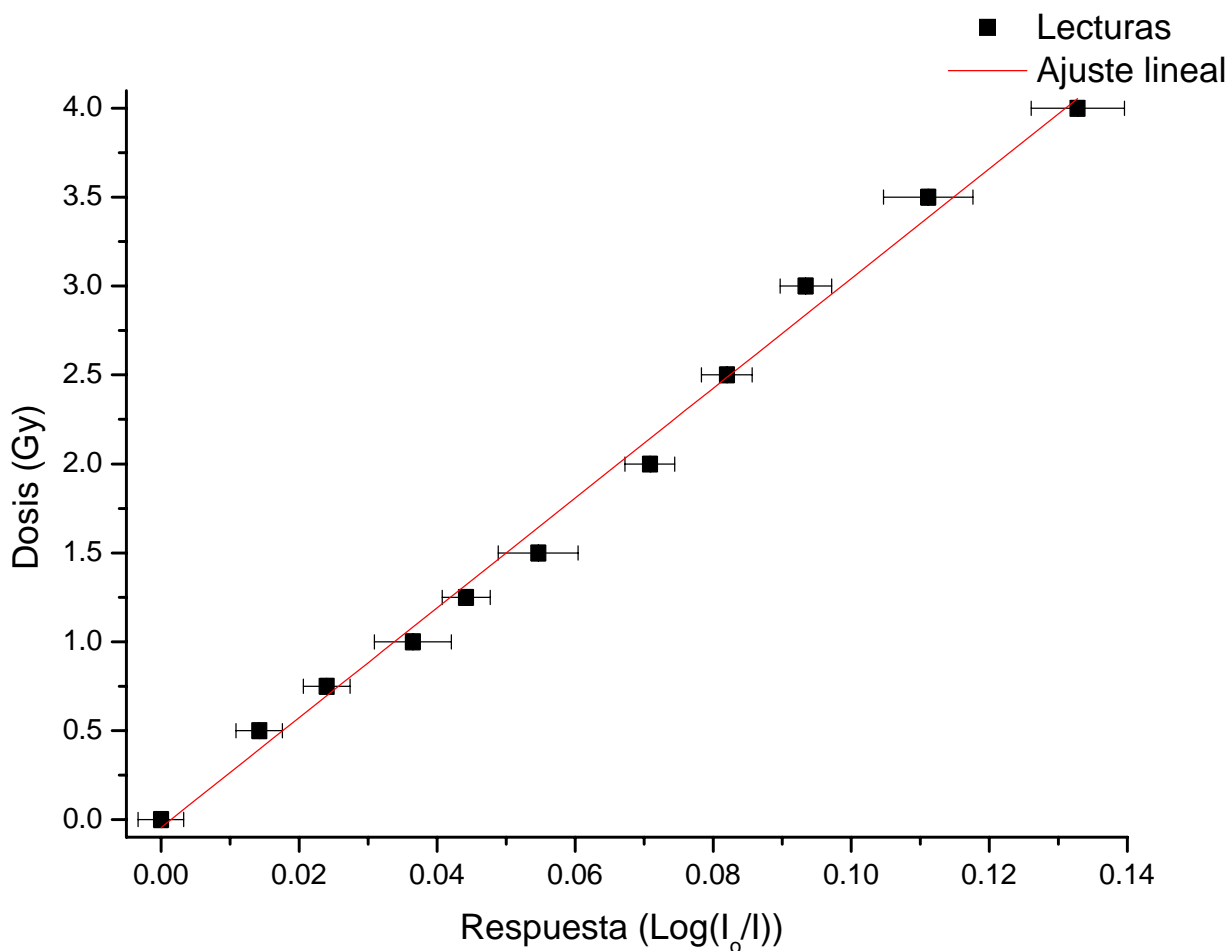
En el caso de las películas de tinte radiocrómico (PTR), tenemos que se obtuvo una curva de calibración para cada uno de los colores en que fue descompuesta la imagen escaneada de la película irradiada.



Gráfica 4.5. Curva de calibración de las PTR.

Como podemos ver el color rojo es el que ofrece una mayor respuesta que los otros dos, es por esta razón que de ahora en adelante el color con que se obtendrán las dosis de las películas irradiadas tanto en las pacientes como en el maniquí será el rojo. En la gráfica 4.6. se muestra la curva de dosis con función de la respuesta para la tonalidad roja, junto con su ajuste lineal. La incertidumbre en la respuesta corresponde a la desviación estándar del promedio obtenido en la matriz de valores que se obtienen al analizar y digitalizar cada una de las películas, mientras que la incertidumbre en la dosis corresponde a la dosis recibida

durante 1 segundo al estar expuesta al irradiador (y se escogió 1 segundo porque es el error sistemático que se puede tener como máximo al estar midiendo el tiempo de irradiación con un cronómetro).



Gráfica 4.6. Curva de dosis con función de la respuesta en la PTR obtenida para el color rojo.

Del ajuste lineal se obtiene que $D=(-0.045\pm 0.025)+(30.9\pm 0.3)Respuesta$, con una correlación de $R=0.99774$.

4.3. Dosimetría “in vivo”

Valores de la dosis medidas con TLD y calculadas con sistema de planeación en las pacientes.

Usualmente, los tratamientos de radioterapia que se les imparten a las pacientes que tuvieron un cáncer de mama y a las que se les practicó una mastectomía radical modificada, prescriben una dosis total de 50 Gy al volumen blanco fraccionados en 25 sesiones de 200 cGy cada una; el tratamiento se imparte de lunes a viernes durante 5 semanas.

Dado que las pacientes ya no tienen tejido mamario, es más que suficiente realizar los tratamientos con un equipo de ^{60}Co o con un acelerador lineal (CLINAC) operado en el modo de fotones a 6 MV, a causa de que sólo se tiene la pared torácica y con haces de estas energías se puede lograr una irradiación superficial homogénea. Los distintos accesorios como cuñas, protectores, etc. así como los tamaños de campo, distancias por usar, etc. dependerán de la complejidad de cada una de las pacientes, de tal suerte que cada una de ellas tendrá ciertas variantes que no coincidirán con el resto de las pacientes.

En la tabla 4.3. se presentan los valores de dosis en piel, medidos en el caso de las 14 pacientes incluidas en el estudio de dosimetría “in vivo”:

Paciente	Dosis (cGy)				Región de la unión de los haces tangenciales con el axilosupraclavicular
	Haz tangencial interno de entrada	Haz tangencial interno de salida	Haz tangencial externo de entrada	Haz tangencial externo de salida	
1	89±9	70±8	96±11	67±11	103±37
2	88±13	66±7	103 ±5	70±6	132±34
3	78±13	55±8	83±5	50±10	119±9
4	79±7	70 ±6	92±7	68±4	107±23
5	89±5	76±3	83±4	71±9	93±21
6*	119±7	81±7	112±5	92±10	165±31
7	84±3	75±2	90±4	69±7	71±17
8	89±5	76±8	85±4	70±4	102±27
9	85±3	68±3	102±3	77±6	136±18
10	105±7	80±7	105±5	85±7	112±17
11	97±10	70±10	105±10	74±8	109±35
12	95±14	76±9	89±12	68±9	143±32
13	81±11	64±5	97±12	73±4	70±18
14	81±9	71±5	77±8	68±5	89±36

Tabla 4.3 Dosis medidas para cada una de las pacientes.

*Esta paciente es un caso especial, ya que a ella se le prescribió una dosis total de 42.4Gy, fraccionada en 16 sesiones de 265 cGy cada una; es por esa razón que los valores de dosis, por fracción del tratamiento, son más altos que en el resto de las pacientes.

Las incertidumbres asociadas resultan de la propagación de errores correspondiente, ya que tenemos involucradas tanto multiplicaciones como sumas al momento de usar la curva de calibración de los dosímetros.

Si, por otro lado, se suman las dosis de entrada de cada uno de los campos tangenciales con la salida del otro campo tangencial, obtendríamos una dosis bastante representativa de lo que la paciente está recibiendo en toda una zona donde la irradiación es más o menos homogénea. Las dosis sumadas de los campos tangenciales en cada una de las 14 pacientes se presentan en la tabla 4.4.

Paciente	Dosis (cGy)	
	Tangencial Interno de Entrada más Tangencial Externo de Salida.	Tangencial Externo de Entrada más Tangencial Interno de Salida.
1	145±17	154±15
2	147±14	158±9
3	117±13	127±10
4	135±9	151±11
5	148±8	148±6
6*	200±14	182±6
7	141±7	153±4
8	147±5	149±9
9	150±8	159±5
10	179±11	174±9
11	160±15	163±11
12	152±10	154±10
13	143±14	149±14
14	137±12	137±12

Tabla 4.4. Valores de dosis obtenidos al sumar la entrada de uno de los campos tangenciales con la salida del otro campo tangencial.

*Esta paciente es un caso especial, ya que a ella se le prescribió una dosis total de 42.4Gy, fraccionada en 16 sesiones de 265 cGy cada una; es por esa razón que los valores de dosis, por fracción del tratamiento, son más altos que en el resto de las pacientes.

Las incertidumbres asociadas resultan de la propagación de errores correspondiente, ya que tenemos involucradas tanto multiplicaciones como sumas al momento de usar la curva de calibración de los dosímetros.

Los máximos en la unión de los campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular se muestran en la tabla 4.5.

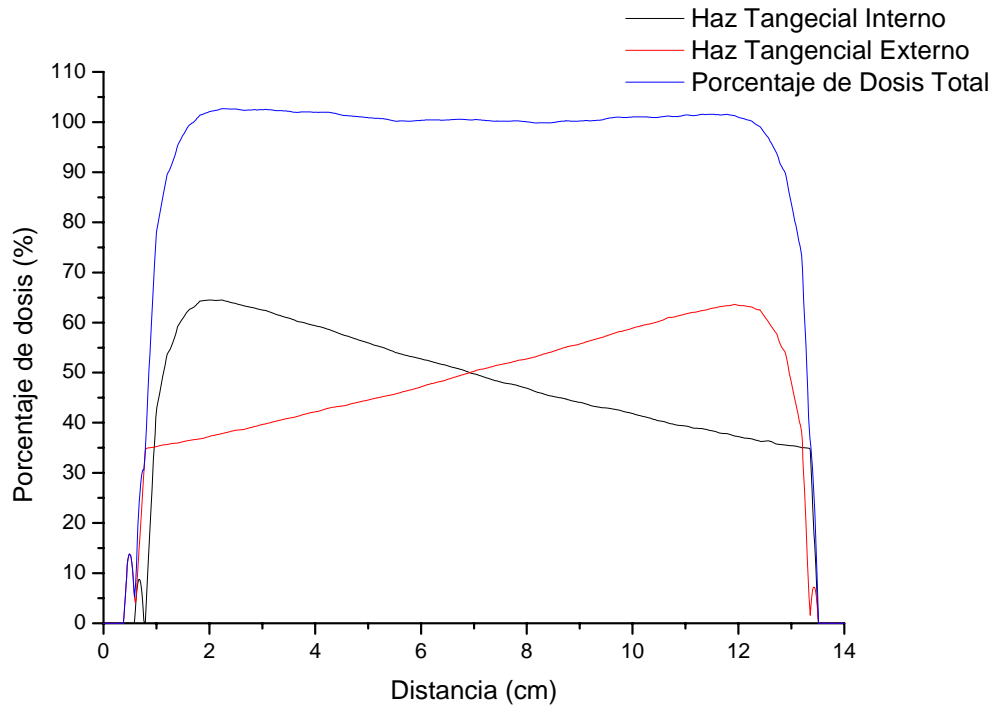
Paciente	Lectura máxima medida (cGy)	Porcentaje normalizado a lo prescrito al volumen blanco (%)
1	183±9	92
2	188±9	94
3	134±7	67
4	134±7	67
5	131±7	66
6*	205±10	77
7	114±6	57
8	155±8	78
9	165±8	83
10	134±7	67
11	154±8	77
12	189±9	94
13	97±5	48
14	163±8	82

Tabla 4.5. Valores de dosis máximas obtenidos en la zona de unión de los tres campos.

*Esta paciente es un caso especial, ya que a ella se le prescribió una dosis total de 42.4Gy, fraccionada en 16 sesiones de 265 cGy cada una; es por esa razón que los valores de dosis, por fracción del tratamiento, son más altos que en el resto de las pacientes.

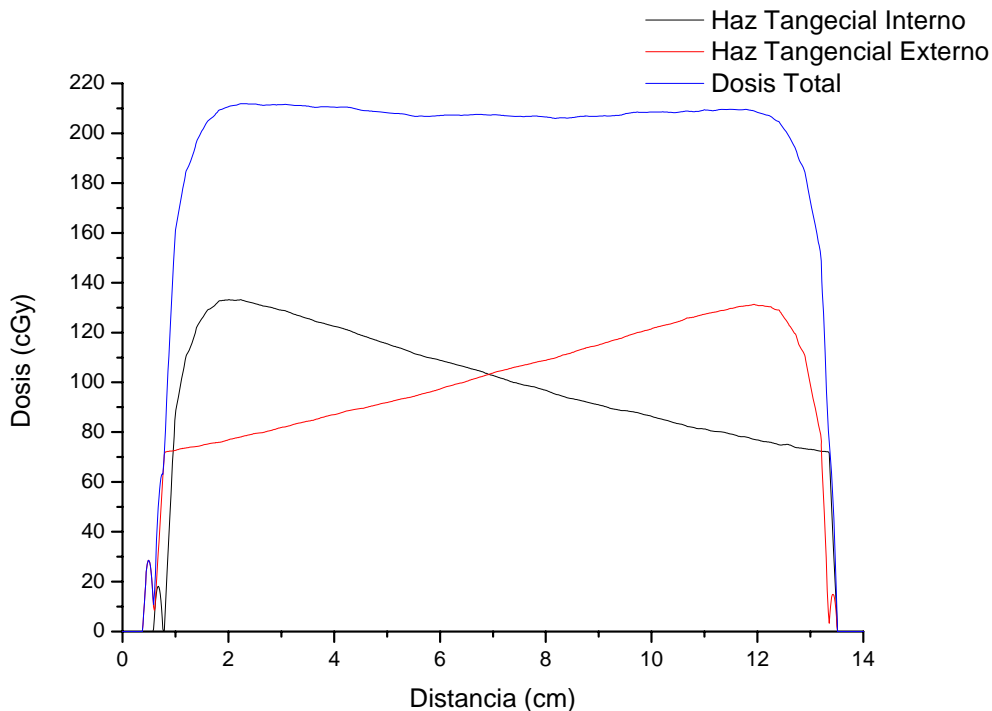
En este caso, las incertidumbres asociadas resultan ser el 5% del valor medido, ya que este es el error atribuido al lote de dosímetros.

Por otro lado, con ayuda del sistema de planeación Eclipse, podemos obtener los perfiles de dosis de cada una de las pacientes a lo largo de una línea que nosotros fijamos y que hacemos que pase por los puntos de entrada tanto del campo tangencial interno como del tangencial externo. Los perfiles tienen la forma mostrada en la gráfica 4.7. en todas las pacientes:



Gráfica 4.7. Perfil de dosis porcentual calculado por el sistema de planeación para una paciente sometida a una fracción de tratamiento de radioterapia externa consistente en 2 campos tangenciales.

Convirtiendo el perfil anterior a un perfil de dosis, tenemos la gráfica 4.8.



Gráfica 4.8. Perfil de dosis en cGy calculado por el sistema de planeación para una paciente sometida a una fracción de tratamiento de radioterapia externa consistente en 2 campos tangenciales.

Con estos perfiles podemos ver la información que logramos obtener con ayuda del sistema de planeación, pero como se puede ver en los perfiles de dosis, los valores en los extremos varían mucho y además se tiene un gradiente muy alto de dosis en la superficie de la piel de la paciente. Por todo esto, no es posible confiar y tomar un cierto valor de dosis en la superficie de la piel dado por el sistema de planeación.

Nota: En el Apéndice A se encuentran todos los perfiles de dosis calculados para cada una de las pacientes incluidas en este estudio.

Dosis medidas con las PTR y calculadas con el sistema de planeación en las pacientes.

Independientemente de las medidas obtenidas con los TLD, se tienen las medidas de dosis realizadas con las películas de tinte radiocrómico (PTR). En la figura 4.1 se muestran las dos distribuciones de dosis obtenidas con las películas que representan los dos casos extremos de irradiación, tanto aquella película que fue irradiada poco durante un

tratamiento como aquella que recibió una dosis un poco mayor que la tolerada, en una zona muy pequeña, lo cual es un indicativo de la calidad del tratamiento.

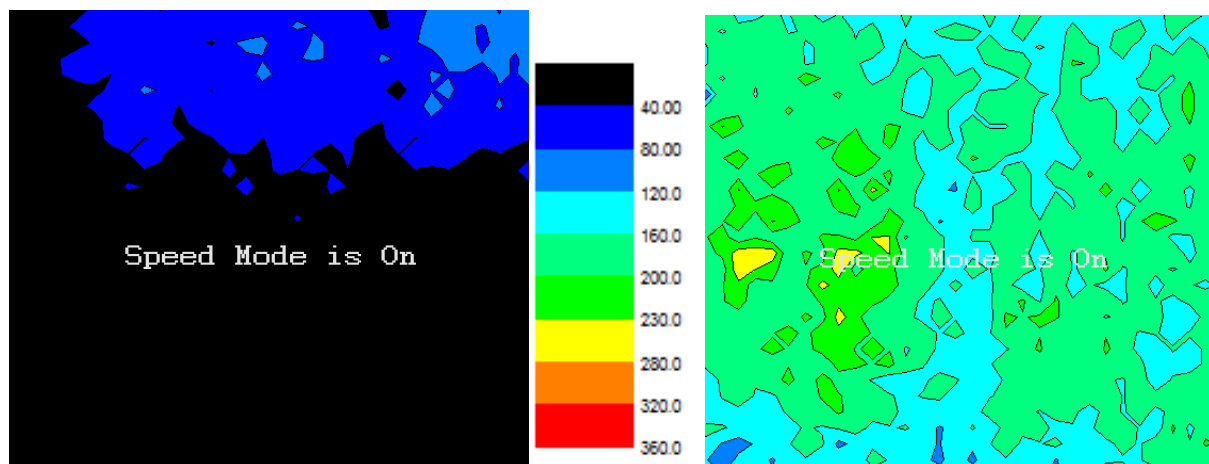


Figura 4.1. Distribución de dosis de las PTR obtenidas para la menor dosis (izquierda), y la mayor dosis (derecha).

La dosis está dada en cGy y como podemos observar en la película de la derecha se tienen unas pequeñas zonas amarillas que representan una dosis por encima de los 230 cGy lo cual muestra una sobredosis en un área muy localizada y pequeña. La zona de la película seleccionada para el análisis contempla la máxima área posible, sólo dejando fuera del análisis toda la orilla, es decir, unos cuantos milímetros (aproximadamente 2 mm) que comprenden la periferia de la misma (esto se realiza para todas las películas utilizadas tanto con las pacientes como en el maniquí).

En estos casos el análisis es visual ya que existe una distribución de dosis particular en cada una de las películas, sin embargo, como valor indicativo podremos tomar el promedio de dosis en las películas el cual resulta ser de 102 ± 9 cGy que es un poco más del 50% de la dosis prescrita al volumen blanco; en la tabla 4.6 se muestran los valores de dosis promedio para cada una de las películas expuestas.

Película	Valor promedio de la dosis (cGy)	Película	Valor promedio de la dosis (cGy)
1	43±26	15	127±37
2	39±24	16	102±40
3	160±33	17	135±24
4	64±20	18	100±25
5	163±26	19	165±30
6	172±25	20	164±34
7	72±24	21	129±24
8	59±27	22	73±48
9	111±19	23	114±23
10	112±22	24	128±51
11	158±44	25	61±38
12	198±26	26	12±38
13	119±31	27	65±30
14	93±25	28	61±43

Tabla 4.6. Valores promedio de la dosis en cada una de las PTR.

Aquí las incertidumbres asociadas corresponden a la desviación estándar obtenida al promediar los datos de la matriz resultante al hacer la digitalización y el análisis de cada una de las películas.

Como podemos observar, las incertidumbres en estos valores promedio son muy altas y esto se debe a que en una misma película se tienen dosis muy diversas ya que la película cubre una zona grande de la piel y por lo tanto podrían existir zonas de la película que están siendo irradiadas por los tres campos, por algunos de ellos o inclusive existir pequeñas zonas de la película que no se está irradiando directamente por ninguno de los tres campos.

Nota: En el Apéndice B se encuentran las distribuciones de dosis de todas las películas de tinte radiocrómico usadas en este estudio para evaluar las dosis en la zona de la unión del campo axilosupraclavicular con los campos tangenciales en las pacientes; recordemos

que se usaron 2 PTR para cada una de las pacientes, con lo cual tenemos un total de 28 piezas de PTR.

4.4. Pruebas hechas con el maniquí.

Como se había comentado, en el maniquí se realizaron tres pruebas. La prueba de los TLD arrojó los resultados presentados en la tabla 4.7:

Posición	Dosis medida con TLD (cGy)	Dosis calculada con el sistema de planeación (cGy)
Placa A Acrílico-Superior	191±10	221
Placa A Acrílico-Central	209±10	226
Placa A Acrílico-Inferior	199±10	227
Placa A Styrofoam-Superior	39±2	--
Placa A Styrofoam-Central	115±6	--
Placa A Styrofoam-Inferior	34±2	--
Placa B Acrílico-Superior	205±10	212
Placa B Acrílico-Central	191±10	213
Placa B Acrílico-Inferior	200±10	216
Placa B Styrofoam-Superior	45±2	--
Placa B Styrofoam-Central	107±5	--
Placa B Styrofoam-Inferior	37±2	--
Placa C Acrílico-Superior	190±10	212
Placa C Acrílico-Central	200±10	213
Placa C Acrílico-Inferior	200±10	216
Placa C Styrofoam-Superior	46±2	--

Placa C Styrofoam-Central	96±5	--
Placa C Styrofoam-Inferior	39±2	--
Placa D Acrílico-Superior	192±10	212
Placa D Acrílico-Central	201±10	213
Placa D Acrílico-Inferior	195±10	216
Placa D Styrofoam-Superior	43±2	--
Placa D Styrofoam-Central	83±4	--
Placa D Styrofoam-Inferior	37±2	--
Placa E Acrílico-Superior	208±10	213
Placa E Acrílico-Central	210±10	213
Placa E Acrílico-Inferior	205±10	216
Placa E Styrofoam-Superior	37±2	--
Placa E Styrofoam-Central	81±4	--
Placa E Styrofoam-Inferior	32±2	--

Tabla 4.7. Dosis medida con TLD y calculada con sistema de planeación para el maniquí.

En este caso, las incertidumbres asociadas resultan ser el 5% del valor medido, ya que este es el error atribuido al lote de dosímetros.

Como ya se había mencionado, los cálculos de dosis que arroja el sistema de planeación no son confiables en las inhomogeneidades, por lo tanto los valores de dosis que tenemos en el styrofoam no son confiables ni comparables con los valores de dosis medidos con los TLD o con las PTR. Sin embargo sí podemos comparar los valores de dosis que se tienen en el acrílico tanto con los TLD como con el sistema de planeación. Tenemos los resultados mostrados en la tabla 4.8:

Método usado	Dosis promedio (cGy)
Dosímetro termoluminiscente	200±7
Sistema de planeación	216±5

Tabla 4.8. Promedio de dosis en el volumen de interés.

La incertidumbre asociada es la desviación estándar obtenida al promediar las dosis medidas en el acrílico.

Con base en estos promedios vemos que existe una discrepancia, entre lo calculado por el sistema de planeación y lo medido con los TLD, de 16 cGy que representa el 8% con respecto al valor obtenido con dosímetros TL.

Por otro lado, se pueden promediar las dosis obtenidas en la parte superior, la parte central y la parte inferior del maniquí, ya que en este sub-conjunto de datos, se muestra una cierta concordancia entre los valores de dosis obtenidos; es decir, todos los valores de dosis obtenidos en la parte superior del maniquí en las 5 placas son del mismo orden de magnitud, lo mismo pasa con los valores obtenidos al centro y al costado inferior del maniquí, la tabla 4.9 muestra estos promedios:

Posición	Dosis medida con TLD (cGy)	Dosis calculada con el sistema de planeación (cGy)
Acrílico-Superior	197±8	214±4
Acrílico-Central	202±8	215±6
Acrílico-Inferior	200±3	218±5
Styrofoam-Superior	42±4	--
Styrofoam-Central	96±15	--
Styrofoam-Inferior	36±3	--

Tabla 4.9. Valores de dosis promediados por zonas superior, central e inferior en el maniquí.

En este caso, las incertidumbres asociadas son las obtenidas al calcular la desviación estándar correspondiente a los datos promediados.

Las imágenes de las películas usadas en la segunda prueba dosimétrica se muestran en la figura 4.2. En la figura 4.3 se muestran las correspondientes distribuciones de dosis de cada una de las películas escaneadas.

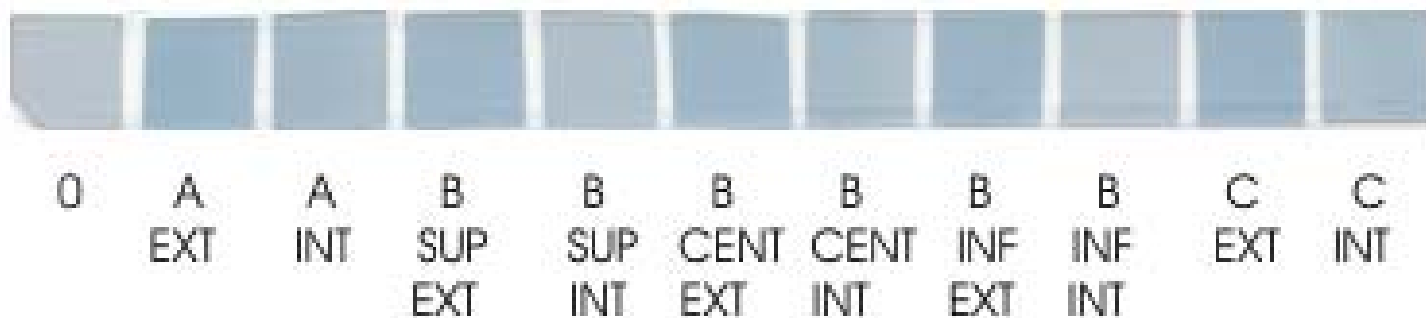


Figura 4.2. PTR usadas en la segunda prueba dosimétrica con el maniquí.

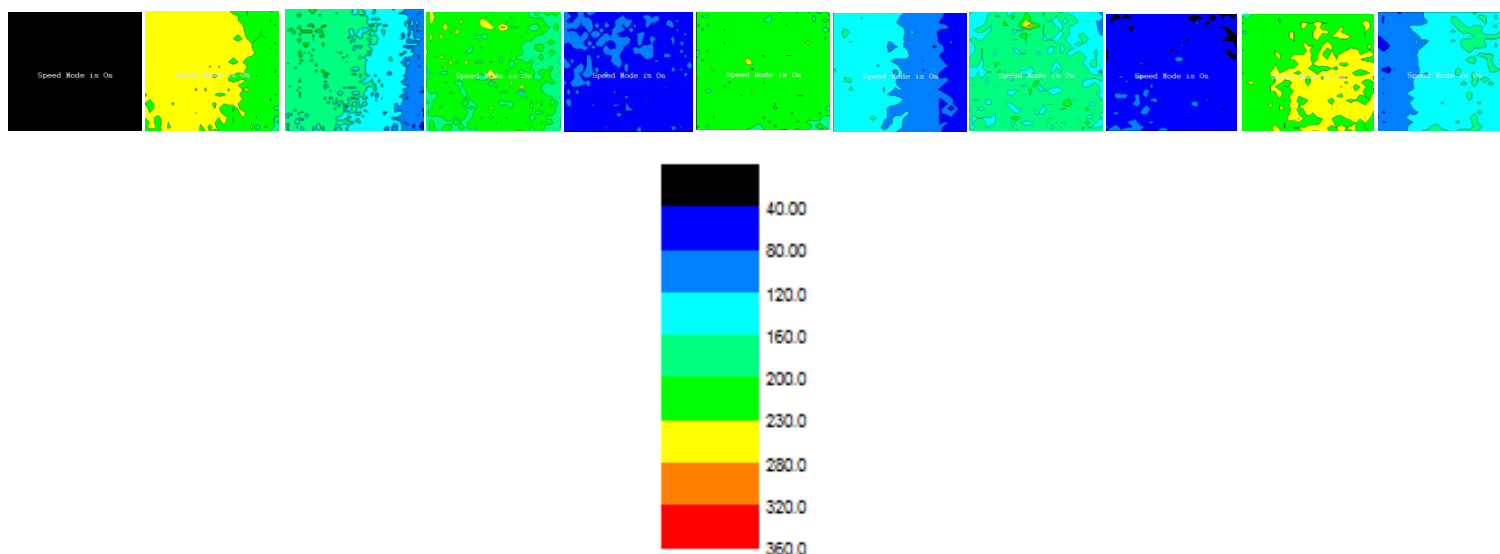


Figura 4.3. PTR previamente escaneadas y analizadas con Origin 8.0; la escala de colores está en cGy.

Por supuesto que se hace un análisis detallado de cada una de las películas para encontrar los valores de dosis promedio en cada una de las piezas que componen el conjunto de PTR usadas. Con ello podemos encontrar relaciones entre las dosis calculadas por el sistema de planeación y las medidas con las películas, así como hacer una comparación de dosis en las diferentes zonas del maniquí.

La segunda prueba dosimétrica hecha en el maniquí con PTR dio los resultados de la tabla 4.10.

Posición	Dosis medida con PTR (cGy)	Dosis calculada con el sistema de planeación (cGy)
Placa A central-exterior	244±21	226
Placa A central-interior	156±29	--
Placa B superior-exterior	206±14	212
Placa B superior-interior	73±11	--
Placa B central-exterior	215±11	213
Placa B central-interior	113±30	--
Placa B inferior-exterior	221±13	216
Placa B inferior-interior	60±14	--
Placa C central-exterior	234±16	213
Placa C central-interior	134±25	--

Tabla 4.10. Dosis medidas con PTR y calculadas con el sistema de planeación para el maniquí.

Aquí las incertidumbres asociadas corresponden a la desviación estándar obtenida al promediar los datos de la matriz resultante al hacer la digitalización y el análisis de cada una de las películas.

Análogamente, en esta segunda prueba dosimétrica hecha con el maniquí, podemos medir nuevamente las dosis promedio pero ahora sólo en el centro del maniquí puesto que en las placas en los bordes únicamente tenían PTR en la parte central, las dosis en este caso se presentan en la tabla 4.11.

Posición	Dosis promedio medida con PTR (cGy)	Dosis calculada con el sistema de planeación (cGy)
Acrílico-Central	231±15	217±8
Styrofoam-Central	134±21	--

Tabla 4.11. Valores de dosis promediados para la zona central del maniquí.

La incertidumbre asociada es la desviación estándar obtenida al promediar las dosis medidas en el acrílico y en el styrofoam.

Nuevamente se realiza una comparación con los datos obtenidos en el acrílico con ambos métodos usados, las dosis se muestran en la tabla 4.12.

Método usado	Dosis promedio (cGy)
Película de tinte radiocrómico	224±15
Sistema de planeación	216±10

Tabla 4.12. Promedio de dosis en el volumen de interés.

La incertidumbre asociada es la desviación estándar obtenida al promediar las dosis medidas en el acrílico.

Como podemos darnos cuenta, en esta ocasión la discrepancia entre el sistema de planeación y lo medido con las PTR en el volumen de interés resulta ser de -8 cGy que representa el -3.6% de discrepancia y está dentro de los límites de la incertidumbre de las medidas.

Posteriormente se realizó la tercera prueba dosimétrica tal como se describe en la sección 3.5. Las imágenes correspondientes a las piezas de PTR usadas en esta prueba es la que aparece se presentan en la figura 4.4.



Figura 4.4. PTR expuestas en la tercera prueba dosimétrica con el maniquí.

Como podemos observar, a simple vista se ve una pequeña diferencia de tonalidades que van desde lo más oscuro en las zonas superiores de la imagen hasta zonas más claras en la parte inferior de cada película; claro que estas diferencias son mucho más notorias cuando se hace el análisis correspondiente con Origin. Dicho análisis se muestra en la figura 4.5.

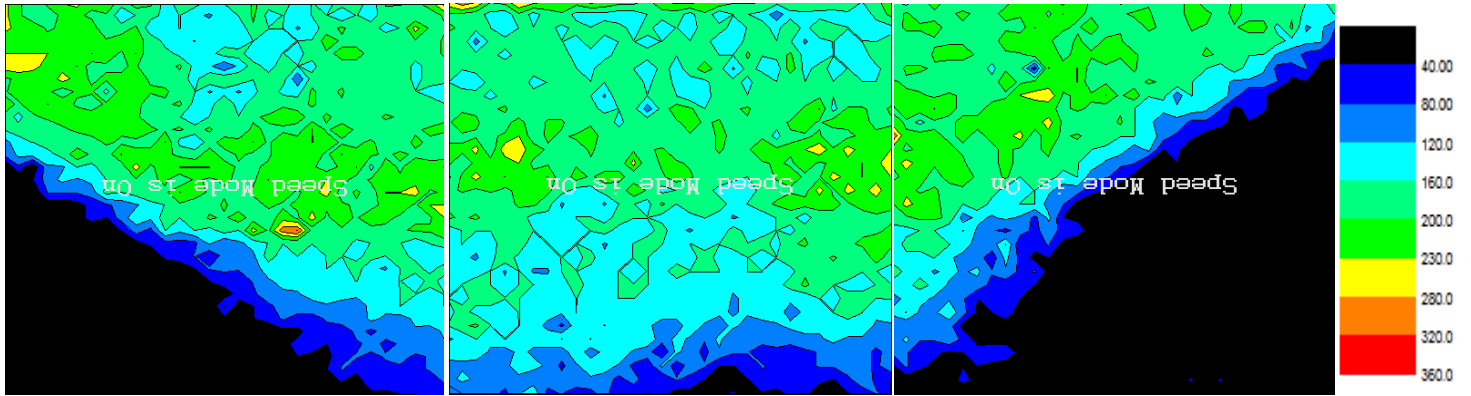


Figura 4.5. Distribución de dosis de las PTR previamente escaneadas y analizadas con Origin 8.0. La escala de colores está en cGy.

Las imágenes analizadas con Origin muestran mucho más detalle de cómo es el comportamiento de la distribución de dosis. Es claro que la parte de la película que se encontraba en la zona del styrofoam reporta menores valores de dosis y que la parte de la película que se encontraba en la zona del acrílico recibió una dosis más alta. De hecho, en la imagen, puede observarse la frontera entre el acrílico y el styrofoam.

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES

5.1. Dosimetría “in vivo” realizada con TLD.

Recordemos que el objetivo principal de este trabajo de investigación fue medir la dosis en la piel a la entrada y salida de los campos tangenciales y la distribución de dosis en la unión de los campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular, que es la zona de la mayor riesgo para una sub o sobre-irradiación.

Como podemos ver en la tabla 4.3, el valor promedio de la dosis depositada en piel sobre la zona donde inciden directamente los haces de radiación en las pacientes, es de 80 ± 14 cGy. También podemos observar en la tabla, que los valores de dosis medidos en la entrada de los campos tangenciales a la piel muestran una incertidumbre alrededor de 10 cGy lo cual representa alrededor de un 12% de dosis con respecto a las medidas. Por otro lado, en la zona de traslape de los campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular se tiene un promedio de 106 ± 22 cGy, las incertidumbres asociadas a las medidas van desde los 9 cGy hasta de 37 cGy, lo cual representa desde un 8% hasta un 35% en la dosis total medida.

Por otro lado, como podemos ver en la tabla 4.3., las dosis medidas con TLD en la unión de los campos tangenciales con el axilosupraclavicular son las que discrepan más entre las diferentes pacientes y, a su vez, las que tienen incertidumbres más grandes. Esto es de esperarse, ya que durante los tratamientos resulta complicado reproducir la colocación de la paciente con los medios de fijación que se usan en el INCan. Más aún, el dosímetro resulta ser tan pequeño que en muchas ocasiones, en lugar de estar en medio de los tres campos, se encontraba fuera de alguno de éstos por algún pequeño movimiento de la paciente (respiración). Lo anterior muestra que los dosímetros TL fueron un buen instrumento de medición cuando se trató de monitorear la dosis impartida en la piel de las pacientes con los campos tangenciales, puesto que en dichas zonas se espera que la dosis sea homogénea y reproducible. Por otro lado, esos mismos dosímetros TL colocados en la unión del campo

axilosupraclavicular con los campos tangenciales no son los más apropiados ya que el dosímetro es muy pequeño y cualquier leve desplazamiento o movimiento de la paciente puede sacar al dosímetro de la zona de irradiación; inclusive la propia respiración de la paciente durante el tratamiento podría estar desplazando al dosímetro de la zona de irradiación.

En la tabla 4.4 se tienen los valores de dosis en la piel al sumar las contribuciones de la entrada de uno de los campos tangenciales con la salida del opuesto. Como podemos ver son valores menores que 200 cGy que es la dosis prescrita al volumen blanco. De hecho, los valores de dosis en esta zona son alrededor de un 70% de la dosis prescrita al volumen blanco.

Por otro lado, la tabla 4.5 muestra los valores máximos de dosis medidas en una sola sesión para cada una de las pacientes. Como podemos ver, la dosis medida, en ninguno de los casos, es superior a la dosis prescrita ya que, para el valor más alto la dosis medida es el 94% de la prescrita al volumen blanco. Esto reitera que todas las dosis medidas con los TLD están por debajo de la dosis prescrita al volumen blanco a pesar de que la zona monitoreada es una zona con un cierto riesgo de que la dosis puede ser elevada localmente.

El valor de dosis que calcula el sistema de planeación no es confiable en interfaces ni en inhomogeneidades, por lo que tampoco es confiable el valor de dosis calculado en la piel de la paciente. En las gráficas 4.7 y 4.8 se muestra un perfil de dosis calculado por el sistema de planeación; el perfil inicia un poco antes de tocar la superficie de la piel de la paciente, continua hacia el interior de la misma y sale por el otro extremo, siendo los puntos de entrada y de salida los ejes de los haces tangenciales.

Como podemos observar, existen las contribuciones de cada uno de los campos tangenciales, así como la suma de las contribuciones de ambos campos de irradiación. Tanto a la entrada como a la salida del perfil de dosis se tiene un gradiente de dosis muy alto y por lo tanto no podemos asociar una dosis en la superficie de la piel ni a la entrada ni salida de los campos debido a las limitaciones del sistema de planeación antes mencionadas.

En cuanto a las medidas en los campos tangenciales, vemos que las dosis obtenidas son mucho más parecidas entre una paciente y otra, además de que tienen una incertidumbre considerablemente menor que las medidas tomadas en la unión de los campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular, lo cual indica que el tratamiento para una misma paciente fue reproducible en buena medida de una sesión a otra. En los campos tangenciales se obtuvieron medidas promedio mucho más reproducibles porque estamos midiendo dentro de una zona en la que se espera que exista una cierta homogeneidad en el haz de radiación y por lo tanto en la dosis depositada.

5.2. Dosimetría “in vivo” realizada con PTR.

La dosimetría con las PTR fue totalmente independiente de la dosimetría llevada a cabo con los TLD, con éstas fue posible monitorear y evaluar la distribución de dosis en una zona mucho más amplia, lo cual nos permitió discernir si existían o no puntos o zonas con sobreirradiación. Las PTR únicamente se colocaron en las zonas de traslape de los dos campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular; evidentemente esto se hizo puesto que es la zona con mayor posibilidad de mostrar zonas de sobreirradiación.

Como podemos ver en la figura 4.1 y en el apéndice B, cada película muestra una distribución un tanto diferente de dosis, y tan sólo algunas de ellas muestran una dosis mayor que 200 cGy pero menor que 230 cGy que es una tolerancia adicional que se tiene para estas pequeñas zonas. Tomando en cuenta esta tolerancia, podemos ver que sólo una de las películas muestra unas pequeñas zonas que exceden los 230 cGy (dicha película se muestra en la parte derecha de la figura 4.1); sin embargo, dichas zonas son muy pocas y muy pequeñas (del orden de unos cuantos milímetros cuadrados), lo cual podría tratarse solamente de una mancha pequeña en la película y no tanto de una zona de sobreirradiación.

Por otro lado, haciendo un análisis que toma en cuenta todo el conjunto de películas, tenemos que la dosis promedio medida con las películas es de 102 ± 9 cGy, que resulta ser un poco más del 50% de la dosis prescrita al volumen blanco. Por lo cual, visto en términos globales, la dosis recibida por la piel de la paciente no son críticas ya que no supera los 230 cGy (que incluye el 15% adicional de la dosis prescrita al volumen blanco, para evitar complicaciones debidas al tratamiento como podría ser la necrosis) en casi ninguna zona, sin embargo, lo interesante que nos ofrecen las PTR es la posibilidad de ver con detalle como se está impartiendo la dosis en toda la zona monitoreada y, por consiguiente, tener la posibilidad de ver si existen o no zonas que tengan dosis altas.

5.3 Pruebas dosimétricas realizadas en el maniquí.

Se realizaron tres pruebas dosimétricas con el maniquí, la primera consistió en introducir algunos dosímetros TL en distintos puntos del maniquí tal y como se explica cuidadosamente en la sección 3.5. En la tabla 4.7 se muestran los valores de dosis medidos con los TLD y los correspondientes valores de dosis calculados con el sistema de planeación en los mismos puntos; como podemos observar, existe una cierta correlación entre lo medido y lo calculado con el sistema de planeación, es evidente que los valores de

dosis calculados por el sistema de planeación siempre resultaron un poco mayores que los valores de dosis medidos con los TLD.

Recordemos que los valores de dosis calculados por el sistema de planeación en las inhomogeneidades, tal como lo es el styrofoam, no son confiables debido a que el sistema de planeación no realiza buenos cálculos en las zonas de inhomogeneidades y en la frontera entre un medio y otro; por esta razón no se reportan en la tabla 4.7. Sin embargo, las dosis obtenidas con los TLD sí se reportan.

La tabla 4.8 muestra los valores de dosis promedio obtenidos tanto con los TLD como con el sistema de planeación y, como podemos observar, la diferencia entre lo medido y lo calculado resulta ser de 16 cGy que representa un 8%, con respecto a la dosis medida al volumen blanco. Recordemos que existe tolerancia aceptada, entre lo prescrito y lo suministrado, de un menos 5% y un más 7% [IC93]. Este resultado puede deberse a múltiples factores como podría ser las incertidumbres de los dosímetros, las inhomogeneidades en el styrofoam, etc.

La tabla 4.9 muestra un promedio de dosis tomado por áreas. De esta forma tenemos el área superior, el área central y el área inferior del maniquí. En este caso nos podemos dar cuenta de que las mayores discrepancias entre lo medido y lo calculado las tenemos a los extremos del maniquí, mientras que en el centro la discrepancia es de tan sólo 6.5%.

Es interesante ver qué pasa en la zona del styrofoam. Esta parte representa el pulmón en la paciente. En la tabla 4.9 podemos ver que la dosis también depende de la posición en que se encuentra el dosímetro, tanto en el acrílico como en el styrofoam, siendo la parte central del maniquí la más irradiada y los extremos menos irradiados, ya que en la parte central se tiene una dosis de aproximadamente un 50% de la dosis prescrita al volumen blanco, mientras que en los extremos se tiene una dosis menor que 25% de la dosis prescrita al volumen blanco. Una de las razones principales por la cual se está dando este comportamiento es porque en la parte central está incidiendo directamente el haz de radiación, mientras que en los extremos es muy poco probable que incida directamente, por lo cual estamos midiendo esencialmente radiación dispersa del resto del maniquí.

Lo más importante es que todo esto está pasando de forma muy parecida en las pacientes, por lo cual, podemos decir que el pulmón de la paciente está recibiendo una dosis de hasta un 50% de la dosis prescrita al volumen blanco a un centímetro de distancia entre la interfaz pulmón-pared costal. Por supuesto, el daño a pulmón es minimizado ya que sólo se está irradiando un volumen muy pequeño del mismo, además debemos tomar en cuenta que en cualquier tratamiento no se debe irradiar más de 2 cm de profundidad del pulmón.

Por otro lado, se tiene una prueba dosimétrica similar pero ahora con PTR. En las figuras 4.2 y 4.3 se muestran los resultados obtenidos con dichas películas; lo primero que

podemos concluir es que las PTR que se colocaron en el styrofoam recibieron una dosis total considerablemente menor que las colocadas en el acrílico.

Haciendo un análisis más cuidadoso, en la tabla 4.11 se muestra la dosis promedio obtenida en cada una de las películas así como la correspondiente dosis calculada por el propio sistema de planeación.

La dosis promedio obtenida tanto con las PTR como con el sistema de planeación, se muestra en la tabla 4.12. Observamos que la diferencia entre lo calculado y lo medido es de tan sólo -8 cGy, que corresponde a un -3.6% de diferencia entre lo calculado con el sistema de planeación y lo medido con las películas de tinte radiocrómico. Por supuesto que esta discrepancia es menor que la detectada con los TLD y entra perfectamente dentro de los parámetros que el ICRU recomienda en su reporte número 50 [IC93] que, como sabemos, es de un menos 5% y un más 7%.

Nuevamente podemos ver que las películas colocadas en el styrofoam reciben una menor dosis que corresponde aproximadamente a un 50% o 60% de la dosis al volumen blanco.

La última prueba dosimétrica realizada en el maniquí consistió en colocar piezas de película de tinte radiocrómico que cubrían tanto la zona de acrílico como la zona de styrofoam; como podemos ver en las figuras 4.4 y 4.5 tenemos toda una gama de dosis que van desde las zonas más irradiadas que corresponden al acrílico, hasta la zonas menos irradiadas que corresponden al styrofoam; en la figura 4.5 se observa perfectamente el gradiente de dosis que va desde el negro que representa dosis menores que 40 cGy y va aumentando gradualmente al pasar por las tonalidades azules, verdes y uno que otro punto amarillo o rojo que representan las dosis más altas registradas.

Por último, se puede ver en las tablas 4.8 y 4.12, que entre los dos tipos de dosímetros usados (TLD y PTR) existe una discrepancia en lo medido de 24 cGy, lo cual, normalizado a los 200 cGy, resulta ser un 12% de diferencia. Además se observa que las incertidumbre no se traslapan por una muy pequeña diferencia.

5.4 Conclusiones generales.

Con base en las medidas obtenidas, podemos concluir que las dosis máximas recibidas en la piel de las pacientes durante sus tratamientos de radioterapia para cáncer de mama, no superan el 70 % del valor de dosis al volumen de prescripción lo cual es considerado clínicamente aceptable.

Es bueno conocer las ventajas y desventajas de cada uno de los métodos dosimétricos y elegir el mejor de ellos para obtener los mejores resultados dependiendo de lo que se quiera medir y bajo qué circunstancias se va a medir; es más, podemos hacer una combinación de métodos con la finalidad de aprovechar los beneficios y ventajas que ofrece cada uno de ellos.

Con todo lo anterior se concluye que las PTR resultaron más apropiadas para monitorear las dosis impartidas en la unión de los campos tangenciales con el campo axilosupraclavicular, ya que las películas cubren toda la zona de traslape y no sólo una pequeña zona como lo hace el TLD. Por otro lado, los TLD funcionaron muy bien para monitorear las dosis impartidas por los campos tangenciales en donde la irradiación resulta ser relativamente homogénea.

Se recomienda que, en la medida de lo posible, las calibraciones de los dosímetros se realicen con la misma fuente de radiación que se va a usar en los experimentos, para evitar posible dependencias con la energía del haz de radiación, el rendimiento y otros factores.

En la sección 1.4 se muestran los resultados de las dosimetrías “in vivo” realizadas por varios grupos de investigación en el mundo; no obstante, resulta difícil comparar directamente los datos de este trabajo con los obtenidos por otros grupos de investigación, debido a que cada trabajo es distinto, además de que la dosimetría “in vivo” practicada resulta ser en varias partes del cuerpo y para distintos tratamientos. Sin embargo, es posible observar que los niveles de error y las incertidumbre en las medidas son parecidas y que las dosis medidas comparadas con las dosis calculadas o esperadas se encuentran relativamente cercanas entre sí.

BIBLIOGRAFÍA.

[AM06] American Cancer Society Inc., Datos y Estadísticas sobre el Cáncer en los Hispanos/Latinos 2006-2008, Atlanta, GA, USA, pp. 1-32, 2006.

[AR65] Ariel Irving M. MD F.A.C.S., Progress in Clinical Cancer, Volume I Grune & Stratton, USA, pp. 438-454, 1965.

[AT86] Attix F. H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, USA, pp. 395-437, 1986.

[BE08] Bernabé Campos Elizabeth, Nivel de conocimientos sobre los factores de riesgo para cáncer de mama en pacientes en un primer nivel de atención, Tesis, Facultad de Medicina, UNAM, pp. 2-5, 2008.

[BL04-I] Bland Kirby I. MD, Copeland III Edward M. MD, et al., The breast: Comprehensive Management of Benign and Malignant Disorders, Volume One, Third Edition, Saunders, USA, pp. 4-17, 2004.

[BL04-II] Bland Kirby I. MD, Copeland III Edward M. MD, et al., The breast: Comprehensive Management of Benign and Malignant Disorders, Volume Two, Third Edition, Saunders, USA, pp. 843-898, 2004.

[CH02] Cheung T., Butson M. J., Yu P. K. N., Multilayer Gafchromic film detectors for breast skin dose determination in vivo. Phys. in Med. and Biol., 47 pp. N31-N37, 2002

[CI03] Ciocca M, Orecchia R, Garibaldi C, Rondi E, Luini A, Gatti G, Intra M, Veronesi P, Lazzari R, Tosi G, Veronesi U. In vivo dosimetry using radiochromic films during intraoperative electron beam radiation therapy in early-stage breast cancer. Radiotherapy and Oncology, 69(3), pp. 285-289, Dec 2003.

[CI06] Ciocca M., Piazzì V., Lazzari R., et al. Real-time in vivo dosimetry using micro-MOSFET detectors during intraoperative electron beam radiation therapy in early-stage breast cancer. Radiotherapy and Oncology 78, pp. 213-216, 2006.

[CO98] Cozzi Luca, Fogliata-Cozzi Antonella. Quality assurance in radiation oncology. A study of feasibility and impact on action levels of an in vivo dosimetry program during breast cancer irradiation. Radiotherapy and oncology 47, pp. 29-36, 1998.

[DE08] DeVita Vincent Jr., Lawrence Theodore S., et al., Cancer: Principles & Practice of Oncology, Volume Two, Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins, pp. 1609-1643, 2008.

[DO99] Dos Santos Silva Isabel, Epidemiología del cáncer: Principios y métodos, Agencia Internacional de Investigación sobre el Cáncer / Organización Mundial de la Salud, Francia, pp. 416-418, 1999.

[GA96] Gamboa de Buen M. I. Medida de Respuesta Termoluminiscente (Eficiencia y Supralinealidad) de LiF:Mg,Ti. Expuesto a Radiación Altamente Ionizante. Tesis doctoral, Facultad de Ciencias, UNAM, 1996.

[GO98] González Barón M., Ordoñez A., Feliu J., etc., Oncología Clínica: Fundamentos y Patología General, 2ª Edición, McGraw-Hill, pp. 216-218, 1998.

[GR81] Greening J. R., Fundamentals of Radiation Dosimetry, Adam Hilger, Ltd. Bristol, pp. 118-135, 1981.

[HA02] Harri Vainio, IARC Handbooks of Cancer Prevention: Breast Cancer Screening, Vol. 7 International Agency for Research on Cancer, World Health Organization, IARC Press, Lyon, France, pp. 235-241, 2002.

[HA94] Hall Eric J., Radiobiology for the radiologist, 4th Edition Lippincott Williams & Wilkins, USA, pp. 2-11, 1994.

[HE64] Helsinki, Finlandia, Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. Adoptada por la Asamblea Médica Mundial, pp. 1-5, Junio 1964.

[HT01] <http://www.meb.uni-bonn.de/cancernet/spanish/200013.html>

[HT02] <http://www.mastologia.cl/Consenso1999/Mamas%2016.pdf>

[HT03] <http://www.nccn.org>

[IA00] IAEA TRS-398, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, International Atomic Energy Agency, Vienna, pp. 21-47, 2000.

[IA05] IAEA, Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students, International Atomic Energy Agency, Vienna, pp. 239-352, 2005.

[IC76] ICRU Report 24, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures, Washington, USA, pp. 1-25, 1976.

[IC93] ICRU Report 50, Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy, Maryland, USA, pp. 1-38, 1993.

[KE00] Kehwar T. S., Shaema S.C., Use of normal tissue tolerance doses into linear quadratic equation to estimate normal tissue complication probability, Department of Radiation Oncology, Sanchez Cancer Center, Mercy Health Center, Laredo, Texas, USA, 2000.

[KH03] Khan Faiz M., The physics of radiation therapy, Third edition, Lippincott Williams & Wilkins, USA, pp. 106-228, 2003.

[KL97] N.V. Klassen and L. V. der Zwan, GafChromic MD-55: Investigated as a precision dosimeter Med. Phys. 24(12), pp 1924-1934, 1997.

[KN00] Knoll G. F., Radiation Detection and Measurement, John Wiley & Sons, USA, pp. 1-27 and 731-734, 2000.

[LE91] Leunens G., Verstraete J., Dam J., Dutreix A. and Schueren E., In vivo dosimetry for tangential irradiation: role of the equipment in the accuracy of dose delivery. Radiotherapy and Oncology 22 pp. 285-289, 1991.

[MC96] McLaughlin W. L., Al-Sheikhly M., Lewis D. F., Kovács A. and Wojnárovits L., Radiochromic solid-state polymerization reaction, In: Radiation effects on polymers. Eds R. L. Clough, J. H. O'Donnell and S. W. Shalaby (Washington: America Chemical Society), pp. 152-166, 1996.

[NA02] Navalpotro Yegüe B., Farrús Lucaya B., Zañon Navarro G., Fernández Ruiz P., Velasco Romera M., Muñoz Mateu M., Biete Solá A., Angiosarcoma radioinducido de aparición precoz tras tratamiento conservador en cáncer de mama. Papel de la cirugía radical, Rev. Oncol. 4(9), pp. 508-511, 2002.

[NI98] Niroomand-Rad A. et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55, Med. Phys. 25 (11), pp. 2093-2115, 1998.

[NO96] Normas de Buenas Prácticas Clínicas (BPC), Guía tripartita armonizada de la conferencia internacional de armonización; 1º de mayo de 1996.

[PR03] Protocolo establecido para dosímetros termoluminiscentes en el laboratorio de dosimetría del IFUNAM, 2005.

[RE03] Registro Histopatológico de Neoplasias Malignas: Compendio Mortalidad-Morbilidad, Secretaria de Salud, México 2003.

[RE84] Reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación para la salud. México 1984.

[SC05] Scarantino C.W., Rini C.J., Aquino M., etc. Initial clinical results of an in vivo dosimeter during external beam radiation therapy. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 62(2), pp. 606-613, 2005.

[TA08] Táfelov Vindas Giovanni Luis, Impacto de los diferentes tipos de cirugía en la sobrevida en pacientes con cáncer de mama, Tesis de Licenciatura, Facultad de Medicina UNAM, pp. 16-25, 2008.

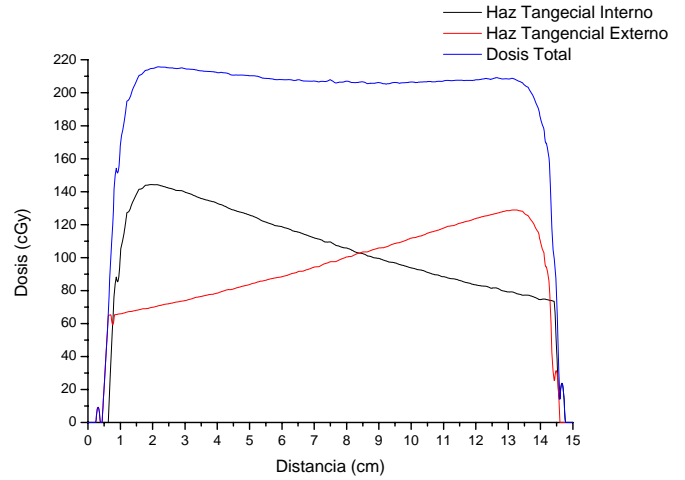
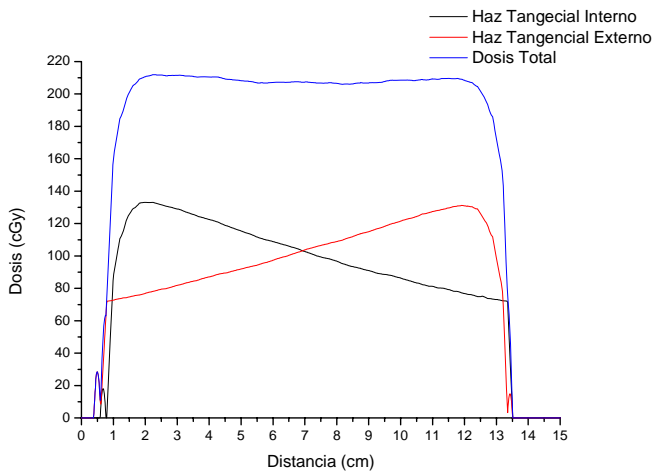
[VE04] Venables Karen, A. Miles Elizabeth, G.A Aird Edwin, J. Hoskin Peter. The use of in vivo thermoluminescent dosimeters in the quality assurance programme for the START breast fractionation trial. Radiotherapy and oncology 71, pp. 303-310, 2004.

[VO98] Voordeckers Mia, Goossens Herman, Rutten Jacques, Van den Bogaert Walter. The implementation of in vivo dosimetry in a small radiotherapy department. Radiotherapy and oncology 47, pp. 45-48, 1998.

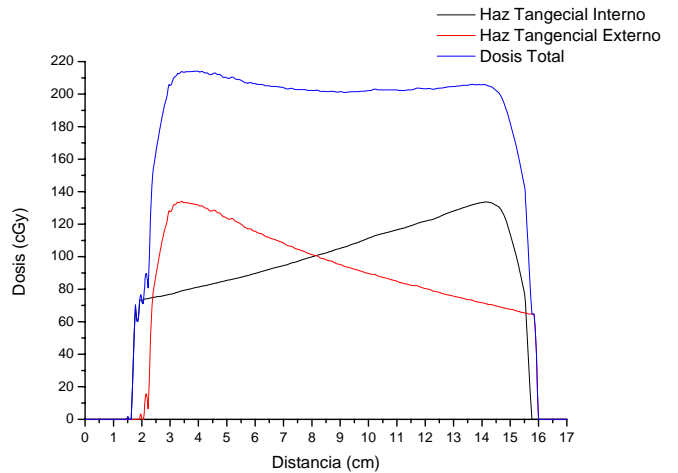
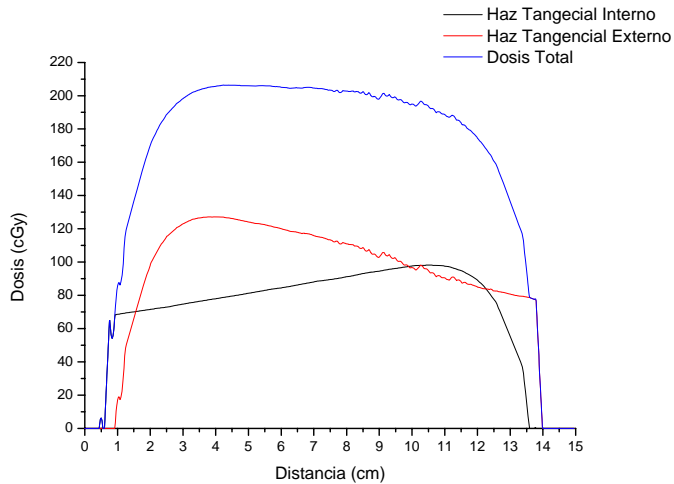
[WA02] Warren-Forward H.M., Duggan L., Towards in vivo TLD dosimetry in mammography. The British Journal of Radiology 77, pp. 426-432, 2002.

[WI06] Winchester David J., Winchester David P., Hudis Clifford A., et al. Breast Cancer, Second Edition, BC Decker Inc., pp. 1-46, 2006.

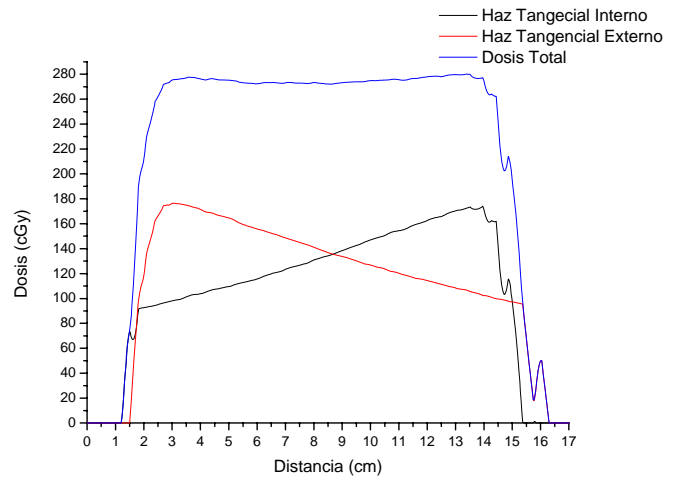
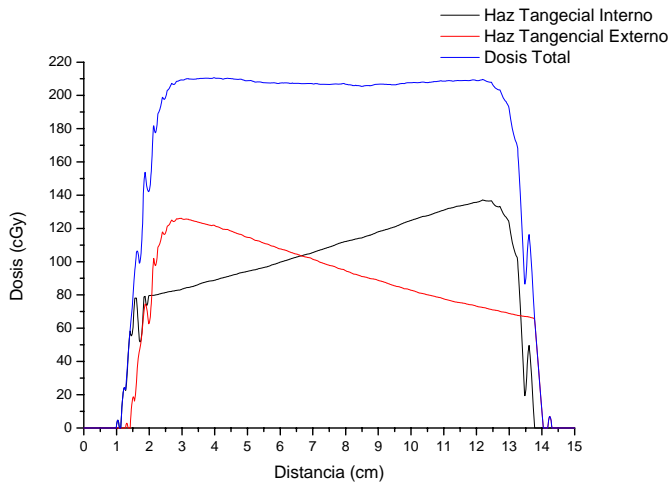
APENDICE A. PERFILES DE DOSIS DE LOS CAMPOS OPUESTOS PARA CADA UNA DE LAS PACIENTES



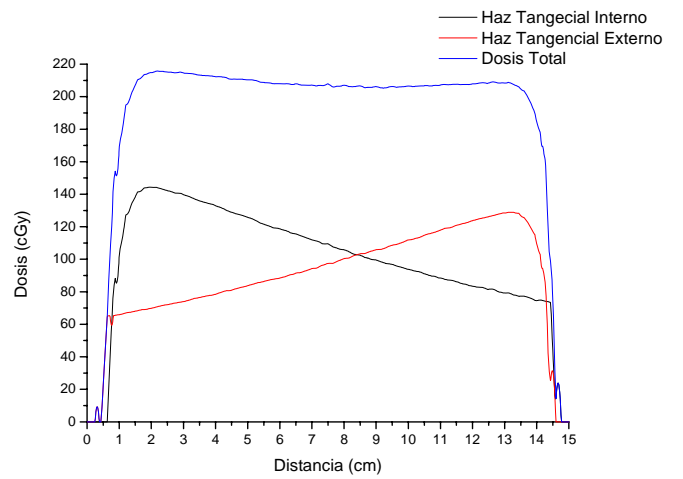
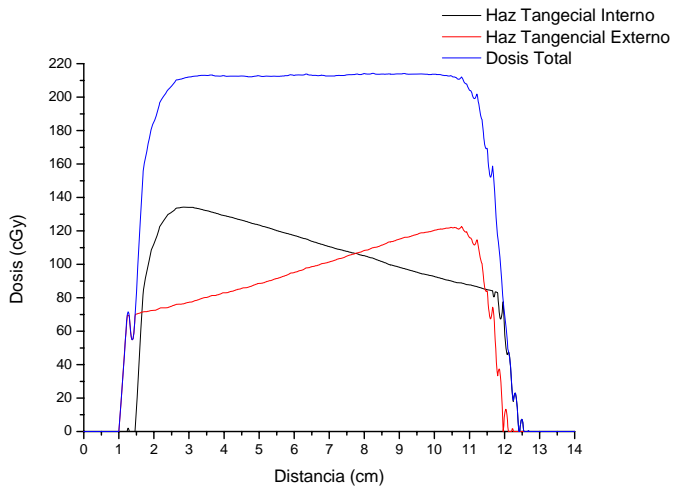
Perfiles de dosis de los paciente 1 y 2.



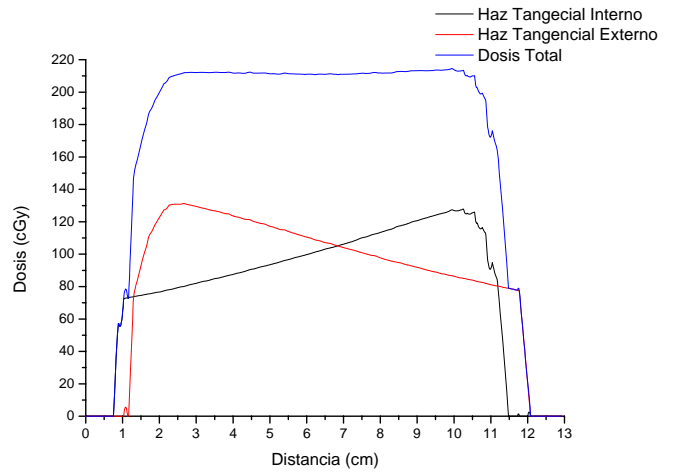
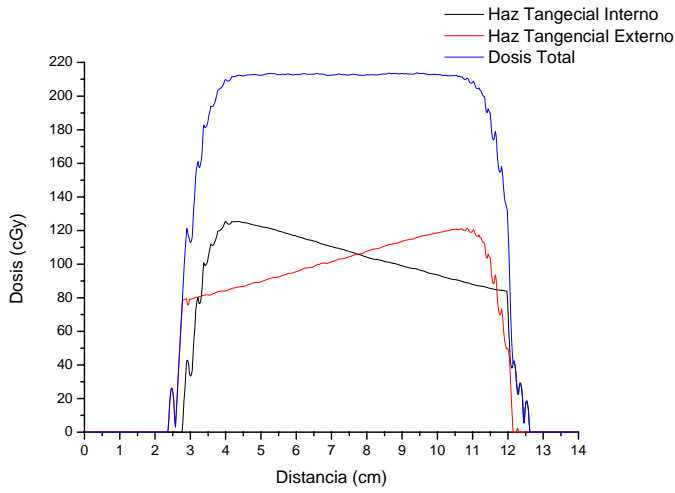
Perfiles de dosis de los paciente 3 y 4.



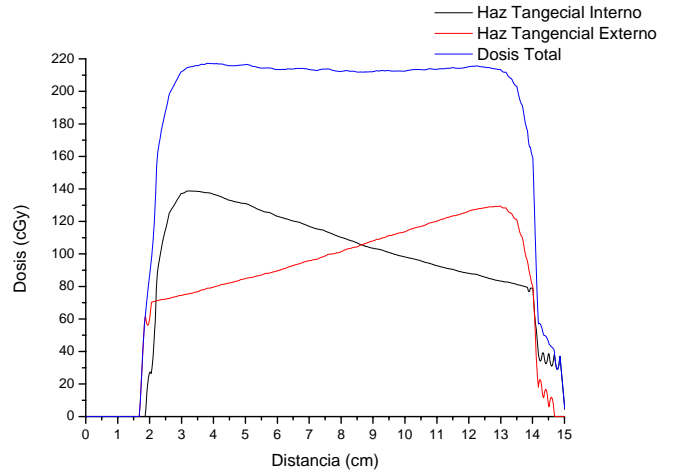
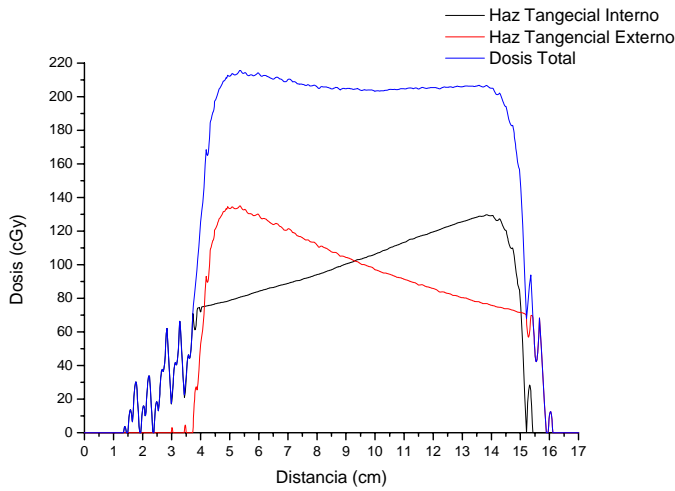
Perfiles de dosis de los paciente 5 y 6.



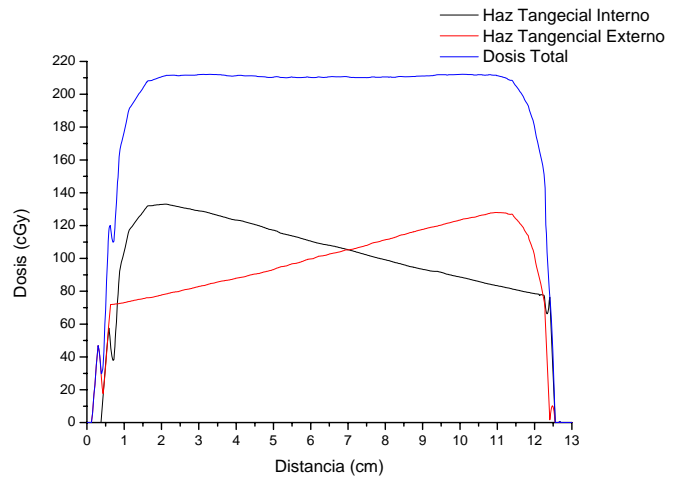
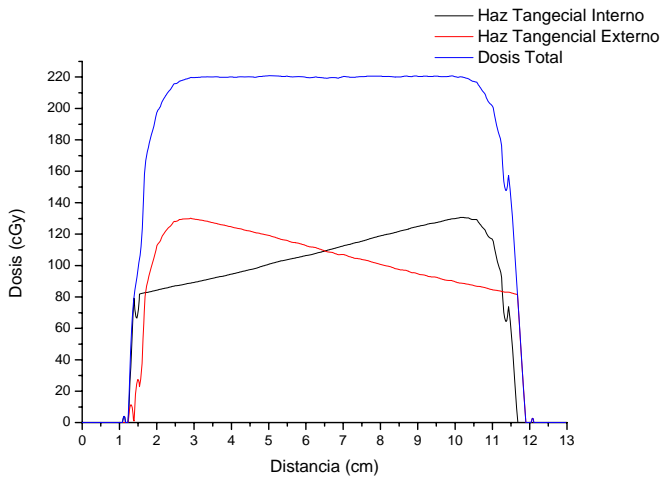
Perfiles de dosis de los paciente 7 y 8.



Perfiles de dosis de los paciente 9 y 10.

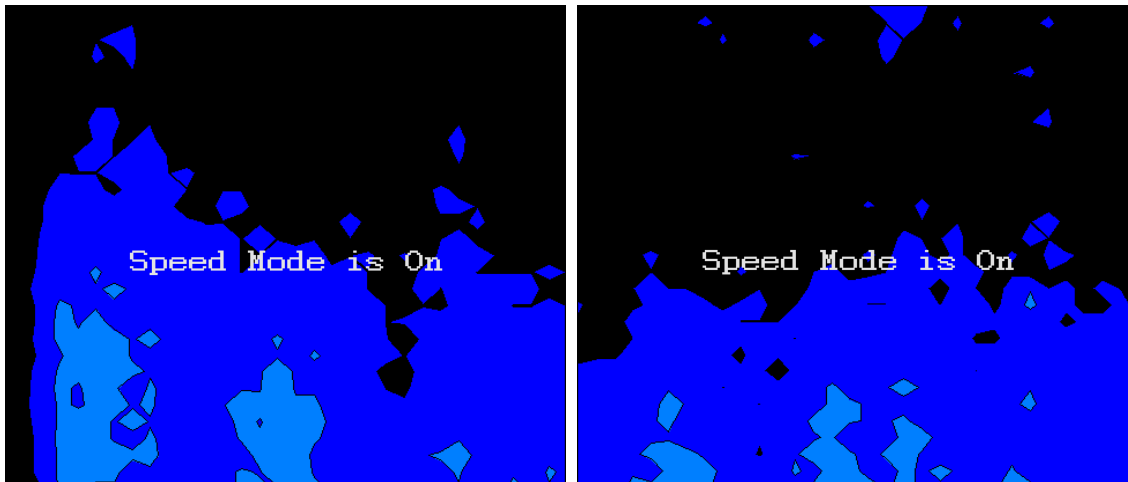


Perfiles de dosis de los paciente 11 y 12.

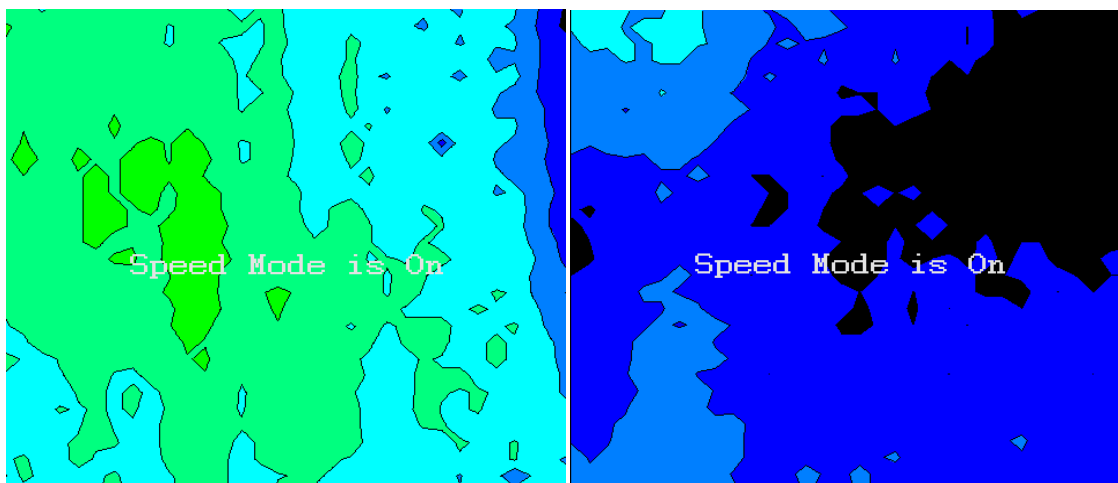
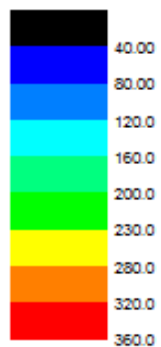


Perfiles de dosis de los paciente 13 y 14.

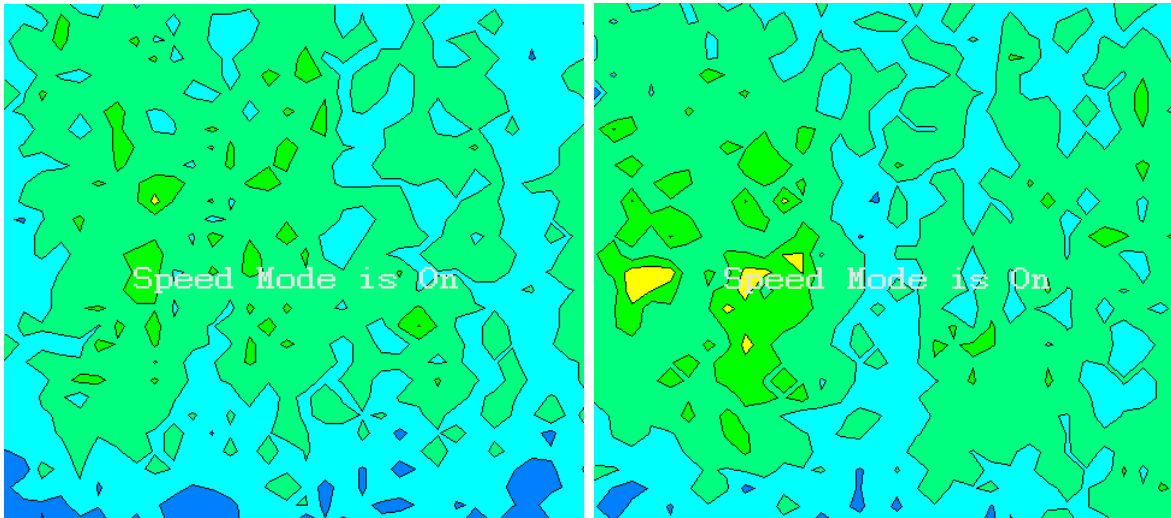
APENDICE B. DISTRIBUCIÓN DE DOSIS OBTENIDAS CON LAS PTR PARA CADA UNA DE LAS PECIENTES



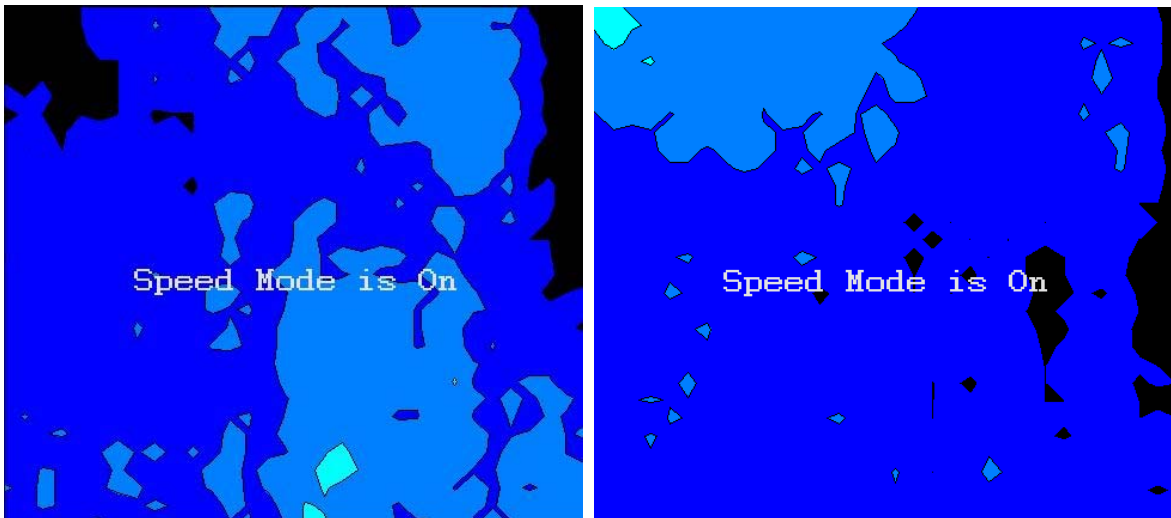
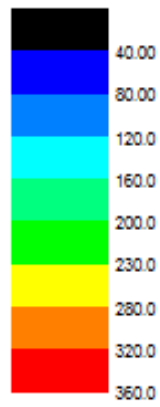
Paciente 1. Distribución de dosis en cGy.



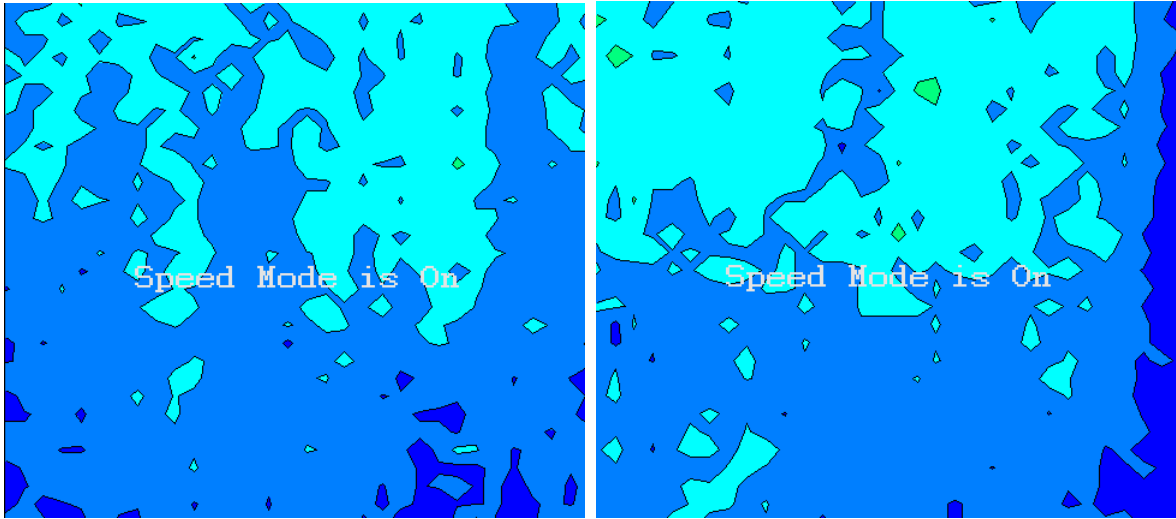
Paciente 2. Distribución de dosis en cGy.



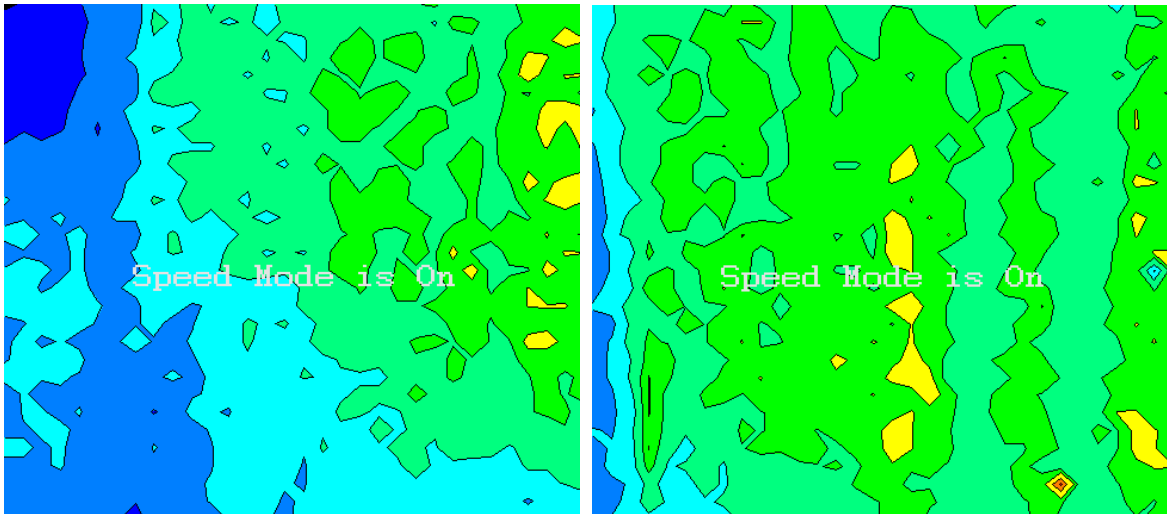
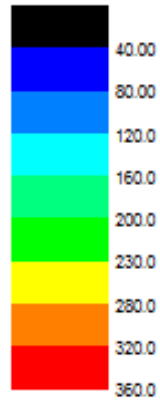
Paciente 3. Distribución de dosis en cGy.



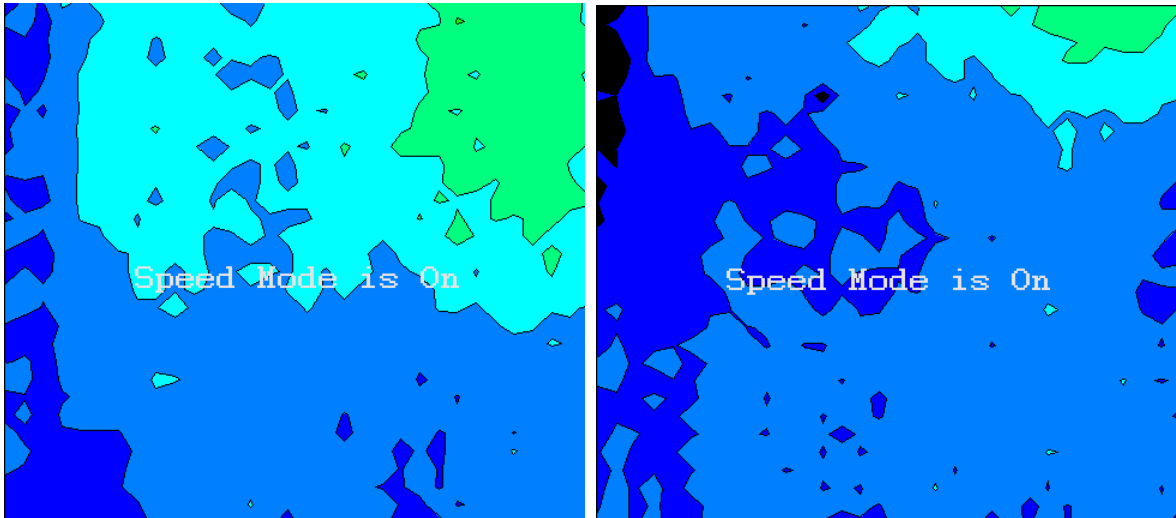
Paciente 4. Distribución de dosis en cGy.



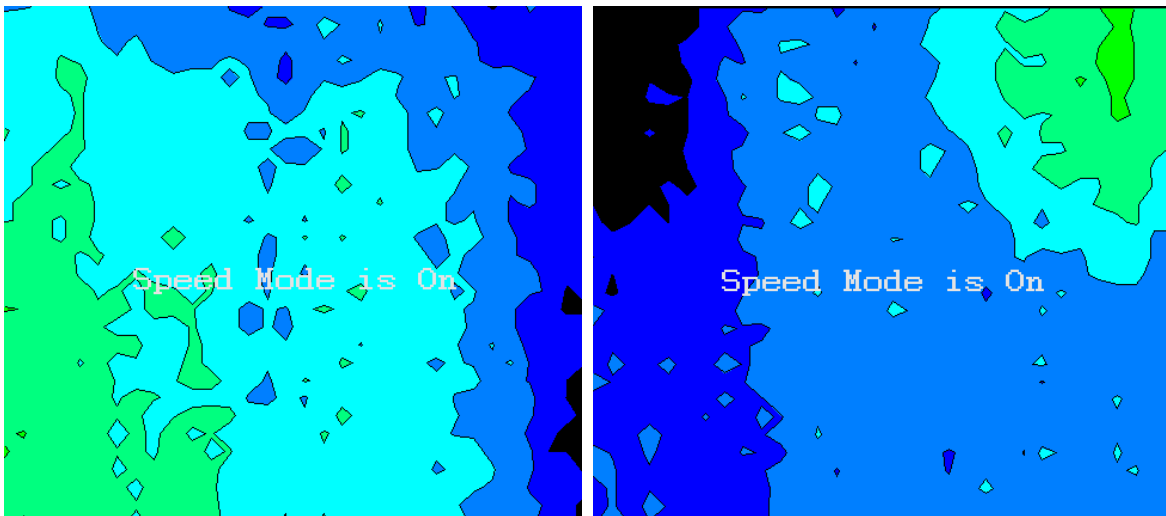
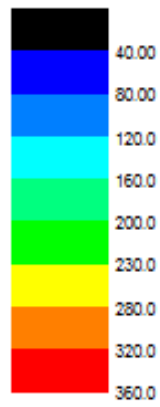
Paciente 5. Distribución de dosis en cGy.



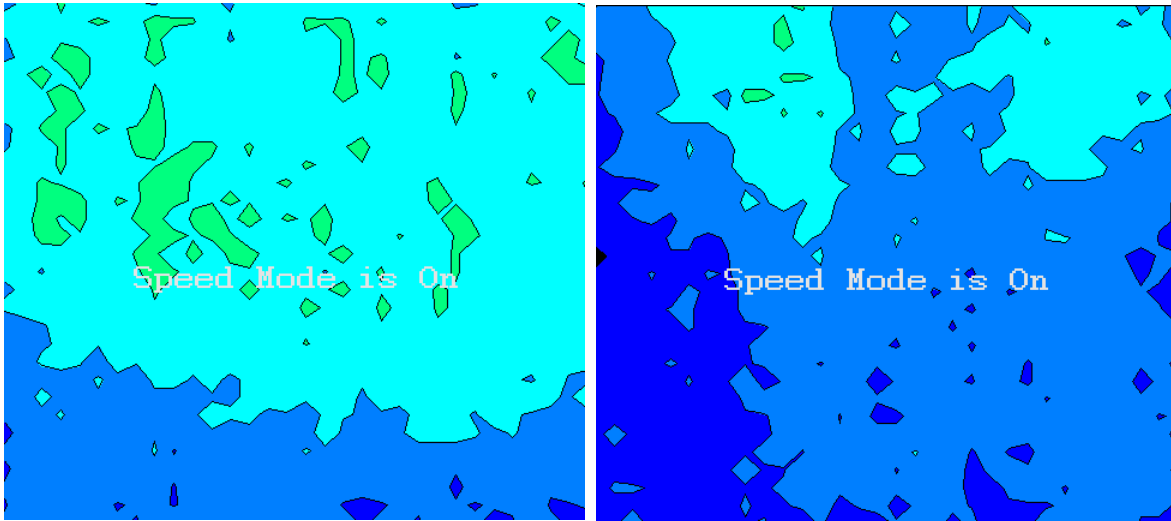
Paciente 6. Distribución de dosis en cGy.



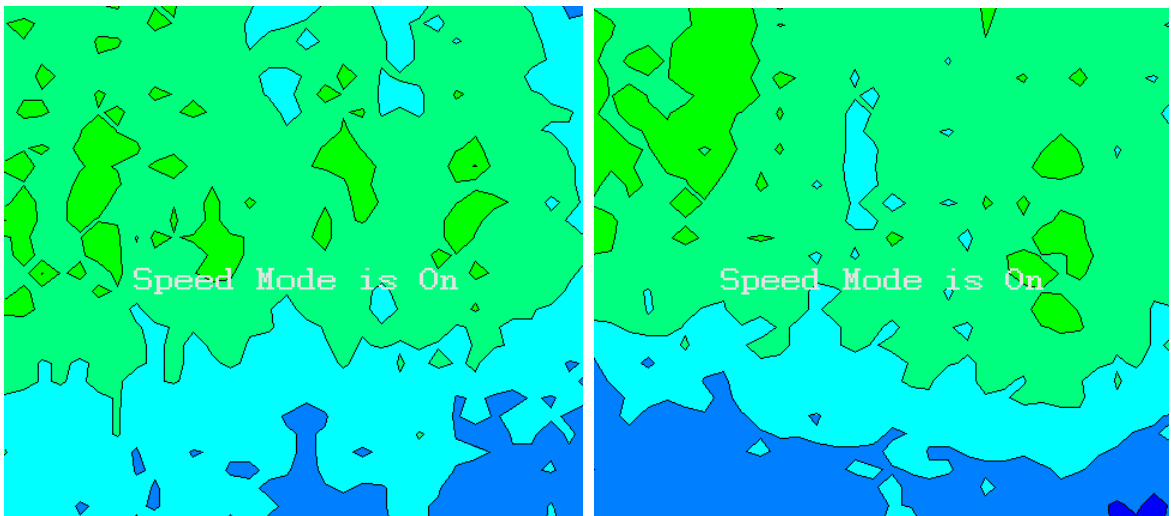
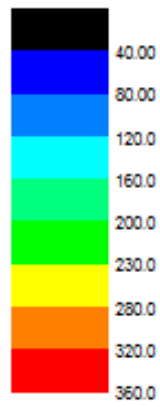
Paciente 7. Distribución de dosis en cGy.



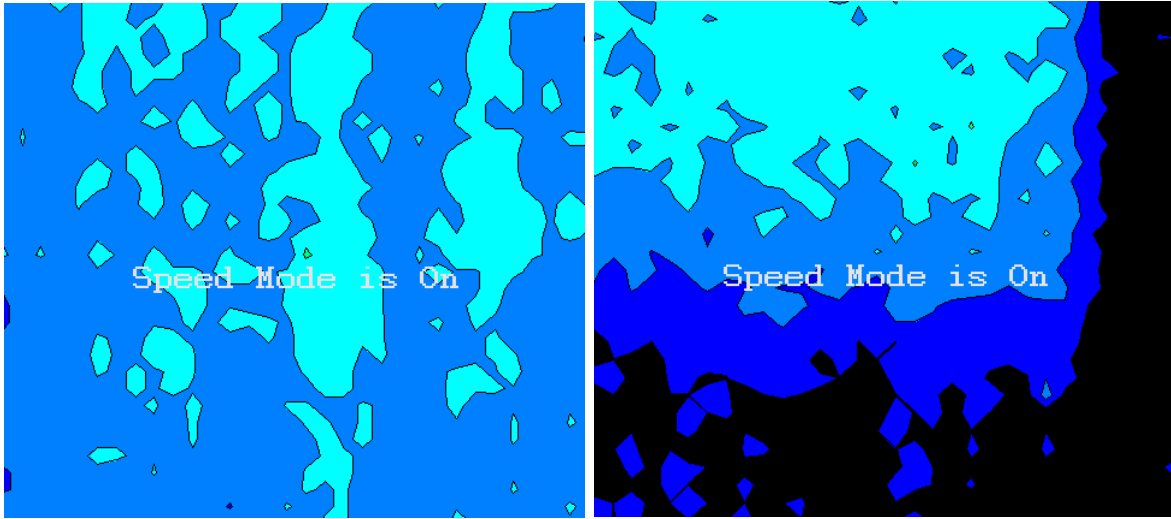
Paciente 8. Distribución de dosis en cGy.



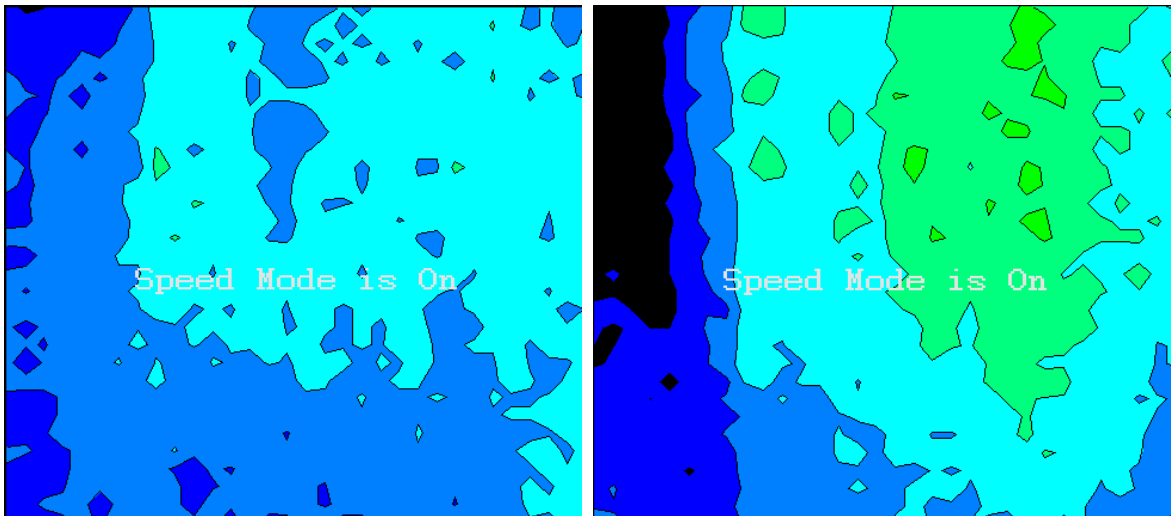
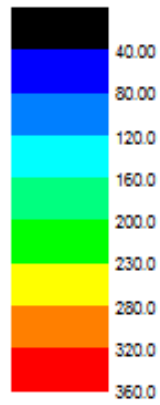
Paciente 9. Distribución de dosis en cGy.



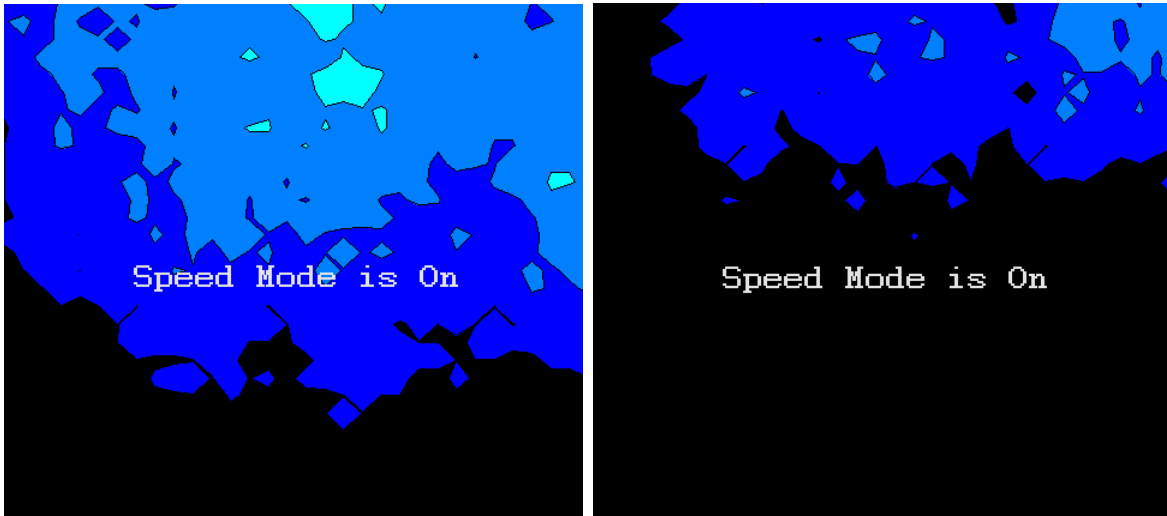
Paciente 10. Distribución de dosis en cGy.



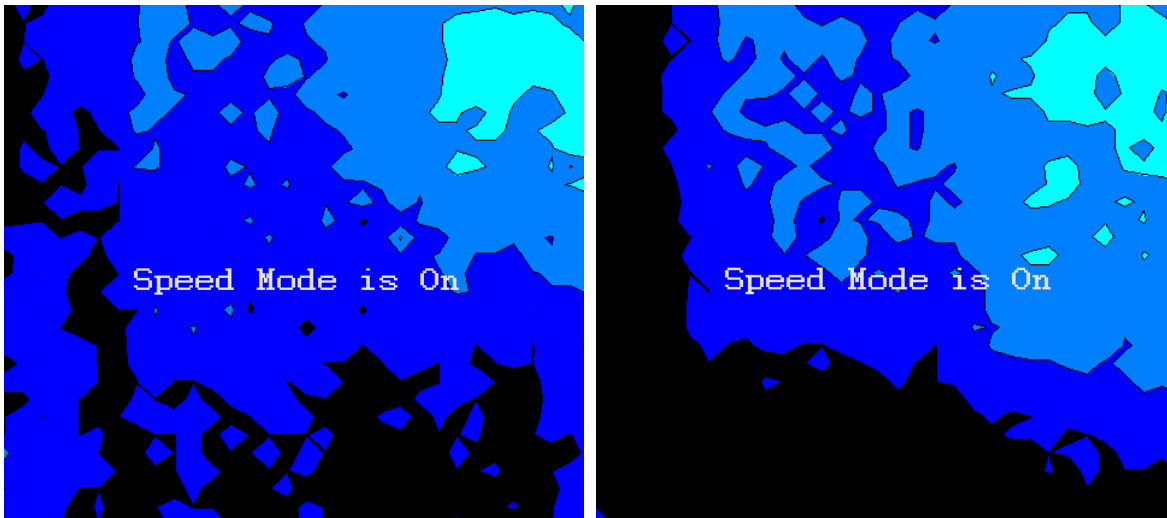
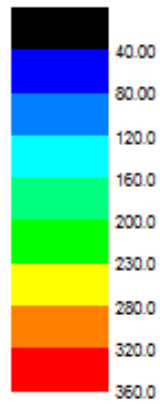
Paciente 11. Distribución de dosis en cGy.



Paciente 12. Distribución de dosis en cGy.



Paciente 13. Distribución de dosis en cGy.



Paciente 14. Distribución de dosis en cGy.