



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS  
INSTITUTO DE FÍSICA**

**COMPARACIÓN ENTRE DOSIS MEDIDA Y CALCULADA  
PARA UNA FUENTE DE  $^{192}\text{Ir}$**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)**

PRESENTA:

**CARLOS ALBERTO REYNOSO MEJÍA**

DIRECTORA DE TESIS: M. en C. ANA ELENA BUENFIL BURGOS

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: M. en C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: DRA. AÍDA MOTA GARCÍA





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.

**Así como todo lo que hago, dedico esta tesis a Liz y Sofía  
Que son lo mejor que me ha pasado en la vida.**

**A mis padres, Guadalupe y Salvador, por su cariño y  
apoyo constante.**

**A mis hermanos Omar y Daniel.  
A mi sobrina Frida.**

## Agradecimientos

---

A la **Dra. Ana Elena Buenfil Burgos**, directora de tesis, por sus enseñanzas y por brindarme la oportunidad de recurrir a su capacidad y experiencia durante la realización de la tesis en un marco de confianza, afecto y amistad, fundamentales para la creación de este trabajo.

A los miembros del comité sinodal: **Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre, M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, Dra. Aída Mota García, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos y M. en C. Miguel Rodríguez Ponce**, por el tiempo dedicado a la revisión de la tesis y por sus valiosos comentarios y sugerencias.

A los miembros del comité tutor: **M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, Dra. Aída Mota García y M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo**, por el apoyo brindado durante la realización de la tesis.

Al **Instituto Nacional de Cancerología**, especialmente a la **Dra. Aída Mota García**, por las facilidades otorgadas para el empleo de las instalaciones y equipo de radioterapia.

Al **M. en C. Miguel Rodríguez Ponce**, por dedicarle parte de su valioso tiempo para la realización de este trabajo, por compartir sus conocimientos, por la valiosa guía y apoyo técnico que sirvieron para mejorar este trabajo y por su amistad.

Al **M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo**, por su amistad, consejos y por las continuas pláticas. Por ser el primer profesor de la facultad que me acercó a la Física Médica.

A las **Dras. Guerda Massillon Jacques-Louis, María Ester Brandan Siqués y María Isabel Gamboa de Buen**, por su predisposición permanente e incondicional en aclarar mis dudas y por sus substanciales sugerencias durante la realización de la Tesis.

A la **Dra. María Isabel Gamboa de Buen**, por prestarme el maniquí utilizado para las mediciones de este trabajo.

A la **Universidad Nacional Autónoma de México**, por brindarme la oportunidad de realizar estudios y darme una formación académica.

Al **Instituto de Física de la UNAM** y al **Posgrado en Ciencias Físicas**, por proporcionar la infraestructura necesaria durante la realización de este trabajo.

Al **Laboratorio de dosimetría del Instituto de Física de la UNAM**, por proporcionar el equipo y material necesario para la realización de la tesis.

A todos los **profesores de la Maestría** que formaron parte de mi desarrollo profesional.

Al **Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT)** por brindarme la ayuda económica durante los años de duración de la maestría.

Al **Programa de Apoyo a los Estudios de Posgrado (PAEP)** por el apoyo económico otorgado para la adquisición de material y para la presentación de los avances de este trabajo en congresos nacionales.

Al proyecto **PAPIIT IN-102610** por el apoyo económico brindado para poder terminar este trabajo de tesis.

A los **compañeros de la maestría** (Victor, Xochitl, Joel, Diego, Everardo, Adriana, Eduardo, Frida y todos los que faltan) por compartir experiencias y tiempo de estudio.

A todos mis amigos y todas aquellas personas que han sido importantes para mi durante todo este tiempo.

# Índice general

---

<b>1</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>BRAQUITERAPIA</b>	<b>7</b>
2.1	Clasificación . . . . .	7
2.2	Factores que influyen en la distribución de la dosis . . . . .	8
2.2.1	Ley del inverso al cuadrado de la distancia . . . . .	8
2.2.2	Absorción y dispersión en el núcleo activo de la fuente y en su encapsulado . . . . .	9
2.2.3	Absorción y dispersión en el medio circundante . . . . .	10
2.2.4	Respuesta del TLD-100 dentro del maniquí . . . . .	11
2.3	Equivalencia del PMMA al agua . . . . .	13
2.4	Formalismo para el cálculo de la dosis . . . . .	14
<b>3</b>	<b>EQUIPOS Y MATERIALES</b>	<b>18</b>
3.1	Fuente radiactiva de $^{192}\text{Ir}$ . . . . .	18
3.2	Dosímetros termoluminiscentes (TLD) . . . . .	19
3.3	Equipo lector de TLD . . . . .	21
3.4	Maniquí de PMMA . . . . .	23
3.5	Equipo de carga remota de la fuente de $^{192}\text{Ir}$ (VariSource) . . . . .	24
<b>4</b>	<b>METODOLOGÍA</b>	<b>26</b>
4.1	Caracterización de los TLD . . . . .	26
4.2	Calibración de los TLD . . . . .	28
4.3	Posición de la fuente . . . . .	29
4.4	Planeación con radiografías ortogonales . . . . .	30
4.5	Planeación con tomografía computarizada (CT) . . . . .	32
4.6	Irradiación de los TLD . . . . .	33
4.7	Medida de la dosis con los TLD . . . . .	34
4.8	Comparación de la dosis medida y calculada . . . . .	35

<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>36</b>
5.1	Caracterización de los TLD . . . . .	36
5.1.1	Homeogeneidad de los TLD . . . . .	36
5.1.2	Reproducibilidad de los TLD . . . . .	37
5.1.3	Calibración de los TLD . . . . .	37
5.2	Posición de la fuente . . . . .	39
5.3	Corrección de la posición de la fuente . . . . .	42
5.4	Respuesta relativa de los TLD-100 con la energía . . . . .	43
5.5	Incertidumbre en la dosis medida con TLD . . . . .	44
5.6	Comparación entre la dosis medida y la calculada con imágenes de tomografía computarizada (CT) . . . . .	45
5.7	Comparación entre la dosis medida y la calculada con imágenes de radiografías ortogonales . . . . .	54
5.8	Comparación de los resultados obtenidos al usar imágenes de tomografía computarizada y radiografías ortogonales . . . . .	57
5.9	Irradiación de los dosímetros a 10 cm de la fuente en condiciones de dispersión total . . . . .	60
<b>6</b>	<b>DISCUSION DE LOS RESULTADOS</b>	<b>64</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>69</b>
<b>8</b>	<b>Apéndice</b>	<b>71</b>
8.1	Magnitudes y unidades dosimétricas . . . . .	71
8.1.1	Kerma . . . . .	71
8.1.2	Dosis Absorbida . . . . .	71
8.1.3	Exposición . . . . .	72
8.2	Funcionamiento de los dosímetros termoluminiscentes (TLD) . . . . .	72
8.3	Esquema de decaimiento del $^{192}\text{Ir}$ . . . . .	73
	<b>Bibliografía</b>	<b>77</b>

---

# Capítulo 1

# INTRODUCCIÓN

---

Durante los últimos años se han diseñado nuevos equipos para lograr que durante los tratamientos de radioterapia se imparta la dosis prescrita a todo el volumen blanco (tumor) mientras que se protegen al máximo los órganos y el tejido sano circundantes. Éste es el principal reto de la radioterapia, especialmente cuando se realizan tratamientos de braquiterapia, debido a que cerca de la fuente radiactiva se tienen altos gradientes de dosis.

La braquiterapia es un método de tratamiento contra el cáncer en el que se colocan fuentes radiactivas muy cerca o dentro del volumen tumoral. La principal ventaja de este tipo de tratamientos es que la corta distancia entre el volumen por tratar y la fuente, permite que éste reciba una alta dosis de radiación, al mismo tiempo que el tejido sano cercano recibe una dosis baja.

La braquiterapia se utiliza junto con la teleterapia y la quimioterapia como una técnica común para el tratamiento de enfermedades cancerígenas, principalmente para el tratamiento de cáncer cervicouterino, aunque también tiene uso frecuente en cáncer de mama, próstata y lengua.

Según datos del Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI)[1], en 2007 los tumores malignos ocuparon el tercer lugar entre las principales causas de decesos a nivel nacional, con 68,815 casos, sólo por debajo de las enfermedades del sistema circulatorio, las endócrinas, nutricionales y metabólicas. Esta información indica que, en el país, el cáncer representó la tercera causa de muerte entre mujeres, con 35,303 defunciones (15.4% del total de las defunciones en mujeres). Ese mismo año, señala el INEGI, los tres principales tipos de neoplasia que causaron defunciones en mujeres, fueron el de mama (13.8%), cervicouterino (12.1%), e hígado (7.6%).

Una de las clasificaciones para las fuentes de braquiterapia es de acuerdo con la tasa de dosis que generan en el punto de medición. El cáncer cervicouterino fue tradicionalmente tratado con braquiterapia de baja tasa de dosis (LDR, por sus siglas en inglés Low Dose Rate), con una tasa de dosis entre 0.4 y 2 Gy/h. La principal desventaja en los tratamientos de braquiterapia de baja tasa de dosis es que la paciente permanece hospitalizada,



con la fuente insertada, un largo tiempo (de 3 a 5 días). La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR, por sus siglas en inglés: High Dose Rate), con una tasa de dosis mayor que 12 Gy/h, fue desarrollada para mejorar las desventajas de la braquiterapia LDR. Algunas de estas mejoras son; elimina la exposición a la radiación por el personal médico, elimina la necesidad de hospitalización de la paciente y disminuye los movimientos de la paciente durante el tratamiento. La principal desventaja de la braquiterapia de alta tasa de dosis es su alta radiotoxicidad.

Varios estudios (incluyendo estudios clínicos prospectivos y retrospectivos) han comparado la braquiterapia LDR con la braquiterapia HDR como tratamientos para cáncer cervicouterino y han demostrado que son similares en cuanto al control local, la supervivencia y la morbilidad. Algunos incluso mostraron menor morbilidad para el recto con el uso de braquiterapia HDR[2].

Actualmente, en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan), en México, se realizan tratamientos para cáncer cervicouterino usando braquiterapia de alta tasa de dosis mediante un sistema de carga remota. Éste permite transportar una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  desde el contenedor hasta los aplicadores. El uso de braquiterapia de alta tasa de dosis ofrece muchas ventajas, sin embargo, se tienen altos gradientes de dosis en la zona cercana a la fuente que no aseguran la uniformidad de la dosis recibida en el volumen blanco y fuera de él. Debido a la rápida caída de la dosis con respecto a la distancia, errores pequeños en la localización del volumen por tratar pueden resultar en diferencias grandes de dosis.

En 1995 el TG43 (Task Group 43)[3] publicó las nuevas recomendaciones propuestas por la AAPM (American Association of Physicists in Medicine) para el cálculo de la tasa de dosis de fuentes usadas en braquiterapia y estableció los nuevos parámetros dosimétricos para realizar dichos cálculos. Estos parámetros son: intensidad de kerma en aire, constante de tasa de dosis, función radial, función de anisotropía y factor geométrico. Existen diferentes tipos y modelos de fuentes, ya sea para braquiterapia de baja tasa, como  $^{137}\text{Cs}$ , o para alta tasa de dosis, como  $^{60}\text{Co}$  y principalmente  $^{192}\text{Ir}$ . En este trabajo usamos una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  modelo VS-2000 fabricada por Varian. Angelopoulos y cols.[4] así como R. E. P. Taylor y cols.[5] realizaron cálculos Monte Carlo de la fuente de Iridio VS-2000 para encontrar los parámetros dosimétricos. Ambos encontraron valores similares para dichos parámetros. En varios artículos se han comparado los parámetros dosimétricos medidos con dosímetros termoluminiscentes (TLD, por sus siglas en inglés thermoluminescent dosimeters) y película de tinte radiocrómico (PTR) con cálculos realizados usando el método Monte Carlo para diferentes tipos y modelos de fuentes y han encontrando una buena concordancia[6][7][8].

La dosis impartida al volumen blanco y a los órganos en riesgo se calcula usando un sistema de planeación, el cual se basa, para el cálculo de la dosis, en el formalismo propuesto

por el TG 43[3]. Para que el sistema de planeación pueda realizar los cálculos de dosis es necesario digitalizar la imagen del objeto por irradiar. La forma más común es adquirir 2 imágenes radiográficas ortogonales y que el sistema de planeación realice la reconstrucción tridimensional de la imagen. Este método provee información dosimétrica de varios puntos específicos, tales como el punto A (punto donde se prescribe la dosis), el recto y la vejiga, de acuerdo con las recomendaciones del ICRU 38 (International Commission on Radiation Units and Measurements 38)[9], pero no da información acerca de la dosis en todo el volumen blanco o los órganos de interés. Cuando se usan imágenes de radiografías ortogonales, es posible que el sistema de planeación tenga limitaciones en la formación de las imágenes, ya que reconstruye una imagen tridimensional basándose en un punto en común en las dos imágenes ortogonales. Muchas instituciones, principalmente en Estados Unidos y Europa, han dejado de adquirir imágenes ortogonales y han empezado a usar tomografía computarizada (CT por sus siglas en inglés Computed Tomography). Además de que se piensa que existen mejorías en cuanto a la exactitud en la posición de la fuente y de los órganos de interés, permite obtener los histogramas de dosis volumen tanto del volumen blanco como de los órganos en riesgo. En este trabajo se utilizaron imágenes de tomografía computarizada y radiografías ortogonales para realizar los cálculos de la dosis.

La dosimetría en braquiterapia es un gran reto debido a los altos gradientes de dosis, a la energía de los fotones y a la variación del espectro con la distancia dentro del medio. Ya que es crucial conocer con exactitud la posición de la fuente con respecto a los dosímetros, las medidas experimentales son frecuentemente realizadas usando maniquís de plástico.

Meli y cols.[10] demostraron, con mediciones experimentales y cálculos usando el método de Monte Carlo, que para una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  el poliestireno y el agua sólida pueden ser considerados equivalentes al agua y que, bajo condiciones de dispersión total, el PMMA (Polimetilmetacrilato) es considerado también equivalente al agua. Carisson y Gudrun[11] en el 2009 encontraron que la equivalencia a agua de un maniquí de plástico depende principalmente del tamaño del maniquí y del material del maniquí. Ellos hicieron una comparación entre maniquís de poliestireno, agua equivalente y PMMA de iguales tamaños y encontraron que el PMMA es el material más equivalente al agua.

Debido al incremento considerable del uso de la braquiterapia de alta tasa de dosis con fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  como tratamiento contra el cáncer cervicouterino, es importante comprobar que los cálculos de dosis realizados por los sistemas de planeación correspondan a la dosis real recibida por la paciente. Gillin y cols[12] en 1988 compararon la distribución de dosis alrededor de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  usando dosímetros termoluminiscentes (TLD-100). Ellos midieron de 0.25 a 5.0 cm sobre el eje longitudinal y de 0.0 a 4.0 cm sobre el eje transversal de la fuente. Realizaron una comparación entre las dosis medidas, un software de cálculo de dosis comercial (ISODOS) y una solución analítica de la integral de Sievert. Los resultados muestran una buena concordancia sobre el eje transversal de la fuente. Se

encontró una menor concordancia en el eje longitudinal de la fuente. R. Nath y cols.[13] en 1989 compararon el valor de la constante de tasa de dosis de una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ , medida con TLD con los cálculos realizados usando el método Monte Carlo y obtuvieron una buena concordancia. No se encontraron artículos que comparen la dosis medida con la dosis calculada por algún sistema de planeación basado en el formalismo propuesto por el TG43.

El objetivo de este trabajo es comparar la dosis medida con dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) con la dosis calculada por el sistema de planeación BrachyVision 8.6, impartida a un maniquí por una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  usada para tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis.

Los dosímetros fueron colocados dentro de un maniquí de PMMA de  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  a distancias radiales de la fuente de 2, 3, 4, 5, 7 y 10 cm. Se usaron radiografías ortogonales y tomografía computarizada para realizar los cálculos de la dosis y se analizaron los resultados para encontrar posibles diferencias.

Este trabajo está estructurado en 7 capítulos. En el capítulo 1 se presenta la Introducción, donde se dan los antecedentes, la justificación y los objetivos del trabajo. En el capítulo 2 se da la clasificación de la braquiterapia, los factores que influyen en la distribución de la dosis y se describe el formalismo propuesto por el TG43 para el cálculo de la dosis. En el capítulo 3 se presentan las características de los equipos y materiales utilizados en este trabajo. En el capítulo 4 se describe la metodología utilizada para realizar las medidas de dosis usando los TLD. En el capítulo 5 se reportan los resultados obtenidos. En el capítulo 6 se presenta una discusión de los resultados obtenidos en el trabajo. En el capítulo 7 se dan las conclusiones del trabajo. También se incluye un apéndice donde se definen las principales magnitudes dosimétricas, el funcionamiento de los TLD y se muestra el esquema de decaimiento del  $^{192}\text{Ir}$ .

---

Capítulo 2

# BRAQUITERAPIA

---

## 2.1. Clasificación

Los diferentes tipos de braquiterapia pueden ser definidos de acuerdo con la colocación de las fuentes de radiación en el área de tratamiento, la tasa de la dosis de radiación absorbida en el volumen por tratar y la duración del tratamiento.

Los tipos de tratamiento de braquiterapia en términos de la colocación de la fuente radiactiva se presentan en la tabla 2.1.

Tabla 2.1: Modalidades de la braquiterapia

Tipo de implante	Descripción
Intracavitaria	Las fuentes son colocadas dentro de cavidades naturales del cuerpo, cerca o dentro del volumen tumoral.
Intersticial	Las fuentes son implantadas quirúrgicamente dentro del volumen tumoral.
Intravascular	La fuente es implantada en una arteria o vena
Superficial	La fuente es colocada sobre el tejido que se va a tratar

La clasificación de acuerdo con la duración del tratamiento se presenta en la tabla 2.2.

Tabla 2.2: Modalidades de la braquiterapia de acuerdo con el tiempo de tratamiento

Tipo de implante	Descripción
Temporal	La dosis es impartida en un corto tiempo; al completar la dosis deseada, la fuente es retirada.
Permanente	La dosis es impartida en el tiempo de vida de la fuente hasta que ésta decae por completo.

De acuerdo con la tasa de dosis los tratamientos de braquiterapia se clasifican en los tipos descritos en la tabla 2.3.

Tabla 2.3: Clasificación de la braquiterapia de acuerdo con la tasa de dosis. Estas se abrevian por sus siglas en inglés.

Tasa de dosis	Intervalo de tasa de dosis
Baja tasa de dosis (LDR)	Entre 0.4 y 2 Gy/h
Mediana tasa de dosis (MDR)	entre 2 y 12 Gy/h
Alta tasa de dosis (HDR)	Mayor que 12 Gy/h

## 2.2. Factores que influyen en la distribución de la dosis

### 2.2.1. Ley del inverso al cuadrado de la distancia

Esta ley fundamental se aplica sólo cuando se supone que la fuente radiactiva es puntual y que no hay atenuación y dispersión en el medio que la rodea. Para una fuente puntual la dosis decrecerá en un factor de 100 entre 0.5 y 5 cm de distancia de la fuente.

En la figura 2.1 se muestra una gráfica de la tasa de exposición (Roentgen/hora) en función de la distancia, en el vacío, para una fuente puntual y para una fuente lineal de 1.5 cm de longitud activa de  $^{226}\text{Ra}$ [14]. La curva para la fuente puntual es representada por la ley del inverso al cuadrado y la curva para la fuente lineal fue obtenida usando la integral de Sievert. De la gráfica es evidente que la tasa de exposición para la fuente lineal es menor que para la fuente puntual, especialmente para puntos cercanos a la fuente. Esto ocurre porque un fotón del extremo de la fuente lineal, que llegue al punto de medición, debe atravesar una parte de la fuente y sufre auto-atenuación por el material activo. Conforme la distancia a la fuente se incrementa, la fuente lineal se aproxima a una fuente puntual y la tasa de exposición se aproxima a la ley del inverso al cuadrado.

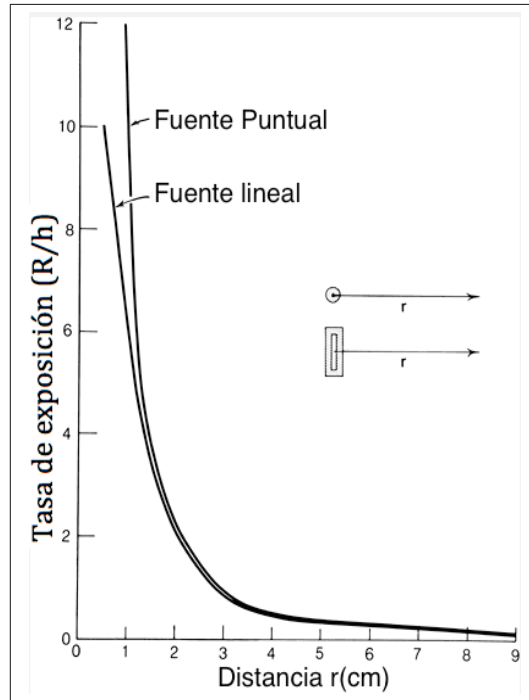


Figura 2.1: Tasa de exposición como función de la distancia radial para el  $^{226}\text{Ra}$ [14].

### 2.2.2. Absorción y dispersión en el núcleo activo de la fuente y en su encapsulado

Debido a que las fuentes radiactivas para braquiterapia son cilíndricas, los fotones primarios deben recorrer mayor distancia sobre el eje longitudinal de la fuente, ya que tienen que atravesar el núcleo activo y el encapsulado de la fuente. De esta forma se experimenta mayor atenuación sobre el eje longitudinal que sobre el eje transversal de la fuente, como se observa en la figura 2.2. Para una distancia fija desde el centro de la fuente, la dosis cerca del eje longitudinal de la fuente es menor que sobre el eje transversal. Este fenómeno se conoce como filtración oblicua y es causante de la anisotropía (variación de la dosis en función del ángulo polar para cada distancia fija relativa al centro de la fuente). El encapsulado de la fuente sirve para que el material radiactivo no se fugue y además absorbe radiación no penetrante (beta, alfa y fotones de baja energía) que no contribuye al tratamiento.

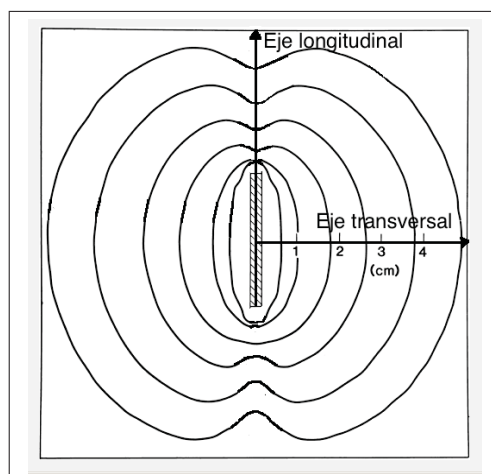


Figura 2.2: Curvas de isodosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

### 2.2.3. Absorción y dispersión en el medio circundante

El medio alrededor de la fuente afecta la distribución de la dosis en dos importantes maneras, que compiten entre sí. El medio interviene reduciendo la dosis por la atenuación de los fotones primarios. Fotones emitidos por la fuente están interaccionando con el medio, siendo dispersados por efecto Compton y absorbidos por efecto fotoeléctrico. Entonces, cada elemento del medio circundante dispersa fotones en todas direcciones, algunos de los cuales contribuyen a la dosis en el punto de interés. La influencia del medio alrededor de la fuente es el efecto de la combinación de estos dos procesos en competencia: absorción y dispersión de fotones. Los fotones dispersados dominan la distribución de dosis en braquiterapia para distancias mayores que 2 cm y son la principal fuente de complejidad al medir la dosis y en el desarrollo de algoritmos para el cálculo de la dosis en braquiterapia[15].

En la figura 2.3, se muestra el porcentaje de dosis en función de la distancia a la fuente en agua. Se observa que las curvas son casi independientes de la energía del fotón cuando la energía promedio es mayor que 200 keV. En este intervalo de energía la diferencia con la ley del inverso al cuadrado de la distancia es menor que el 5% en el intervalo de distancia de 1 a 5 cm. Este resultado, que simplifica la dosimetría de la braquiterapia, es el resultado del equilibrio entre la absorción de los fotones primarios y la dispersión de los fotones. Sólo para energías bajas la curva se desvía significativamente de la ley del inverso al cuadrado debido a que domina la absorción de fotones en lugar de la dispersión, energías por debajo de los 40 keV, como el  $^{125}\text{I}$  (28 keV). En estos casos, la dispersión es incapaz de compensar la pérdida de dosis debida a la absorción. De la figura 2.3 también observamos que el  $^{192}\text{Ir}$  se comporta siempre igual que la ley del inverso al cuadrado.

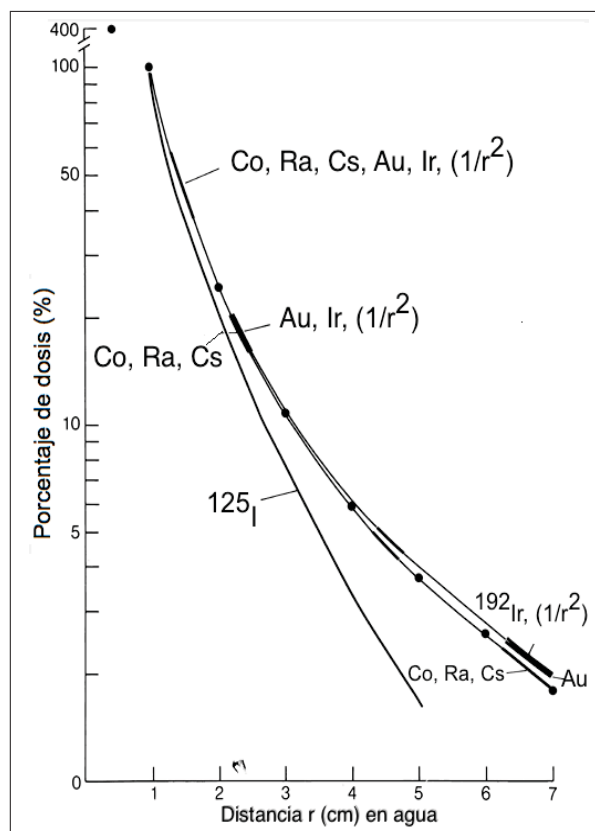


Figura 2.3: Variación de la dosis con la distancia en agua para fuentes puntuales de  $^{60}\text{Co}$  (1.25 MeV),  $^{226}\text{Ra}$  (0.8 MeV),  $^{137}\text{Cs}$  (0.66 MeV),  $^{198}\text{Au}$  (412 keV),  $^{125}\text{I}$  ( $\sim 28$  keV) y  $^{192}\text{Ir}$  (360 keV). La función  $(1/r^2)$  representa la ley del inverso al cuadrado[14].

#### 2.2.4. Respuesta del TLD-100 dentro del maniquí

La energía promedio del  $^{192}\text{Ir}$  cambia con la distancia dentro de un maniquí, debido al aumento en la fluencia de fotones dispersados de bajas energías. La densidad del PMMA causa una alta atenuación de fotones primarios que se asocia con un incremento de fotones dispersados, lo que aumenta el número de fotones de energías bajas. En la figura 2.4 se observa el incremento en la fluencia relativa de fotones de baja energía al aumentar la distancia a la fuente para el agua, agua sólida y PMMA. Para cada distancia el agua y el agua sólida son idénticas mientras que para el PMMA la fluencia de fotones de baja energía es mayor.

En la tabla 2.4 se muestra la energía promedio de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$ , con un encapsulado de 0.5 mm de acero, para distancias de la fuente de 1, 5 y 10 cm dentro de maniqués de agua, agua sólida, poliestireno y PMMA .



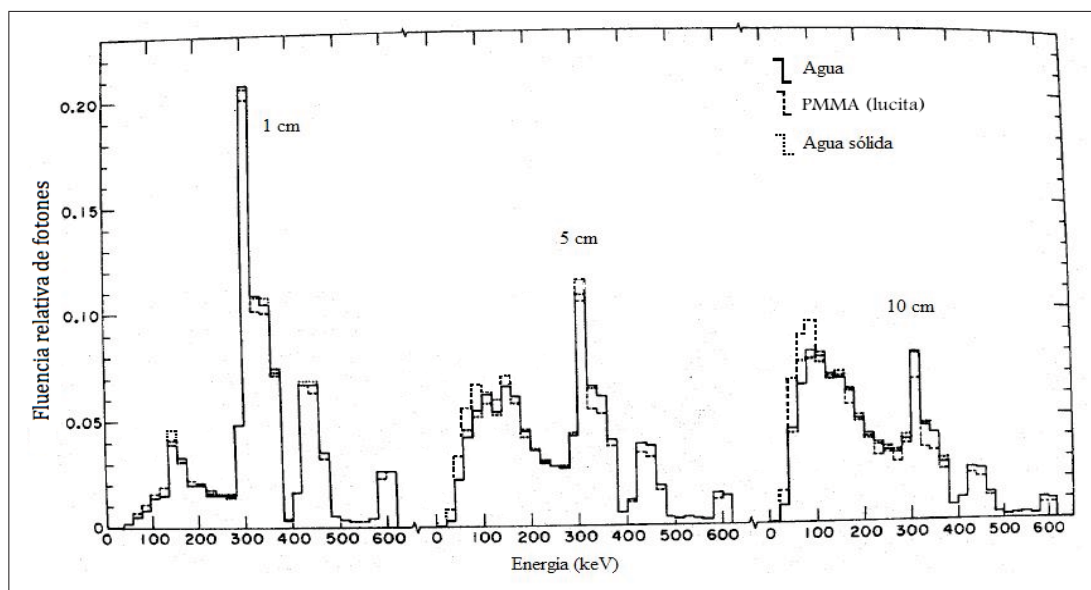


Figura 2.4: Espectro de energía en agua, agua sólida y PMMA a 1, 5 y 10 cm de profundidad para una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ [10].

Tabla 2.4: Energía promedio calculada para el agua, agua sólida, poliestireno y PMMA para las distancias de 1, 5 y 10 cm desde la fuente de  $^{192}\text{Ir}$ [10].

	E (keV)		
	1 cm	5 cm	10 cm
Agua	337	258	221
Agua sólido	337	258	222
Poliestireno	335	251	216
PMMA	330	242	202

Debido al cambio de la energía promedio con la distancia y a que la respuesta de los TLD-100 dependen de la energía, es necesario saber si el cambio en la respuesta relativa es significativo para realizar una corrección en la respuesta del TLD cuando son irradiados a diferentes distancias de la fuente dentro del maniquí.

Meigoni y cols.[16] midieron la respuesta del TLD-100 para diferentes profundidades usando un maniquí de poliestireno para una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  y llegaron a la conclusión de que el TLD-100 incrementa su respuesta cuando aumenta la profundidad. Este comportamiento fue atribuido a la dependencia de la respuesta del dosímetro para bajas energías. Se encontró que la sobre-respuesta fue de un 8.5 % a una profundidad de 10 cm. Sin embargo, Thomason y Higgins[17] también usaron TLD-100 para medir la distribución de dosis

radial sin aplicar el factor de corrección por la sobre-respuesta y obtuvieron una buena concordancia con los cálculos realizados. Durante varios años se publicaron artículos sin corregir y corrigiendo la respuesta del TLD con la profundidad en el maniquí, hasta que en el 2000, Pradhan y Quast[18], realizaron experimentos para evaluar la respuesta de TLD-100 a diferentes profundidades en maniquís sustitutos del agua para dar una conclusión a la controversia de la sobre-respuesta del TLD-100. Encontraron que la sobre-respuesta no excede el 2.5 %, con una precisión del 1 % ( $1\sigma$ ), a 10 cm de profundidad, lo que implicó que la sobre-respuesta del TLD-100 hasta 10 cm de distancia de la fuente dentro de un maniquí equivalente a agua puede ser despreciable. En este trabajo se tomó como válida esta última conclusión, por lo que no se realizaron correcciones en la respuesta del TLD por la profundidad en el maniquí.

### 2.3. Equivalencia del PMMA al agua

Para fuentes de braquiterapia cuya energía promedio es baja, el efecto fotoeléctrico hace de gran importancia la elección del material del maniquí. Sin embargo, ya que la energía promedio del  $^{192}\text{Ir}$  es de 360 keV, predomina el efecto Compton, lo que hace que la distribución de la dosis sea menos sensible de la composición del material del maniquí.

En 1988 Meli y cols.[10] realizaron experimentos usando maniquís de tres diferentes materiales (poliestireno, PMMA (lucita) y agua sólida) de  $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$  para conocer sus propiedades dosimétricas al ser irradiados con una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ . Concluyeron que el poliestireno y el agua sólida pueden ser considerados equivalentes al agua y bajo condiciones de dispersión total el PMMA también es equivalente al agua, figura 2.5. Ellos basan sus conclusiones en mediciones experimentales y simulaciones Monte Carlo. Carisson y Gudrun[11] definen, dispersión total, como la presencia de al menos 5 cm de material que rodea el punto de medición.

Meli y colaboradores utilizaron una cámara de ionización (PTW, Modelo 30-332) para medir la carga debida a la ionización que se produce dentro de los maniquís de agua sólida, poliestireno y PMMA. Los resultados fueron comparados con mediciones en agua.

La equivalencia del poliestireno y del agua sólida con el agua es el resultado del equilibrio entre la absorción y dispersión de los fotones. Ya que el PMMA es un material de mayor densidad, se tiene una mayor atenuación de los fotones primarios, la cual es compensada por un aumento en la dispersión. Meli y colaboradores demostraron que es necesario tener condiciones de dispersión total, esto es, que el punto de medición esté rodeado de suficiente material para lograr que la retrodispersión del haz compense la absorción.

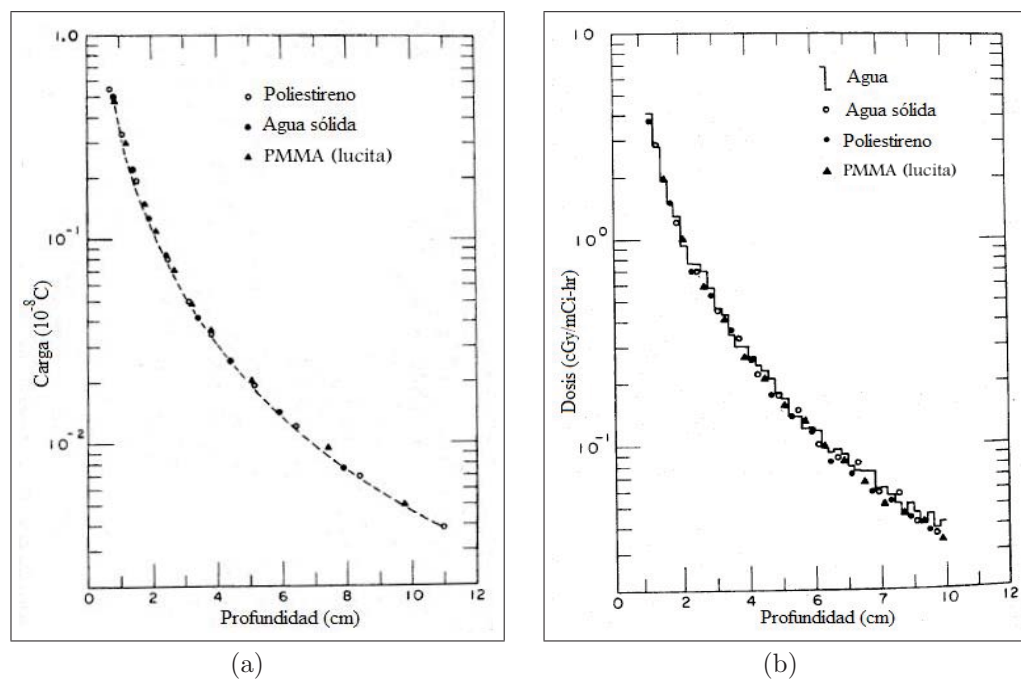


Figura 2.5: (a) Carga colectada en función de la profundidad. Muestra la equivalencia del poliestireno, agua sólida y de la lucita (PMMA). (b) Cálculos Monte Carlo de curvas de dosis en profundidad mostrando la equivalencia a agua del PMMA, poliestireno y agua sólida[10].

La dosis absorbida para fuentes cuyas emisiones tienen energía promedio mayor que 200 keV es casi independiente de la composición del medio, ya que el efecto Compton es el efecto dominante por arriba de los 200 keV y sólo depende de la densidad de electrones del medio, la cual es casi constante para materiales biológicos. Por debajo de los 100 keV donde el efecto fotoeléctrico empieza a dominar, la distribución de la dosis es altamente dependiente de la energía y la composición del medio.

## 2.4. Formalismo para el cálculo de la dosis

Los sistemas de planeación utilizan para el cálculo de la tasa de dosis el formalismo propuesto por el TG 43 (Task Group 43)[3]. Éste supone una fuente con simetría cilíndrica, sobre la que se define un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente y con origen de ángulos en el eje longitudinal de ésta. En la figura 2.6 se muestra la geometría de la fuente usada para el cálculo de la dosis.

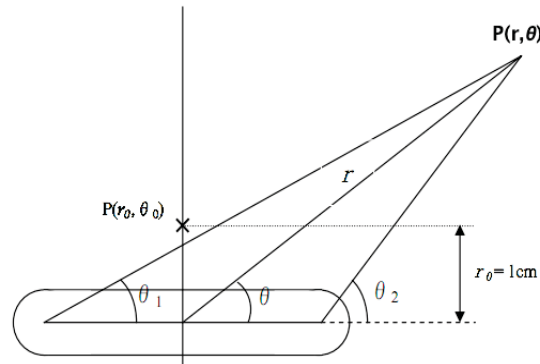


Figura 2.6: Geometría de la fuente en el cálculo de dosis.

El TG43 describe que la tasa de dosis  $\dot{D}(r, \theta)$  en un punto  $P(r, \theta)$  dentro del medio (agua), donde  $r$  es la distancia en centímetros desde el centro activo de la fuente y  $\theta$  es el ángulo polar relativo a la longitud axial de la fuente, es expresada como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} F(r, \theta) g(r) \quad (2.1)$$

A continuación se definen los términos de la expresión 2.1.

### 1 . Intensidad de kerma en aire $S_k$ :

Es una medida de la intensidad de la fuente de braquiterapia, la cual es especificada en términos de la tasa de kerma en aire en un punto a lo largo del eje transversal de la fuente en espacio libre. Ésta es definida como el producto de la tasa de kerma en aire a una distancia de calibración  $d$ , en espacio libre, medida a lo largo del eje transversal de la fuente, y el cuadrado de la distancia  $d$ .

$$S_k = \dot{K}(d) d^2 \quad (2.2)$$

La distancia de calibración  $d$  debe ser suficientemente grande para que la fuente pueda ser considerada como puntual matemáticamente y se escoge típicamente a 1 m.  $S_k$  tiene unidades de  $\mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1}$  que se denota con el símbolo U, que es,  $1\text{U} = 1 \mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1} = 1 \text{cGy cm}^2 \text{ h}^{-1}$ .

### 2 . Constante de tasa de dosis $\Lambda$ :

La constante de tasa de dosis se define como la tasa de dosis en agua a 1 cm de distancia sobre el eje transversal por unidad de intensidad de kerma en aire en un

maniquí de agua.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{S_k} \quad (2.3)$$

La constante incluye los efectos de la geometría de la fuente, la distribución espacial dentro de la fuente, el encapsulado, la autofiltración dentro de la fuente y la dispersión en agua alrededor de la fuente.

### 3 . Factor geométrico $G(\mathbf{r}, \theta)$ :

El factor geométrico toma en cuenta la variación de la dosis relativa debida sólo a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente, ignorando la absorción y dispersión de los fotones en la estructura de la fuente. Se define como:

$$G(r, \theta) = \int_v \frac{\rho(r') dV'}{|r' - r|^2} \quad (2.4)$$

donde  $\rho(r')$  es la densidad radiactiva (distribución del material radiactivo en la fuente) en el punto  $r'$ ,  $\rho(r') = \rho(x', y', z')$ , dentro de la fuente,  $V$  denota la integración sobre el volumen activo de la fuente,  $dV'$  es el elemento de volumen localizado por  $r'$ , y  $r$  denota el punto de interés que se localiza fuera de la fuente. Para fuentes de braquiterapia, el factor geométrico puede ser aproximado como:

$$G(r, \theta) = \begin{cases} 1/r^2 & \text{para aproximación puntual de la fuente,} \\ \frac{\beta}{Lr \sin(\theta)} & \text{para aproximación lineal de la fuente.} \end{cases} \quad (2.5)$$

Donde  $L$  es la longitud activa de la fuente y  $\beta$  el ángulo entre los extremos de la fuente y el punto  $P(r, \theta)$ . La aproximación de la fuente puntual para el cálculo de los factores geométricos es válida sólo para distancias de  $r > 2L$ , mientras que para pequeñas distancias radiales debe usarse la aproximación de la fuente lineal [19].

### 4 . Función radial $g(\mathbf{r})$ :

La función radial toma en cuenta los efectos por absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente y se define como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2)G(1cm, \pi/2)}{\dot{D}(1cm, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.6)$$

La función radial se aplica sólo para el eje transversal de la fuente y es un factor adimensional.

### 5 . Función de anisotropía $F(\mathbf{r}, \theta)$ :

La función de anisotropía es un factor adimensional que mide la variación de la dosis en función del ángulo polar alrededor de la fuente, incluyendo los efectos de absorción y dispersión de la fuente en el medio, se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.7)$$

La función de anisotropía da la variación angular de la tasa de dosis alrededor de la fuente para cada distancia debido a la autofiltración, a la filtración oblicua de los fotones primarios a través del material del encapsulado de la fuente y a la dispersión de los fotones en el medio.

# EQUIPOS Y MATERIALES

## 3.1. Fuente radiactiva de $^{192}\text{Ir}$

El diagrama esquemático de la fuente utilizada para las irradiaciones en este trabajo se muestra en la figura 3.1. La fuente fue fabricada por Varian y el modelo es VariSource VS2000. El núcleo activo de la fuente consiste de dos cilindros semiesféricos de 0.34 mm de diámetro y 2.5 mm de longitud. Estas semillas están hechas de iridio puro ( $\rho = 22.42 \text{ g cm}^{-3}$ ) con el material radiactivo uniformemente distribuido. El material radiactivo es encapsulado con titanio y níquel en un alambre cilíndrico de 0.59 mm de diámetro exterior, con una composición de 44.4 % Ti y 55.6 % Ni ( $\rho = 6.5 \text{ g cm}^{-3}$ ). El encapsulado se extiende 1 mm más allá del final del núcleo activo de la fuente[4].

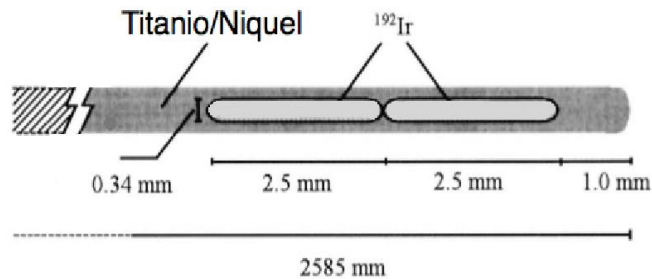


Figura 3.1: Geometría de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$ .

La fuente de  $^{192}\text{Ir}$  tiene un espectro de energía de rayos gamma relativamente bajo, con un intervalo entre 201-884 keV para las mayores intensidades y una energía promedio de 360 keV; su número atómico es alto ( $Z=77$ ) y su vida media es de 73.83 días. Decae a varios estados excitados del  $^{192}\text{Pt}$  por emisión de partículas beta (95.6 %) y del  $^{192}\text{Os}$  por captura electrónica (4.4 %), el esquema del decaimiento de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  se muestra en el apéndice. La componente beta en el espectro del  $^{192}\text{Ir}$  tiene una energía promedio de 180 keV, sin embargo la contribución de las partículas beta es despreciable, ya que después de atravesar el núcleo activo de la fuente queda un 10.2 % de los electrones primarios emitidos y después de atravesar el encapsulado de Ti/Ni sólo queda el 0.41 % de los electrones

primarios[20].

La distribución de dosis alrededor de la fuente es dependiente tanto del encapsulado como de las dimensiones del núcleo activo de la fuente y tiende a ser altamente anisotrópica debido principalmente a la auto-absorción de los fotones en el iridio y a la absorción en el encapsulado de la fuente.

## 3.2. Dosímetros termoluminiscentes (TLD)

Para medir la dosis se usaron dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio,  $\text{LiF:Mg,Ti}$  (TLD-100), figura 3.2, los cuales fueron seleccionados debido a que son ampliamente usados en dosimetría y para estudiar la respuesta de los materiales al ser expuestos a radiación ionizante. Entre las cualidades de los dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) destacan su equivalencia a tejido blando (número atómico efectivo igual a 8.2, similar a 7.4 del tejido), su pequeño tamaño, bajo desvanecimiento de la señal, la mínima perturbación generada en la administración del tratamiento, su fácil lectura, intervalo de dosis útil y su reproducibilidad, además de que pueden ser reusados. Estas características hacen al TLD-100 un dosímetro eficiente para medir la dosis bajo las condiciones dadas en este trabajo.

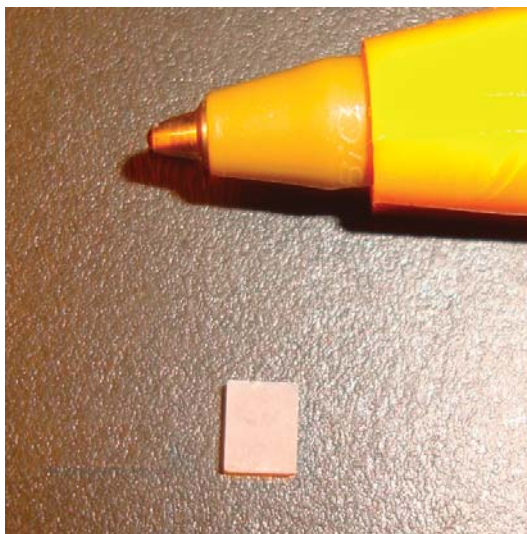


Figura 3.2: TLD-100

Antes de irradiar los TLD se sometieron a un tratamiento térmico de acuerdo con el protocolo seguido por el Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM). Este tratamiento térmico consiste en un



horneado a alta temperatura (400 °C) durante 1 h, seguido de un enfriado rápido (10-15 min) a temperatura ambiente, y finalmente un horneado de baja temperatura (100 °C) durante 2 h. El horneado a 400°C tiene por objetivos, borrar la señal acumulada durante su almacenamiento y dispersar las impurezas a su configuración original. El horneado a 100 °C inhibe los picos de bajas temperaturas en la curva de brillo para tener una señal más estable en el momento de leer los dosímetros y que la lectura no dependa del tiempo entre la irradiación y la lectura del TLD.

En la tabla 3.1 se muestran algunas de las características de los TLD-100.

Tabla 3.1: Características de los TLD-100[21]

<b>Material</b>	LiF:Mg,Ti
<b>Concentración de <math>^6\text{Li}</math>: (<math>^6\text{Li}/\text{Li}</math>)</b>	7 %
<b>Densidad (<math>\text{g}/\text{cm}^3</math>)</b>	2.64
<b>Número atómico efectivo</b>	8.2
<b>Eficiencia intrínseca</b>	0.039 %
<b>Temperatura del pico principal a 10°C/s</b>	240°C
<b>Intervalo de dosis útil</b>	mGy - $10^3$ Gy
<b>Desvanecimiento de la señal TL</b>	< 5 % en 12 semanas
<b>Espectro de emisión TL (nm)</b>	Intervalo de 350 a 600 se presenta un máximo a 400

La respuesta de un dosímetro termoluminiscente por unidad de kerma en aire depende de varios parámetros; los más importantes son[22]:

- Coeficiente de absorción de energía del TLD.
- Variación con el ángulo de incidencia de la radiación.
- Autoatenuación causada por la masa del detector.
- Absorción y dispersión causada por el empaque del detector.
- Eficiencia intrínseca que depende de la energía del fotón (dependencia con la LET).
- Linealidad y respuesta en función de la dosis.
- Características de desvanecimiento.
- Sensibilidad a la exposición a la luz.

- Tratamiento térmico (horneado).
- Condiciones de lectura.
- Estabilidad de los parámetros del lector.

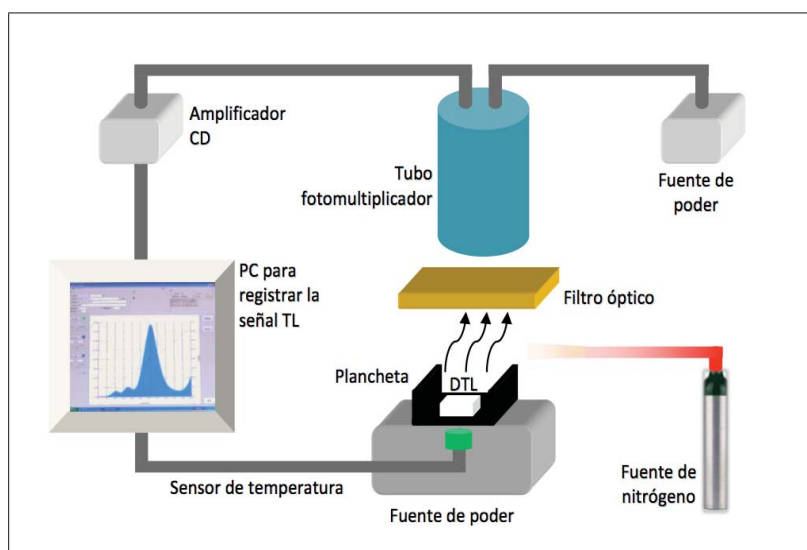
### 3.3. Equipo lector de TLD

Para obtener la lectura de la respuesta termoluminiscente usamos el equipo lector HARSHAW 3500, figura 3.3 (a). El TLD es colocado sobre la plancheta del equipo lector y ésta calienta al dosímetro desde temperatura ambiente hasta 350 °C mediante una corriente eléctrica. La rapidez de calentamiento puede ajustarse por un sistema de control. Conforme el cristal se calienta los electrones adquieren suficiente energía para salir de las trampas, moverse y recombinarse con un hueco y emitir fotones luminosos. La cantidad de luz aumenta, conforme aumenta la temperatura, hasta llegar a un máximo y después disminuye por el agotamiento de los electrones en las trampas. La luz que emite el TLD pasa primero por un filtro que disminuye la radiación infrarroja emitida por la plancheta y después es recibida por un tubo fotomultiplicador (TFM). Cuando un fotón llega al fotocátodo del tubo fotomultiplicador, arranca electrones que son acelerados por una diferencia de potencial entre los dinodos. Al pasar un electrón por cada dinodo arranca varios de ellos por cada etapa, produciendo al final por cada electrón que sale del fotocátodo  $10^6$  electrones, que generan un pulso eléctrico de amplitud suficiente para su medición. La señal generada por el tubo fotomultiplicador es amplificada y enviada a un graficador que traza una curva de la cantidad de luz emitida por el TLD en función de la temperatura (curva de brillo), en la cual se tendrán varios picos según el número de trampas a diferentes profundidades que existan en el cristal[23]. La cantidad de luz emitida (el área bajo la curva), es proporcional a la dosis recibida por el TLD.

Durante la lectura del TLD se hace fluir nitrógeno en la zona de calentamiento para evitar contaminaciones producidas por el cristal y la plancheta, ya que a temperatura  $\geq$  a 300°C se tienen reacciones químicas entre la plancheta y el aire y entre el cristal y el aire, además, el nitrógeno disminuye la radiación infrarroja proveniente de la plancheta y mejora la precisión de las lecturas de los dosímetros expuestos a bajas dosis. Un diagrama del equipo lector se muestra en la figura 3.3 (b).



(a)



(b)

Figura 3.3: Equipo lector TL: (a) Equipo HARSHAW 3500. (b) Diagrama esquemático del equipo lector TL.

Los parámetros de operación que se usaron en el equipo lector son:

1. Voltaje de operación del tubo fotomultiplicador: 764 V.
2. Tasa de calentamiento: 10 °C/s.
3. Tiempo de lectura: 35 s.
4. Ventana de Integración: Desde temperatura ambiente hasta 350 °C.

Cada vez que se utiliza el equipo lector, es necesario verificar que ciertos parámetros sean reproducibles o se encuentren dentro de su intervalo adecuado para el buen funcionamiento del equipo, éstos son

1. Voltaje de operación del tubo fotomultiplicador.
2. Corriente (pA) del tubo fotomultiplicador.
3. Temperatura del cuarto donde se encuentra el equipo lector.
4. Ruido en el tubo fotomultiplicador (nC).
5. Señal de referencia (nC).

### 3.4. Maniquí de PMMA

Se utilizó un maniquí cúbico de PMMA (polimetilmetacrilato), conocido también como lucita, fabricado en el taller del Instituto de Ciencias Nucleares, UNAM. [Este maniquí fue construido para la tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica) de Porfirio Díaz Aguirre.]

La composición del PMMA se muestra en la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Composición atómica del PMMA.

Elemento	PMMA (No. de átomos por molécula)
H	5
C	8
O	2
Densidad (g cm <sup>-3</sup> )	1.19

El maniquí está constituido por 50 placas de PMMA de 30 x 30 x 0.6 cm<sup>3</sup>. Cuenta con placas especiales que tienen nichos para colocar los TLD a diferentes distancias radiales y una abertura para introducir el catéter que lleva a la fuente, figura 3.4 (a). Cada placa tiene una distancia radial fija, desde el centro de la placa (donde se coloca la fuente radiactiva) a la posición de los dosímetros. Los radios son de 2, 3, 4, 5, 7 y 10 cm. Los dosímetros se colocan a diferentes ángulos respecto del centro de la fuente, como se muestra en la figura 3.4(b).

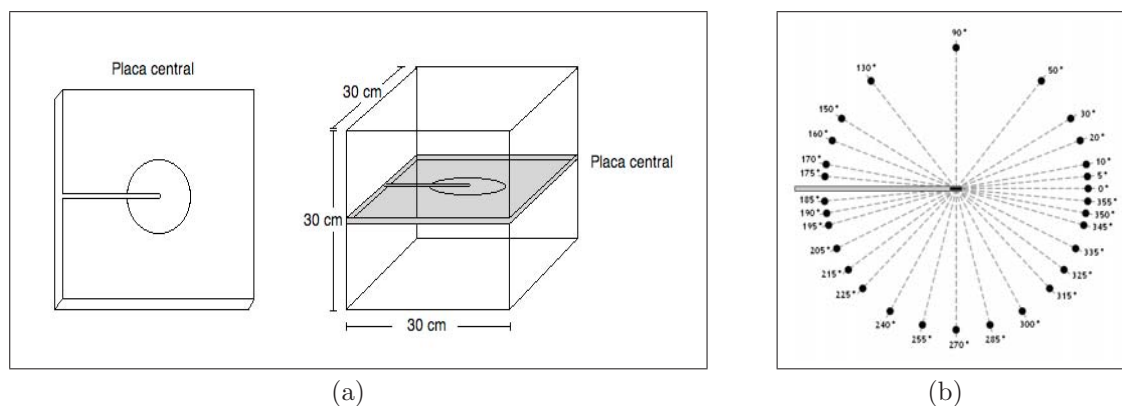


Figura 3.4: Maniquí de PMMA: (a) Partes y dimensiones del maniquí. (b) Ángulos a los que fueron colocados los TLD-100 dentro de la placa a 3, 4 y 5 cm de radio.

### 3.5. Equipo de carga remota de la fuente de $^{192}\text{Ir}$ (VariSource)

El equipo de carga remota (VariSource) contiene la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  dentro de un blindaje de tungsteno y la carga de forma remota por medio de un catéter hacia la posición deseada. El equipo tiene la capacidad de usar 20 canales durante un tratamiento. Con este equipo se pueden variar las posiciones de la fuente (desde 2 hasta 99 mm) dentro del catéter y los tiempos de estancia en cada posición hasta lograr la distribución de dosis deseada. En la figura 3.5 se muestra el equipo de descarga de la fuente y algunos ejemplos de distribuciones de dosis al variar la posición y el tiempo de la fuente dentro del catéter.

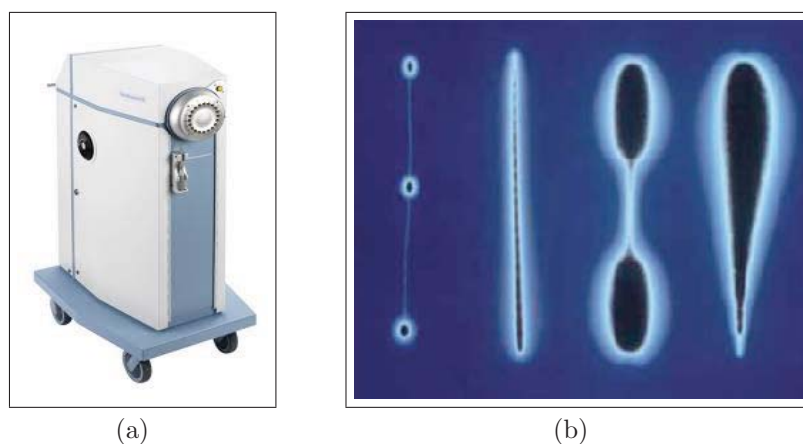


Figura 3.5: (a) Equipo de carga remota VariSource. (b) Ejemplos de distribuciones de dosis al variar la posición y el tiempo de la fuente.

Para este trabajo se utilizaron catéteres de 120 cm y 137.5 cm de longitud. El equipo VariSource está conectado a un sistema de control. Los cálculos realizados con el sistema de planeación son transferidos al sistema de control y éste coloca a la fuente en las posiciones y los tiempos calculados.

## 4.1. Caracterización de los TLD

Antes de utilizar los TLD para realizar las mediciones con la fuente de braquiterapia, se llevó a cabo su caracterización, es decir, determinar el grado de homogeneidad del lote, su reproducibilidad y finalmente se calibraron usando una fuente de  $^{60}\text{Co}$ .

Con la prueba de homogeneidad podemos saber si las respuestas termoluminiscentes de los TLD se agrupan cerca del promedio, mediante la prueba de reproducibilidad obtenemos la dispersión por reuso y al calibrar los dosímetros obtenemos la relación entre dosis absorbida y la respuesta termoluminiscente.

Se realizó la caracterización de un lote de 100 dosímetros termoluminiscentes de LiF:Mg, Ti, marca Thermo Fisher (TLD-100), en presentación de prisma rectangular con dimensiones de  $3 \times 3 \times 0.9 \text{ mm}^3$ . La caracterización de los dosímetros se realizó en el laboratorio de dosimetría del Instituto de Física, UNAM.

Durante la prueba de homogeneidad de los dosímetros, cada TLD fue irradiado por separado, usando una fuente de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , durante dos minutos. Esta irradiación se realizó 24 horas después de haber sido horneados, con el protocolo de horneado descrito en el capítulo 3. La fuente de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  tiene una vida media de 28.79 años y es emisora de partículas beta. En el momento de irradiar los dosímetros, la fuente tenía una tasa de dosis de  $0.340 \text{ cGy/s}$  (13 de noviembre de 2009) en el nicho del soporte de lucita, donde se irradiaron los dosímetros.

Al día siguiente de la irradiación, los TLD fueron leídos usando el lector termoluminiscente. Los dosímetros se colocaron en la plancheta del lector y se procedió a la lectura. Con el programa WinREMS se obtiene la curva de brillo para cada dosímetro y su respuesta termoluminiscente.

Para realizar la prueba de reproducibilidad se seleccionaron 10 dosímetros del lote. Los

dosímetros seleccionados fueron horneados utilizando el mismo protocolo. Al día siguiente de ser horneados los TLD fueron irradiados, usando la fuente de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  durante dos minutos cada uno y, aproximadamente 24 horas después de la irradiación, se leyó su respuesta termoluminiscente. Este procedimiento se repitió cinco veces para cada uno de los dosímetros y se obtuvieron los promedios y las desviaciones estándar de las 5 respuestas para cada uno de los dosímetros irradiados.

Para obtener la incertidumbre por reproducibilidad, se obtuvo el promedio de los promedios de las respuestas TL para los 10 dosímetros. La incertidumbre por reproducibilidad es la incertidumbre del promedio, y se obtuvo con el método de propagación de errores, usando la siguiente ecuación

$$\delta\bar{X} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{10} \sigma_i^2}}{10} \quad (4.1)$$

Donde  $\sigma_i$  es la desviación estándar de cada uno de los 10 dosímetros por las 5 irradiaciones.

Para corregir por las diferencias en la respuesta de los TLD se utiliza el factor de corrección  $C_{ij}$ . Este factor se obtiene con el cociente del promedio de las respuestas termoluminiscentes de todos los TLD ( $TL_{prom}$ ) del lote y el valor de la respuesta de cada TLD individual ( $TL_{ij}$ ). Como todos los dosímetros fueron irradiados con la misma dosis entonces se puede definir como:

$$C_{ij} = \frac{TL_{prom}}{TL_{ij} - TL_{fondo}} \quad (4.2)$$

donde

$$TL_{prom} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n [(TL_{ij} - TL_{fondo})] \quad (4.3)$$

Donde  $TL_{fondo}$  es la respuesta termoluminiscente del dosímetros no irradiado y N es el número total de dosímetros del lote. En este trabajo, el valor de  $TL_{fondo}$  fue siempre tres ordenes de magnitud menor que el valor de la respuesta TL de los dosímetros irradiados con la fuente de  $^{192}\text{Ir}$ , así que no representó cambio en los valores medidos. El factor se obtuvo tres veces para cada dosímetro. El promedio y la desviación estándar de los factores por las tres irradiaciones fueron obtenidos.

El factor de corrección para cada dosímetro es usado para corregir la respuesta de los TLD al ser irradiados con los rayos gamma de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$ . Este factor hace más homogénea la respuesta de los dosímetros a una misma dosis, con respecto al valor promedio del lote.



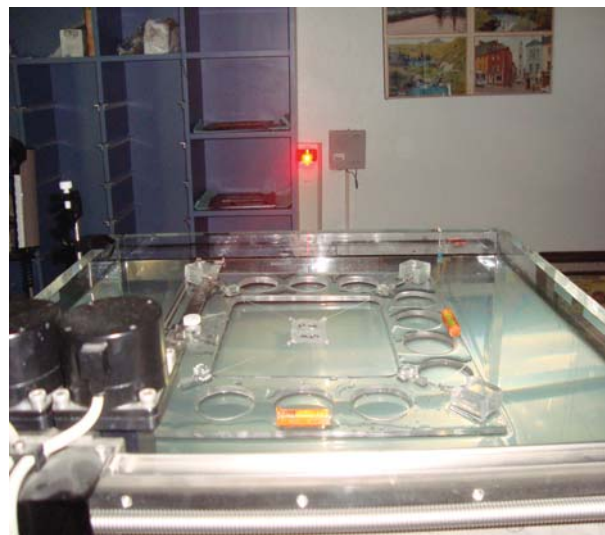
## 4.2. Calibración de los TLD

Durante la calibración los TLD-100, fueron expuestos a distintas dosis en agua, desde 10 hasta 80 cGy, en la unidad de  $^{60}\text{Co}$  Theratron 1000 propiedad del INCan usada para tratamientos de radioterapia. La configuración de la fuente produce un haz vertical de rayos gamma, con una energía promedio de 1.25 MeV. La cabeza del Theratron 1000 contiene quijadas ajustables para colimar el haz de radiación.

Los TLD fueron colocados dentro de un maniquí de agua y antes de realizar la calibración fueron puestos dentro de paquetes de plástico sellados al vacío para evitar que se mojaran. Para realizar la calibración se usó un maniquí de calibración propiedad del INCan y un soporte especial que se ajustó al maniquí para sostener los paquetes sellados con los TLD. En la figura 4.1 se muestra como fueron colocados los dosímetros para su calibración.



(a)



(b)

Figura 4.1: Calibración de los dosímetros: (a) Theratron 1000 con el maniquí de calibración. (b) Soporte utilizado para sostener a los dosímetros.

Los dosímetros fueron calibrados a 5 cm de profundidad en agua y a una distancia fuente superficie (SSD) de 95 cm dentro de un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . En el momento de la calibración, la tasa de dosis en agua a 5 cm de profundidad era de 75.15 cGy/min con una incertidumbre de 2.24%. Para medir la tasa de dosis se usó una cámara de ionización, la cual fue colocada en las mismas condiciones en las que fueron calibrados los dosímetros.

Los TLD-100 fueron irradiados a dosis conocidas dentro de su intervalo de respuesta lineal (10 a 80 cGy) y se obtuvo el promedio de la respuesta termoluminiscente para tres

dosímetros por cada dosis junto con su desviación estándar. Una vez que se tenían los promedios de las respuestas, se obtuvo la gráfica de respuesta termoluminiscente en función de la dosis y se ajustó a los datos una función lineal por medio del método de mínimos cuadrados.

### 4.3. Posición de la fuente

Es muy importante conocer con exactitud la posición de la fuente dentro del maniquí durante la irradiación de los dosímetros. Para encontrar la posición de la fuente, se usaron películas de tinte radiocrómico (PTR) modelo MD-55. Las PTR se colocaron sobre el catéter que lleva a la fuente a la posición de irradiación y se irradiaron, con la dosis suficiente para marcar la posición de fuente en la película, como se muestra en la figura 4.2. Se marcó sobre la PTR el borde del catéter para encontrar la distancia a la cual se coloca la fuente con respecto al borde del catéter y así poder localizar esa misma posición en el sistema de planeación. Si conocemos la posición de la fuente durante la irradiación podemos saber si el sistema de planeación está colocando a la fuente de manera correcta.

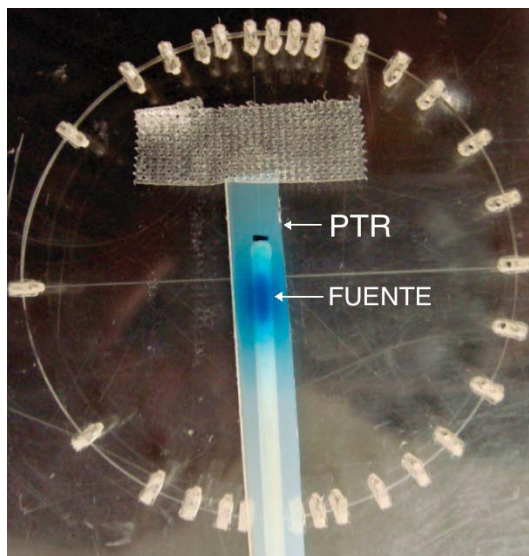


Figura 4.2: Posición de la fuente en el momento de la irradiación

La prueba de localización de la fuente se realizó para dos distintos catéteres usados en este trabajo.

## 4.4. Planeación con radiografías ortogonales

Para realizar la planeación del tratamiento, el sistema de planeación necesita la imagen del paciente (o maniquí) que se va a tratar para realizar los cálculos de dosis. La forma más común de proceder es adquirir dos radiografías ortogonales, una radiografía antero-posterior y una lateral (figura 4.3).

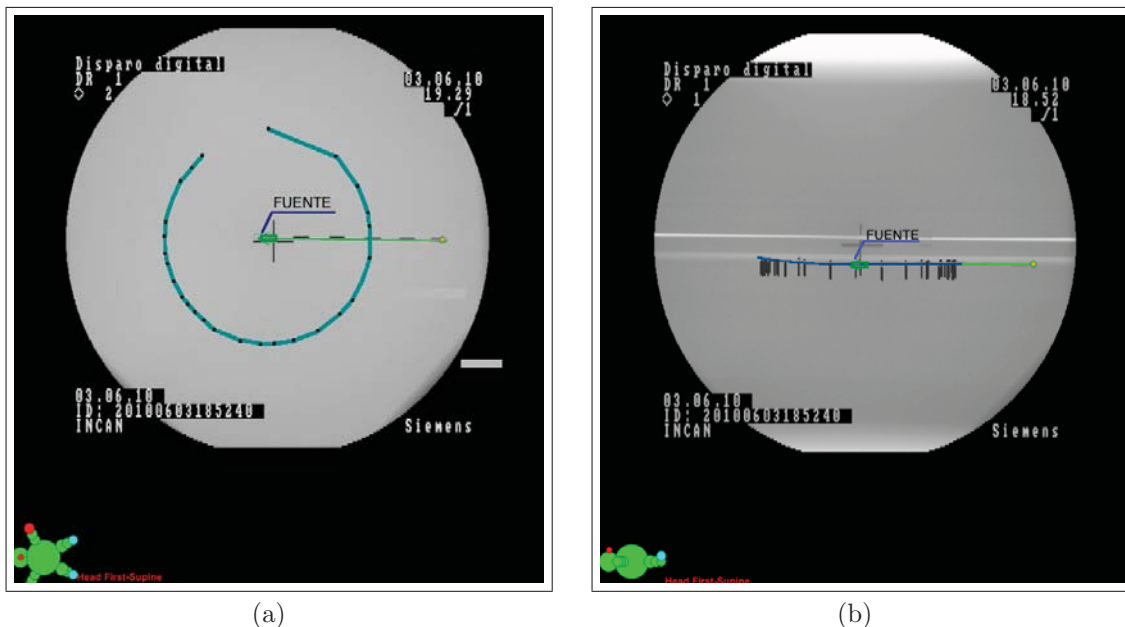


Figura 4.3: Radiografías ortogonales del maniquí (a) antero-posterior (b) lateral.

Para obtener estas imágenes radiográficas se usa el equipo de rayos X (en forma de arco en C) marca SIREMOBIL Iso-C de SIEMENS (Figura 4.4). El arco en C permite girar  $90^\circ$  el tubo de rayos X junto con el detector para adquirir las dos imágenes ortogonales sin mover al paciente y manteniendo el mismo isocentro en las dos imágenes.

La adquisición de las imágenes ortogonales nos sirve para determinar en coordenadas tridimensionales la posición de la fuente y la orientación de las fuentes relativa a la anatomía de la paciente. En cada vista de las radiografías ortogonales se tienen dos coordenadas con el eje de rotación de la imagen siendo una coordenada en común. Una vez determinada la posición de la fuente en un sistema de coordenadas tridimensionales el sistema de planeación calcula la tasa de dosis con respecto a la posición de la fuente por medio de la ecuación 2.1.



Figura 4.4: Equipo de rayos X (Arco en C), INCan.

Para distinguir en las radiografías los nichos en el maniquí donde serán colocados los TLD-100, se colocaron pequeños trozos de alambre en estos nichos. En el momento de adquirir la imagen se colocan 13 placas de PMMA debajo de la placa con los nichos y 13 placas sobre ésta.

Una vez adquiridas las dos imágenes, se transfieren al sistema de planeación Brachy-Vision 8.6, el cual reconstruye una imagen en 3D basándose en un punto en común en las radiografías, como se ve en la Figura 4.5(a).

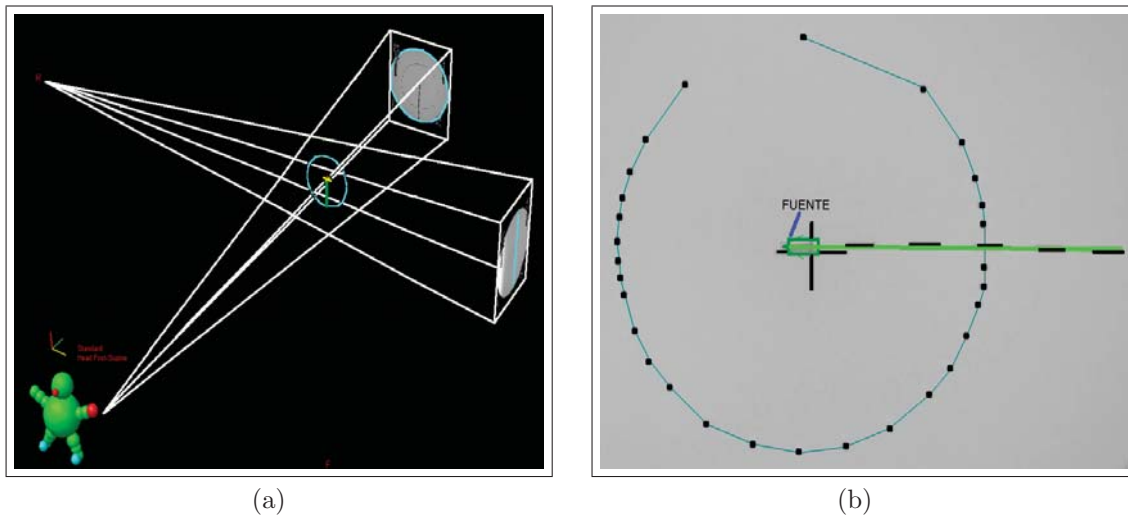


Figura 4.5: (a) Reconstrucción de la imagen con radiografías ortogonales. (b) Muestra la línea de referencia en los lugares donde serán colocados los TLD-100 para la placa de 3 cm de radio y la posición del catéter con la fuente al final de éste.

Las radiografías adquiridas son reescaladas para que el sistema de planeación muestre las imágenes con las medidas reales. Después, en el sistema de planeación se marcan los puntos de referencia en los nichos donde serán colocados los TLD, como se muestra en la figura 4.5(b) y se marca la posición donde entra y donde termina el catéter dentro del maniquí.

Para distinguir la dirección del catéter en el maniquí, usamos un catéter especial que contiene trozos de alambre dentro, lo que hace que podamos distinguir su posición en la imagen radiográfica. Finalmente, el sistema de planeación calcula las curvas de isodosis y las dosis en los puntos de la línea de referencia.

Usando imágenes de radiografías ortogonales se calculó la dosis a los TLD para las distancias radiales a la fuente de 3 y 4 cm.

## 4.5. Planeación con tomografía computarizada (CT)

Se realiza una tomografía computarizada (CT) del maniquí usando una técnica de adquisición de cabeza con cortes de 2 mm. Las imágenes son transferidas al sistema de planeación BrachyVision 8.6 y éste realiza la reconstrucción en 3D de la imagen. En la figura 4.6 se muestra la imagen de la reconstrucción por tomografía computarizada del maniquí.

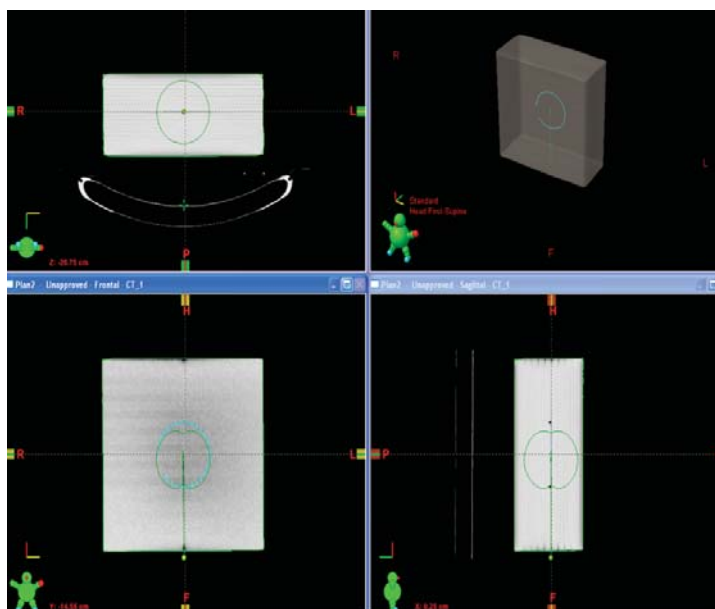


Figura 4.6: Reconstrucción del maniquí con imágenes de CT.

Una vez que se tiene la imagen reconstruida, se marcan los puntos de referencia donde serán colocados los TLD. Se inserta el catéter marcando la posición donde entra y donde termina. El sistema de planeación coloca la primera posición de la fuente en el extremo distal, como se muestra en la figura 4.7(b). Se da la dosis de prescripción a la línea de referencia y el sistema de planeación ajusta la curva de isodosis prescrita a la línea de referencia (figura 4.7(a)). Se imprime el reporte del plan, el cual muestra la dosis que se recibirá en cada uno de los puntos de referencia, el tiempo total del tratamiento y la intensidad de kerma en aire de la fuente ( $S_k$ ) en el momento en que se realizó el plan. Finalmente se transfiere el plan al equipo VariSource para su aplicación.

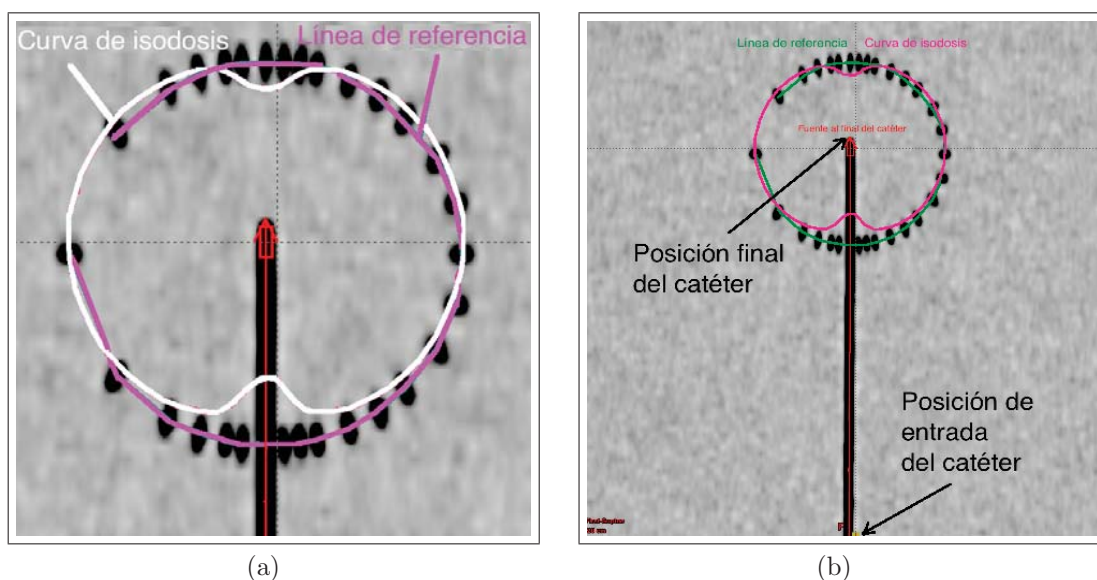


Figura 4.7: (a) Muestra la línea de referencia y la curva de isodosis calculada por el sistema de planeación. (b) Forma en la que el sistema de planeación coloca la fuente.

## 4.6. Irradiación de los TLD

Los dosímetros, ya caracterizados, se colocaron (desde 29 hasta 40 TLD-100 dependiendo del radio) a diferentes ángulos dentro de la placa especial del maniquí. Se inserta también el catéter, que está conectado al equipo de descarga remota, a la placa especial y se colocan las placas de PMMA debajo y sobre la placa especial. En la figura 4.8 se muestra la forma en la que se colocaron las placas de PMMA.

La dosis que se prescribió a la línea de referencia donde se encontraban los dosímetros fue de 50 cGy.

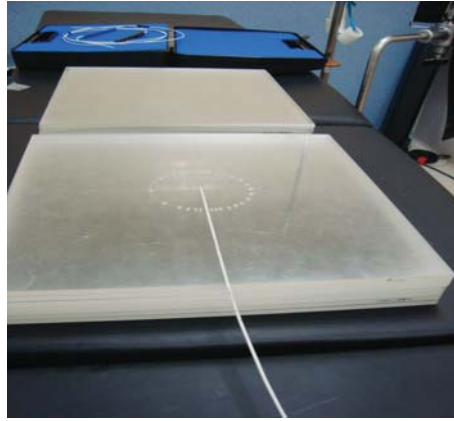


Figura 4.8: Forma en que se irradiaron los TLD.

## 4.7. Medida de la dosis con los TLD

Para medir con exactitud la dosis en un punto relativo al centro de una fuente de braquiterapia, se requiere conocer todos los posibles factores que pueden afectar la medida, tales como, las condiciones del maniquí para tener la equivalencia a agua, dependencia de la respuesta del dosímetro con la energía, efectos de dispersión, decaimiento de la fuente, anisotropía angular, posición exacta de la fuente y correcciones por radiación de fondo.

Para medir la dosis absorbida en agua con los TLD-100 nos basamos en el protocolo usado por Meigooni y cols.[24] para medir la constante de tasa de dosis con TLD.

Primero obtenemos la respuesta neta del dosímetro individual.

$$TL_{neta} = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n [(TL_{ij} - TL_{fondo})] C_{ij}}{F} \quad (4.4)$$

donde F es la corrección por la no linealidad de la respuesta de los TLD como función de la dosis absorbida. En este trabajo se irradió sólo en la región de dosis donde la respuesta termoluminiscente es lineal, así que no fue necesario realizar esta corrección.

La ecuación usada para medir la dosis es:

$$D(r) = \frac{TL_{neta}}{E(r) \cdot \epsilon} \quad (4.5)$$

Donde:

$TL_{neta}$  = Respuesta TL neta, definida en la ecuación 4.4.

$\epsilon$  = el valor dado por la curva de calibración (nC/cGy) para un haz de referencia (rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ ).

$E(r)$  = corrección por la dependencia de los TLD con la energía o respuesta relativa del TLD.

$$E(r) = \left( \frac{TL_{neta}}{D_{agua}} \right)_{^{60}Co}^{^{192}Ir} > 1 \quad (4.6)$$

## 4.8. Comparación de la dosis medida y calculada

Una vez que los dosímetros fueron irradiados, se leyeron usando el equipo lector de dosímetros termoluminiscentes y se obtuvo su respuesta termoluminiscente. Usando el método mostrado en la sección 4.7 se obtiene la dosis absorbida en agua para cada TLD-100.

El sistema de planeación BrachyVision 8.6 calcula la dosis en las posiciones donde están colocados los dosímetros y estos valores son comparados con los valores de dosis medidos con los TLD para obtener la diferencia porcentual usando la ecuación 4.7.

$$Diferencia \% = \frac{D_{medida} - D_{calculada}}{D_{medida}} \times 100 \quad (4.7)$$



## 5.1. Caracterización de los TLD

### 5.1.1. Homegeneidad de los TLD

Usando la ecuación 4.2 se encontró el factor de corrección ( $C_{ij}$ ) para cada uno de los TLD del lote. La desviación estándar de la respuesta TL del lote a una dosis dada de radiación fue de aproximadamente 4.5 % con respecto al valor promedio de la respuesta del lote. Una vez que se aplicó el factor de corrección a cada uno de los dosímetros, la desviación estándar de la respuesta fue del 2 %. En la figura 5.1 se muestran los valores de la respuesta termoluminiscente para cada dosímetro antes y después de aplicar el factor de corrección.

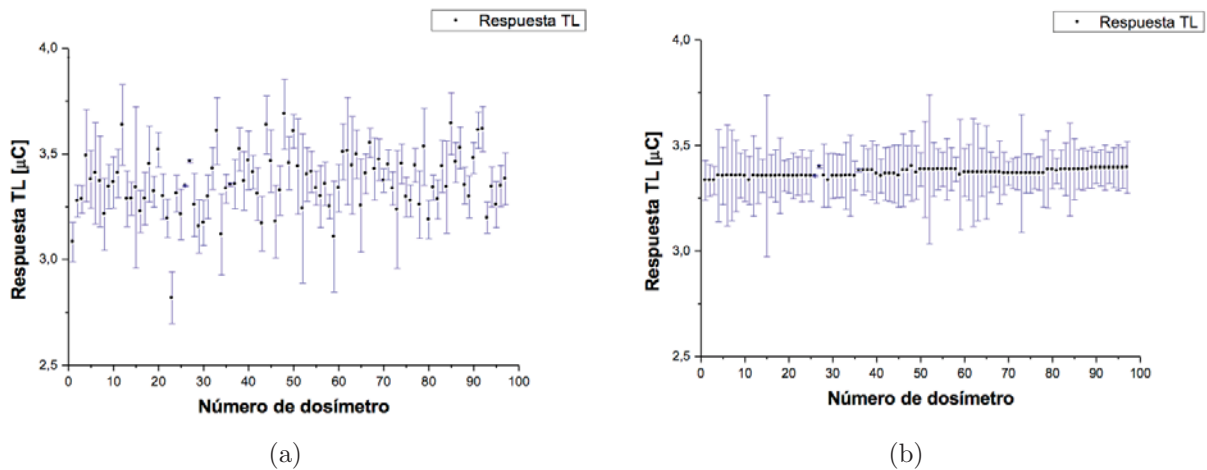


Figura 5.1: Respuesta TL (a) antes de aplicar el factor de corrección (b) después de aplicar el factor de corrección.

### 5.1.2. Reproducibilidad de los TLD

En la tabla 5.1 se muestran los promedios de las respuestas TL para los 10 dosímetros irradiados durante la prueba de reproducibilidad, junto con su desviación estándar. El promedio de las respuestas TL para los 10 dosímetros irradiados fue de  $2.598 \mu\text{C}$ .

Tabla 5.1: Reproducibilidad de los TLD.

Dosímetro	Promedio de la respuestas TL( $\mu\text{C}$ ) 5 irradiaciones	Desviación estándar TL( $\mu\text{C}$ ) 5 irradiaciones
1	2.55	0.04
2	2.60	0.10
3	2.59	0.05
4	2.68	0.04
5	2.75	0.07
6	2.55	0.06
7	2.56	0.14
8	2.60	0.10
9	2.60	0.10
10	2.45	0.12
<b>promedio</b>	2.60	

La incertidumbre relativa por reproducibilidad de los TLD se obtuvo con la ecuación 4.1, y es de 2%.

### 5.1.3. Calibración de los TLD

Durante la calibración de los TLD, éstos se irradiaron dentro del intervalo de dosis en que la respuesta TL es lineal (de 10 cGy hasta 80 cGy). Los TLD se irradiaron en la unidad de  $^{60}\text{Co}$  Theratron 1000, propiedad del INCAn. A cada dosímetro, después de haber leído su respuesta TL, se le aplicó el factor de corrección  $C_{ij}$  y se le restó el valor de fondo. Se obtuvo la gráfica de respuesta TL como función de la dosis en unidades de  $\mu\text{C}$  y cGy respectivamente y se aplicó un ajuste lineal por mínimos cuadrados. Los coeficientes de la ordenada al origen y la pendiente, así como la incertidumbre estándar asociada al ajuste por mínimos cuadrados de la curva de calibración se presentan en la tabla 5.2.

Tabla 5.2: Coeficientes e incertidumbres asociadas a la función lineal.

Ecuación	$y = a+bx$	
	Coeficiente de correlación	
	$(R^2) = 0.99931$	
	Valor	Incertidumbre
<b>Ordenada al origen</b>	-0.05	0.05
<b>Pendiente</b>	0.085	0.001

En la figura 5.2 se muestra la curva de calibración de los TLD-100.

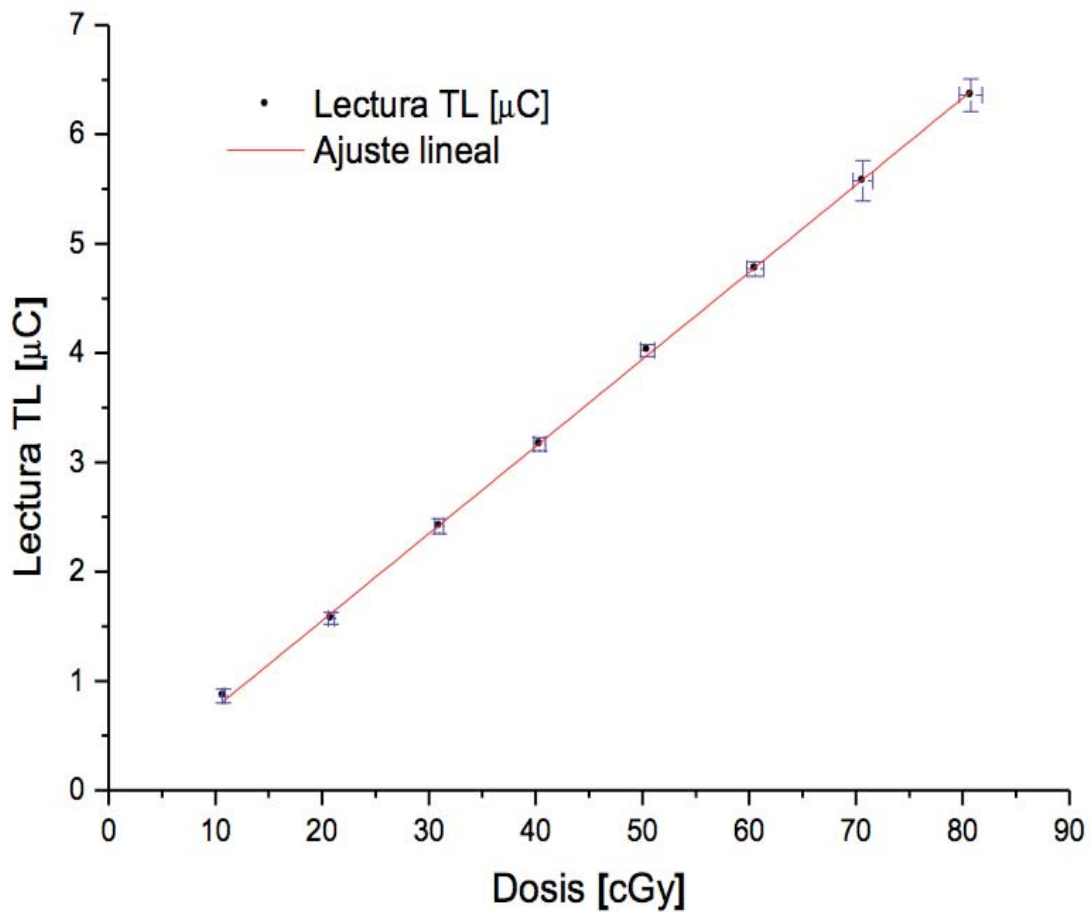


Figura 5.2: Curva de calibración de los TLD.

La dosis absorbida en agua para cada dosímetro irradiado con la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  se obtendrá usando la función lineal de la curva de calibración (tabla 5.2). La forma en que se calculó la incertidumbre asociada a la dosis absorbida se muestra en la ecuación 5.1.

$$\delta D = \sqrt{\left(\frac{\delta TL}{b}\right)^2 + \left(\frac{\delta a}{b}\right)^2 + \left(\frac{TL - a}{b^2}\right)^2 (\delta b^2)} \quad (5.1)$$

En la cual,  $a$  es la ordena al origen y  $b$  la pendiente de la curva de calibración con sus respectivas incertidumbre  $\delta a$  y  $\delta b$ . TL es la respuesta termoluminiscente para cada dosímetro y  $\delta TL$  es su incertidumbre.

## 5.2. Posición de la fuente

Se encontró que, al irradiar el maniquí y medir la posición de la fuente usando las PTR, la fuente no se colocaba en la misma posición que en el sistema de planeación. Esta diferencia se observó porque el sistema de planeación supone a la fuente al final del catéter, pero cuando se midió la posición real de la fuente usando películas de tinte radiocrómico, se observó que la fuente no se coloca al final del catéter, sino 5 mm antes de su extremo distal. Esta diferencia en la posición de la fuente puede deberse a distintos factores, uno de ellos es haber introducido en el sistema de planeación una longitud incorrecta del catéter utilizado.

La diferencia en la posición de la fuente ocasiona que la dosis se distribuya de manera diferente en el maniquí y genere diferencias grandes entre la distribución de dosis medida con los dosímetros y la dosis calculada con el sistema de planeación. En la figura 5.3 se muestran las curvas de dosis medidas y calculadas para las distancias radiales desde el centro de la placa a la posición de los TLD de 2, 3, 4 y 10 cm usando imágenes de tomografía computarizada (CT) para el cálculo de la dosis. Las gráficas se muestran en coordenadas polares. En el eje angular se muestran las posiciones (ángulos) en donde están colocados los TLD con respecto al centro de la fuente y en el eje radial están los valores de las dosis medidas y calculadas en unidades de cGy. En todas las gráficas polares mostradas en este trabajo, la entrada de la fuente es por el ángulo de  $180^\circ$ . Para medir las diferencias entre la dosis medida y la calculada cuando hay una diferencia en la posición de la fuente se realizaron dos irradiaciones para las distancias radiales a los TLD de 2, 3 y 4 cm y una irradiación para la distancia radial de 10 cm.

En las gráficas polares de la figura 5.3, los valores de dosis medidos y calculados están unidos por una línea, esto es para visualizar mejor sus diferencias, pero no representan una curva de isodosis.

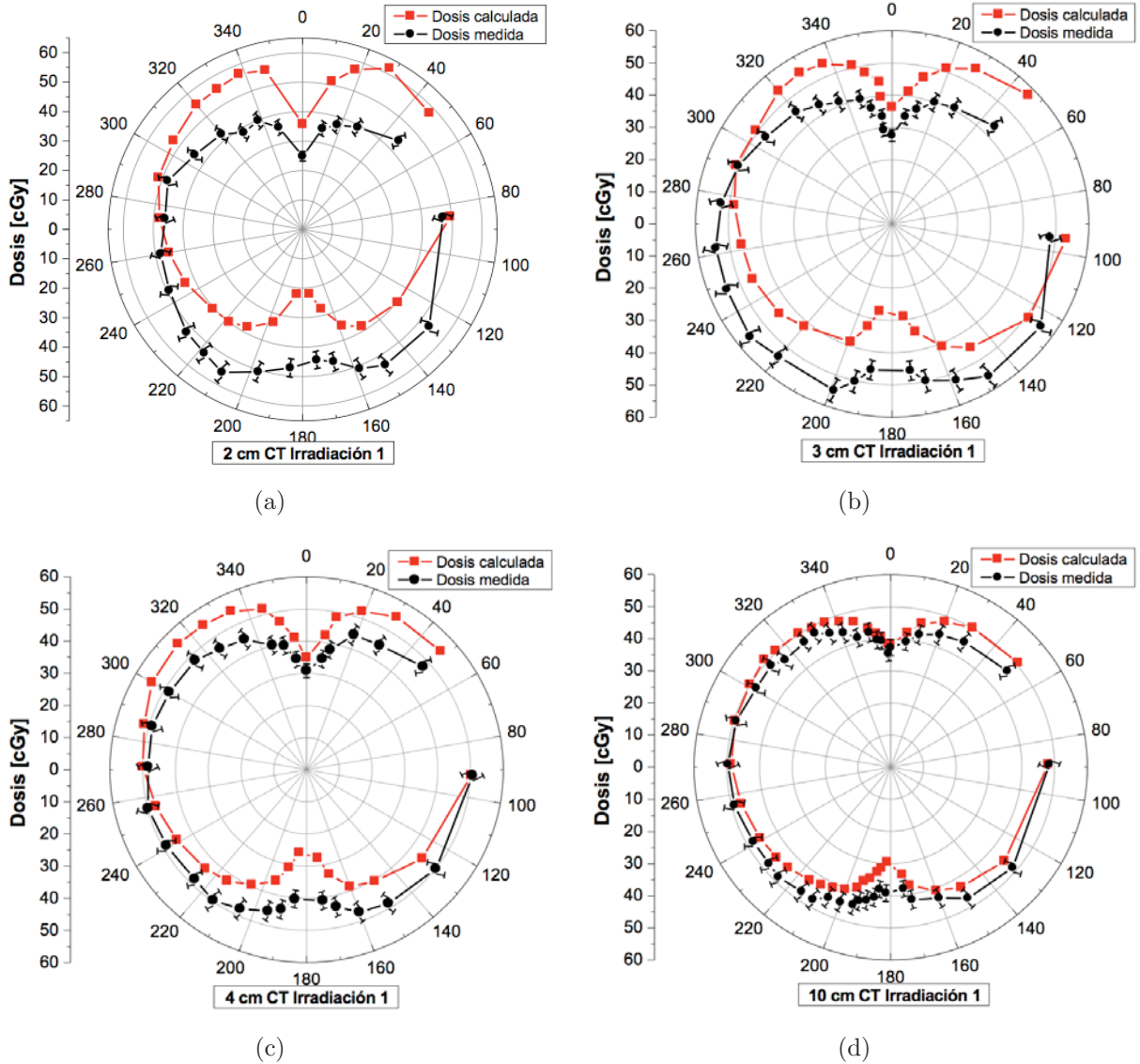


Figura 5.3: Curvas de dosis medida y calculada durante la primera irradiación, usando imágenes de CT, para las distancias radiales del centro de la placa a la posición de los TLD de (a) 2 cm, (b) 3 cm, (c) 4 cm y (d) 10 cm.

En la figura 5.4 se muestran gráficas de barras de las diferencias porcentuales entre la dosis medida y la calculada como función de la posición de los TLD (ángulos), durante las dos irradiaciones, cuando hay una diferencia de 5 mm en la posición de la fuente. Se presenta este tipo de gráficas ya que existe una gran variación en el valor de las diferencias porcentuales con el ángulo en el que se colocaron los TLD. Se observa que las diferencias porcentuales más grandes están cerca de los ángulos de  $180^\circ$  y de  $0^\circ$ . También encontramos que las mayores diferencias porcentuales son para la distancia de 2 cm, que es la distancia más cercana a la fuente.

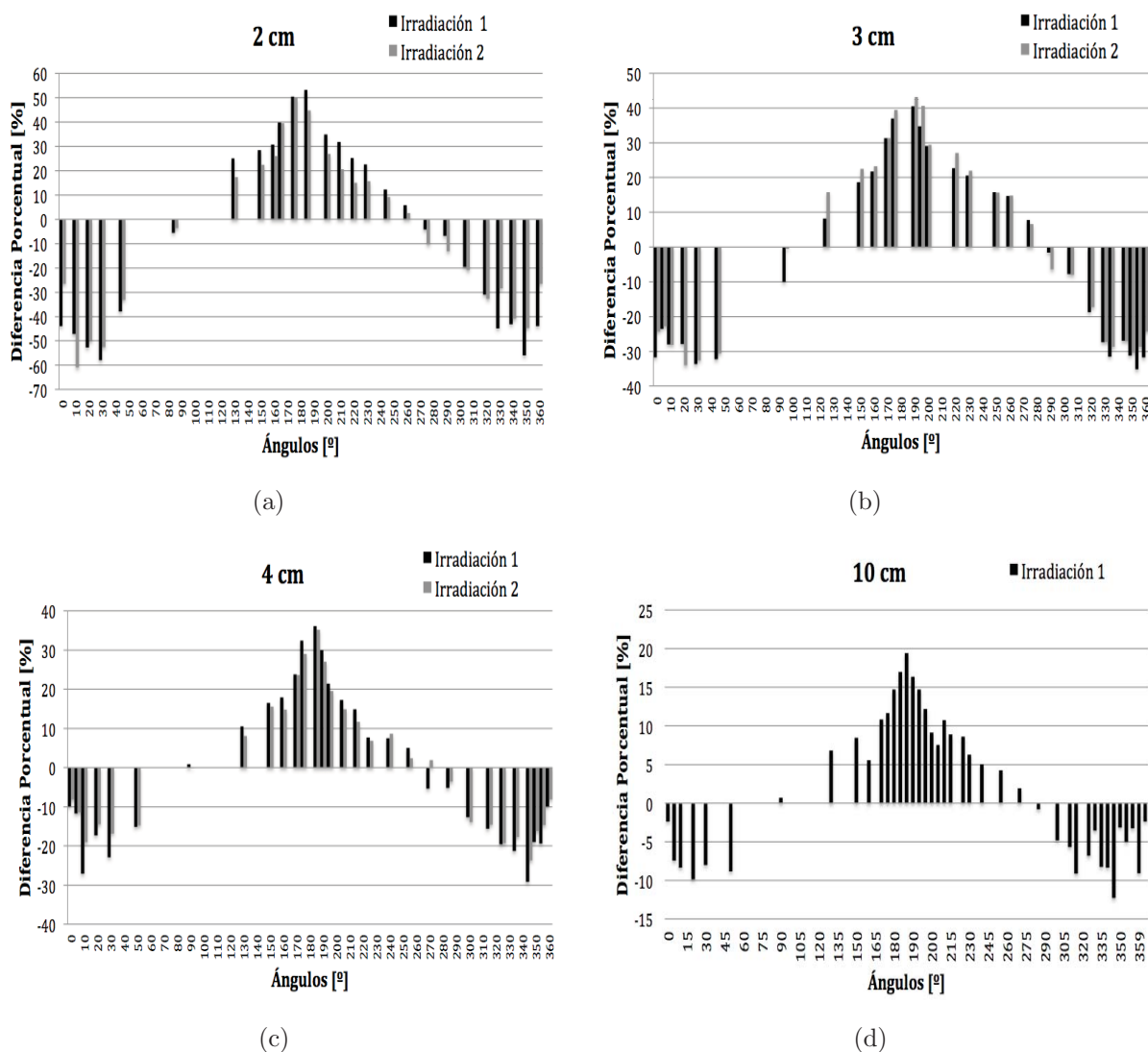


Figura 5.4: Diferencias porcentuales entre la dosis medida y calculada, cuando hay diferencia en la posición de la fuente, para las distancias radiales del centro de la placa a la posición de los TLD de (a) 2 cm, (b) 3 cm, (c) 4 cm y (d) 10 cm.

En la tabla 5.3 se muestran las máximas diferencias porcentuales para cada una de las distancias a los dosímetros cuando hay una diferencia de 5 mm en la posición de la fuente entre la posición real y la posición en el sistema de planeación. Las máximas diferencias se obtuvieron en la región longitudinal de la fuente (cerca de  $0^\circ$  y  $180^\circ$ ). Cerca de  $0^\circ$  la dosis calculada es mayor que la dosis medida y cerca de  $180^\circ$  la dosis medida es mayor que la dosis calculada.

Tabla 5.3: Diferencias porcentuales máximas entre la dosis medida y la calculada cuando hay un error en la posición de la fuente.

Distancia radial [cm]	Irradiación	Máxima diferencia % (cerca de $180^\circ$ )	Máxima diferencia % (cerca de $0^\circ$ )
<b>2</b>	1	$53 \pm 3$	$-44 \pm 3$
	2	$50 \pm 5$	$-45 \pm 5$
<b>3</b>	1	$41 \pm 5$	$-35 \pm 7$
	2	$43 \pm 4$	$-31 \pm 9$
<b>4</b>	1	$36 \pm 4$	$-29 \pm 8$
	2	$35 \pm 5$	$-24 \pm 7$
<b>10</b>	1	$25 \pm 5$	$-12 \pm 7$

### 5.3. Corrección de la posición de la fuente

En este trabajo se utilizaron dos diferentes catéteres, uno para las placas con las distancias a los TLD de 2, 3, 4 y 10 cm y el otro para las placas con las distancias a los TLD de 5 y 7 cm. Este último catéter tiene en su parte final un trozo de metal de 5 mm que impide que la fuente llegue hasta su extremo. Se utilizaron dos diferentes catéteres ya que las ranuras donde se coloca el catéter para las placas con las distancias a los TLD de 5 y 7 cm son de dimensiones ligeramente diferentes.

Para corregir la posición de la fuente, hacemos coincidir la posición de la fuente en el momento de la irradiación con su posición en el sistema de planeación, esto es, que la fuente esté a la misma distancia dentro del catéter cuando se realizan los cálculos de dosis en el sistema de planeación y cuando es descargada para la irradiación de los TLD. Cuando medimos la posición de la fuente con la PTR se encontró que para el catéter usado en las placas con las distancias a los TLD de 2, 3, 4 y 10 cm la fuente se colocaba 5 mm antes de su parte distal, mientras que para el catéter usado para las distancias a los TLD de 5 y 7 cm, la fuente se colocaba 10 mm antes de su parte final, debido al trozo de metal en la punta del catéter. Así que hubo que colocar a la fuente 5 y 10 mm antes de la parte

final del catéter, ya que el sistema de planeación supone que no hay nada que impida que la fuente llegue exactamente hasta el extremo del catéter.

Para obtener la dosis calculada, una vez corregida la posición de la fuente, el sistema de planeación obtiene el tiempo necesario para hacer que los TLD reciban una dosis de 50 cGy, esto es, ajusta la curva de isodosis de 50 cGy a la línea de referencia. El cambio en la posición de la fuente, modifica la forma de la curva de isodosis y por tanto los valores de dosis calculados en los puntos de la línea de referencia, como se muestra en la figura 5.5.

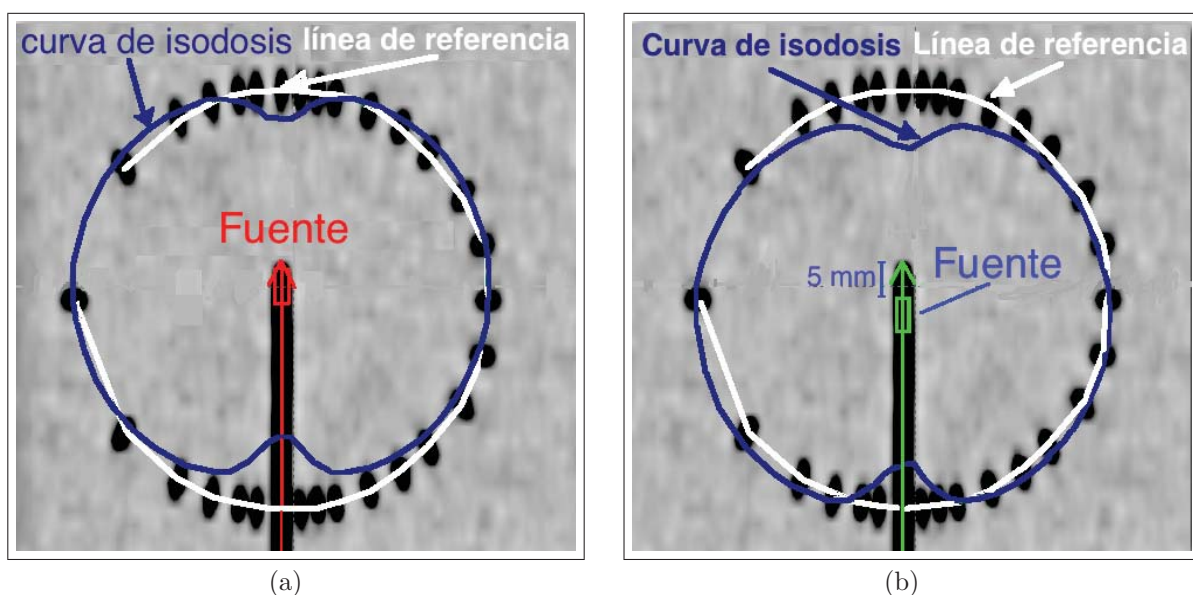


Figura 5.5: Se muestra la línea de referencia y el cambio en la curva de isodosis al bajar la fuente 5 mm. (a) fuente al final del catéter (b) fuente 5 mm por debajo del final del catéter.

Cuando medimos la posición de la fuente con la PTR, encontramos que la fuente no se coloca exactamente en el centro del maniquí, como fue diseñado, sino más abajo del centro del maniquí (5 y 10 mm). Esto hace que la distancia del centro de la fuente a los TLD no sea siempre la misma y que los ángulos sean diferentes a como se habían diseñado en el maniquí.

#### 5.4. Respuesta relativa de los TLD-100 con la energía

Debido a que los TLD fueron calibrados con una fuente de  $^{60}\text{Co}$  y expuestos a una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ , es necesario obtener el factor de corrección por la dependencia de la respuesta TL con la energía. Para obtener este factor se hizo una extrapolación, en varias curvas publicadas, de la respuesta relativa para TLD-100 en función de la energía. Se obtuvo el



valor de la respuesta relativa a rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  con respecto a la dosis absorbida en agua para la energía promedio de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  (360 keV). Los valores de las respuestas relativas obtenidos, el promedio de las respuestas y su incertidumbre se muestran en la tabla 5.4.

Tabla 5.4: Respuesta relativa de los TLD-100 con respecto a dosis en agua.

Referencia	Respuesta relativa (%)
G. Massillon [comunicación personal]	1.1
S. D. Davis RPD 2003[25]	1.05
T. Budd PMB 1979[26]	1.04
A. A. Nunn MP 2008[27]	1.08
P. Olko RPD 2002 [28]	1.08
C. Hranitzky RPD 2006[29]	1.08
P. Bilski RPD 2002[30]	1.06
Tochilin (Attix) 1986[21]	1.03
<b>Promedio</b>	$1.07 \pm 0.02$

Con el valor obtenido de la eficiencia relativa se corrigió el valor de la respuesta TL cuando los dosímetros fueron irradiados con rayos gamma de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$ .

## 5.5. Incertidumbre en la dosis medida con TLD

La incertidumbre combinada expandida relativa y sus componentes para la dosis medida con los TLD-100 se muestran en la tabla 5.5.

Tabla 5.5: Incertidumbre en la dosis medida con TLD.

Componente	Tipo A (%)	Tipo B (%)
Reproducibilidad	2.0	
Calibración		1.6
Posición de la fuente		0.4
Dependencia con la energía		2.0
Suma cuadrática	2.0	2.6
<b>Incertidumbre combinada</b>		
<b>relativa</b>	3.3	%(k=1)
<b>Incertidumbre combinada</b>		
<b>expandida relativa</b>	6.6	%(k=2)

La incertidumbre por reproducibilidad se obtuvo durante la caracterización de los TLD, sección 4.1.

La incertidumbre en la curva de calibración se obtuvo con la ecuación 5.1 y se tomó en cuenta la incertidumbre en la tasa de dosis en el haz de  $^{60}\text{Co}$  medida con una cámara de ionización, la incertidumbre por reproducibilidad de los TLD y la desviación estándar de la lectura TL para cada dosis.

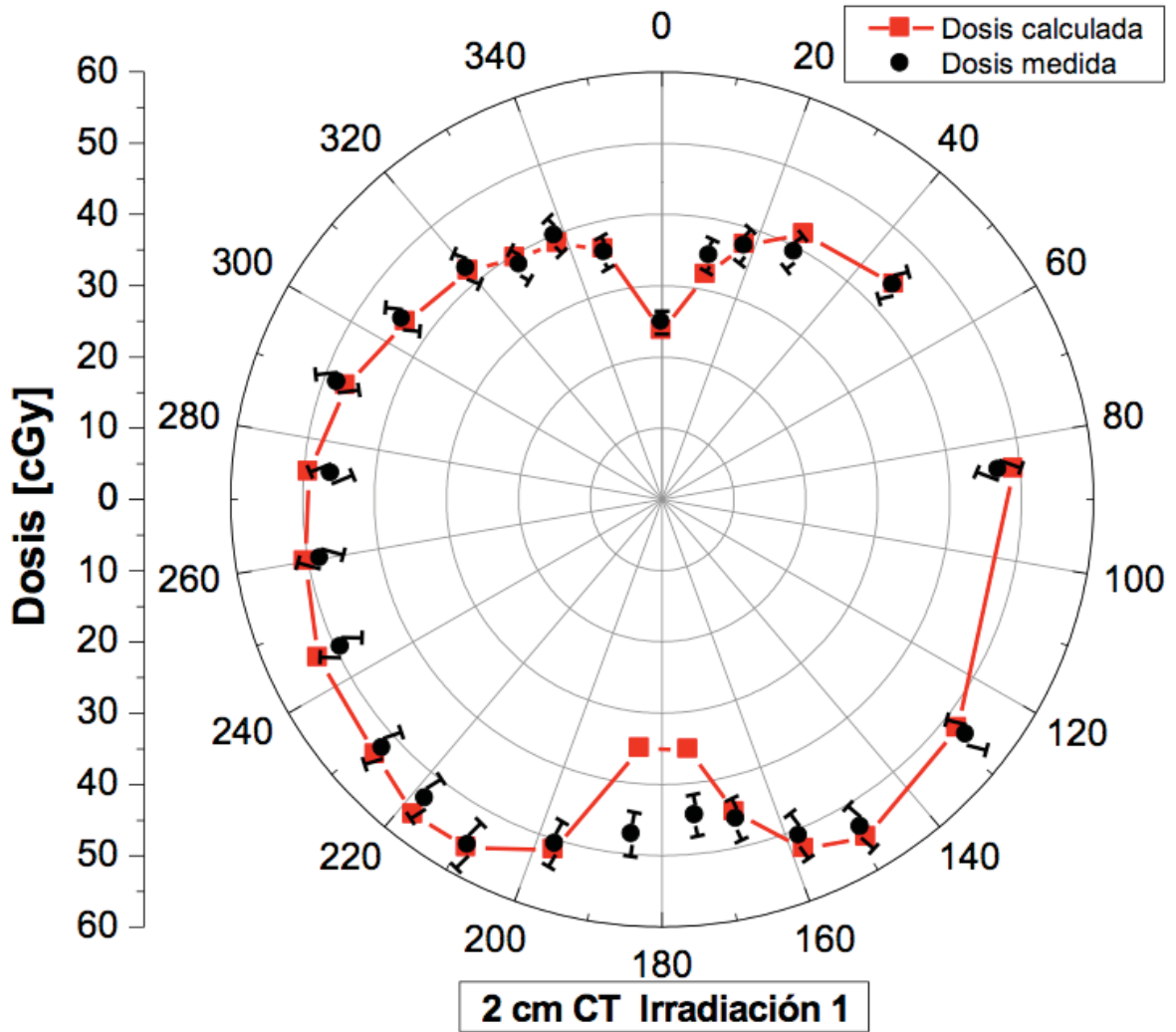
Para la incertidumbre por la reproducibilidad en la posición de la fuente, se midió la variación de la posición de la fuente cuando el equipo la descarga en varias ocasiones a una misma posición de irradiación. La incertidumbre se obtuvo usando una cámara de ionización colocada en las diferentes distancias radiales de las placas usadas (2, 3, 4, 5, 7 y 10 cm) y midiendo el valor de carga cada vez que se descarga la fuente. Se obtuvo el promedio de las lecturas y su desviación estándar. Con estos valores se obtuvo la incertidumbre relativa para cada distancia radial, la cual varía desde 0.5 % para los radios más pequeños (2 y 3 cm) hasta 0.3 % para los radios más grandes (7 y 10 cm), así que la incertidumbre por la reproducibilidad en la posición de la fuente se obtuvo con el promedio de las incertidumbres para todos los radios.

La incertidumbre por la dependencia de la respuesta termoluminiscente con la energía de los TLD se obtuvo con los valores de la tabla 5.4 y con el análisis de incertidumbre descrito por Zoetelief[22].

## **5.6. Comparación entre la dosis medida y la calculada con imágenes de tomografía computarizada (CT)**

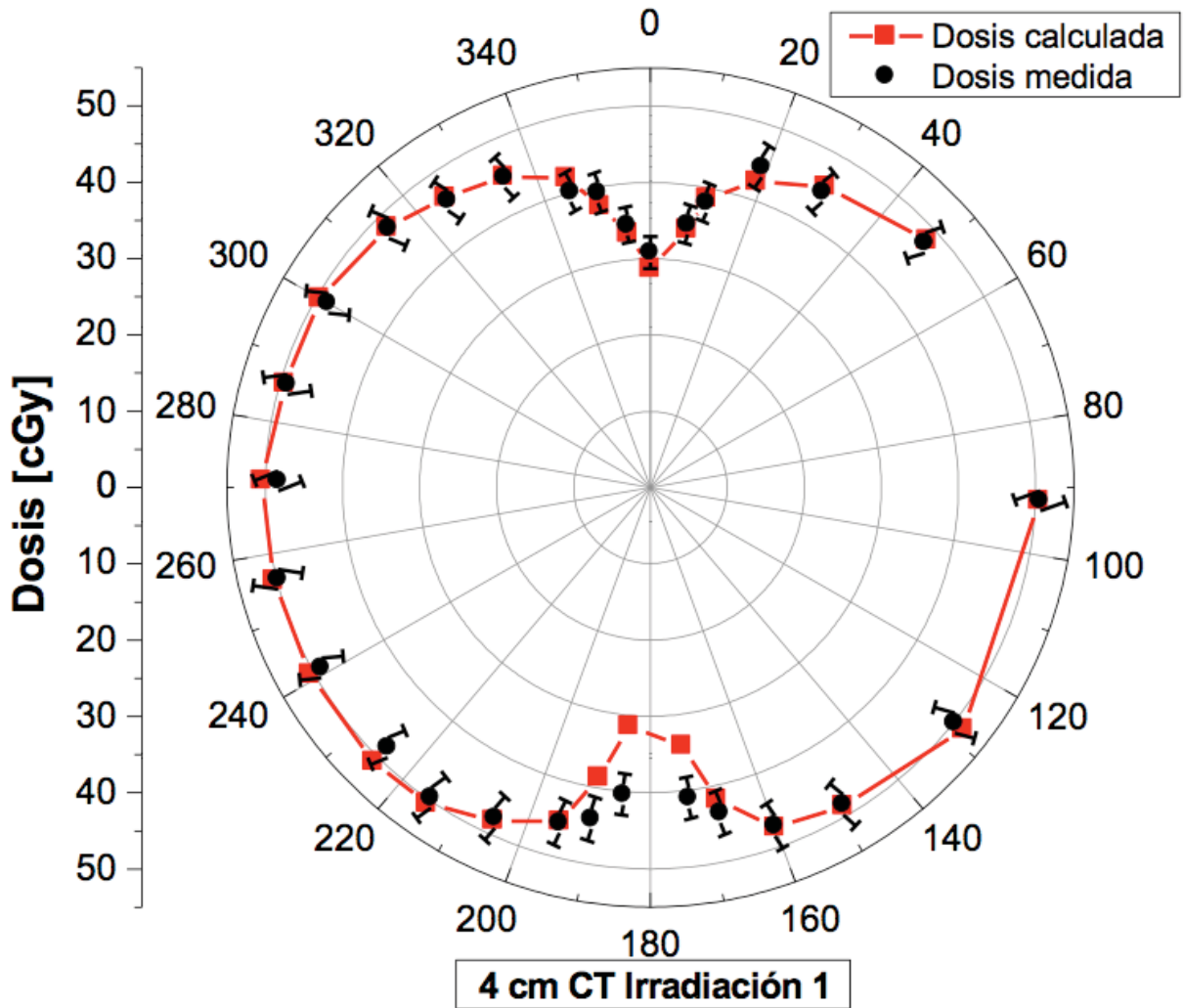
Con la corrección en la posición de la fuente y con cálculos de dosis realizados con imágenes de tomografía computarizada (CT), los dosímetros se irradiaron en dos ocasiones en cada una de las diferentes placas usadas. En las figuras 5.6, 5.7 y 5.8 se muestran las gráficas en coordenadas polares de la dosis medida y la calculada para las distancias de la fuente a los TLD de 2, 4 y 10 cm. En el eje angular se muestran las posiciones (ángulos) donde están colocados los TLD y en el eje radial está la dosis en unidades de cGy. Una misma distancia radial representa una misma dosis, es decir, las curvas de isodosis en las gráficas polares son circunferencias. En todas las gráficas polares mostradas, el valor de la dosis representado por las circunferencias es un múltiplo de 10 cGy.

En las gráficas polares los valores de las dosis calculadas están unidos por una línea para visualizar mejor las diferencias entre las curvas, pero no representan una curva de isodosis.



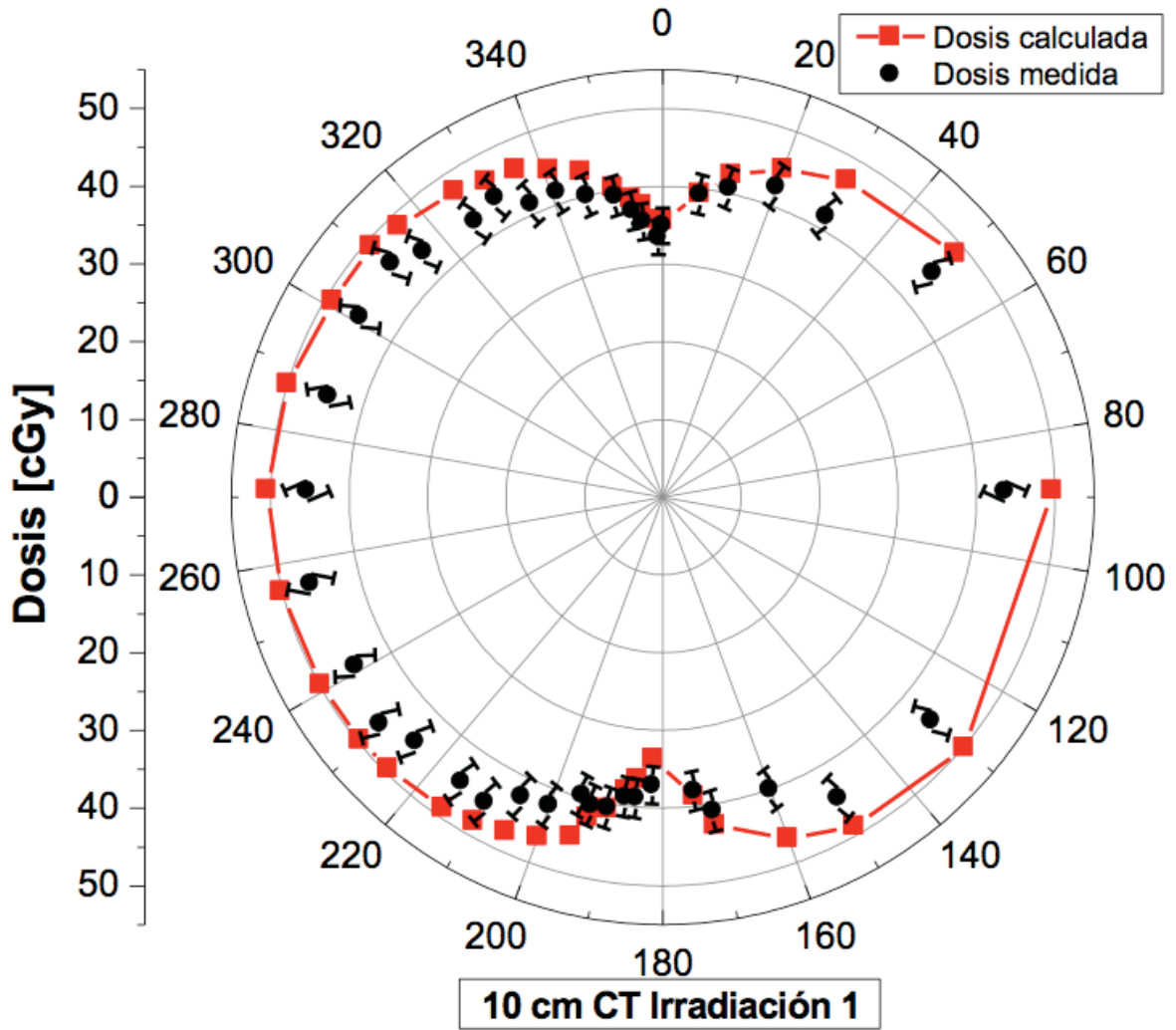
(a)

Figura 5.6: Curvas de dosis medida con TLD y calculada con el sistema de planeación cuando se emplearon imágenes de CT para los cálculos de dosis con los TLD a 2 cm de distancia de la fuente en la primera irradiación.



(a)

Figura 5.7: Curvas de dosis medida con TLD y calculada con el sistema de planeación cuando se emplearon imágenes de CT para los cálculos de dosis con los TLD a 4 cm de distancia de la fuente en la primera irradiación.



(a)

Figura 5.8: Curvas de dosis medida con TLD y calculada con el sistema de planeación cuando se emplearon imágenes de CT para los cálculos de dosis con los TLD a 10 cm de distancia de la fuente en la primera irradiación.

En las figuras 5.9, 5.10 y 5.11 se muestran el resto de las irradiaciones realizadas para las distancias de la fuente a los TLD de 2, 3, 4, 5, 7 y 10 cm cuando se emplearon imágenes de CT para los cálculos de la dosis. Al igual que en las gráficas polares de las figuras 5.6, 5.7 y 5.8, en el eje angular se muestran las posiciones de los TLD y en el eje radial los valores de dosis.

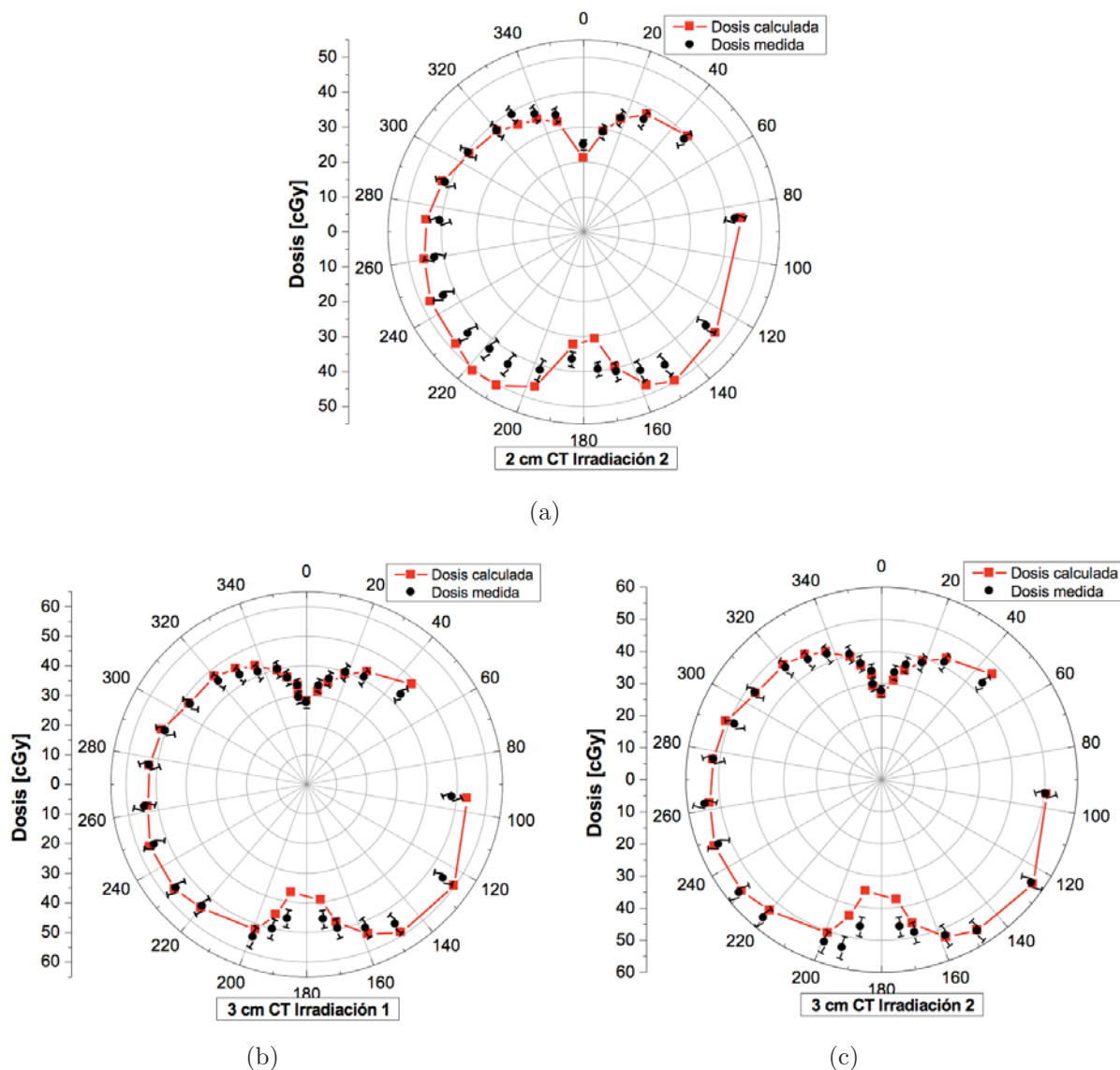


Figura 5.9: Curvas de dosis medida con TLD y calculada con el sistema de planeación basado en imágenes de CT con distancia radial a los TLD a 2 y 3 cm (a) 2 cm segunda irradiación (b) 3 cm primera irradiación (c) 3 cm segunda irradiación.

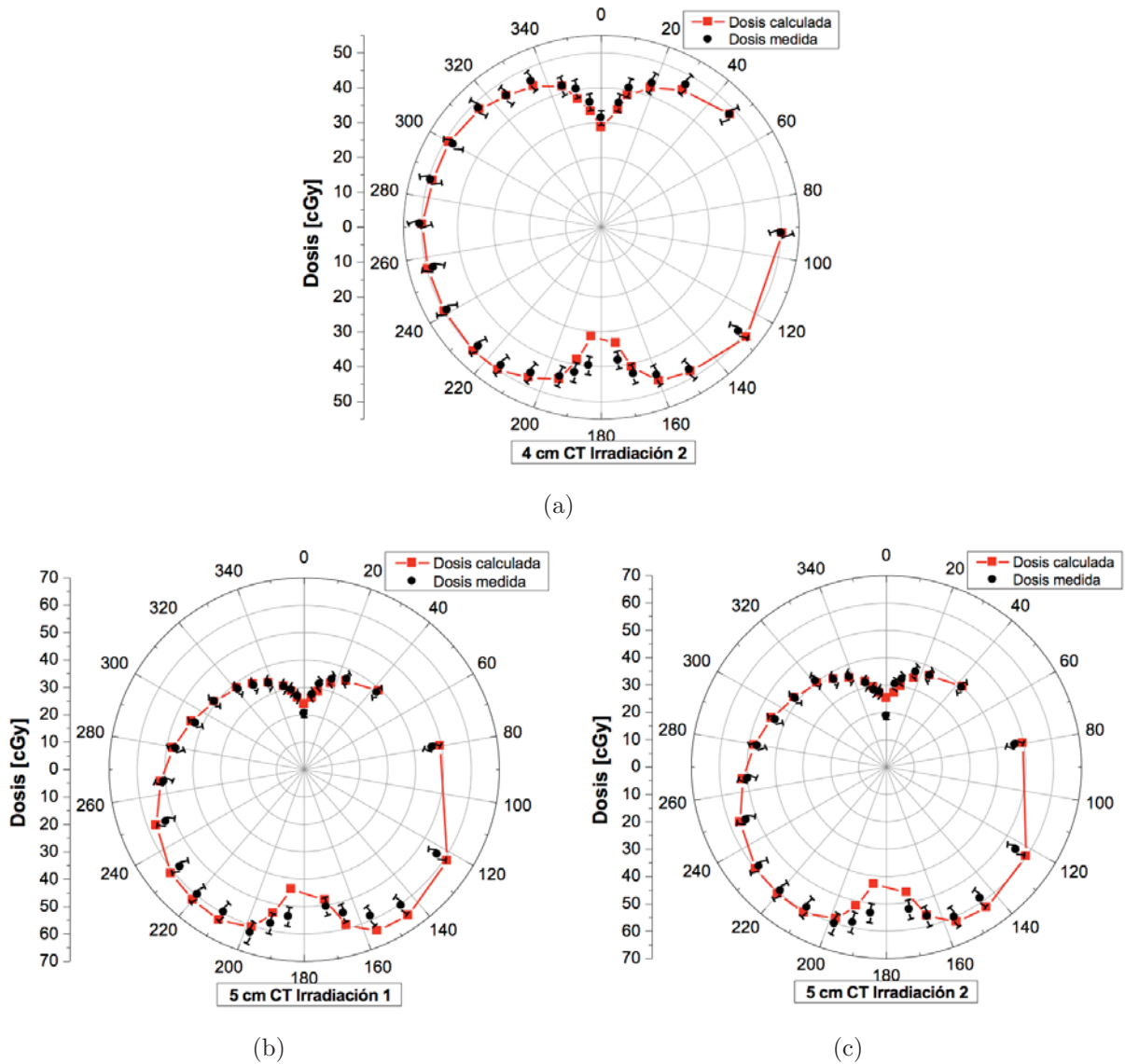


Figura 5.10: Curvas de dosis medida con TLD y calculada con el sistema de planeación basado en imágenes de CT con distancia radial a los TLD de 4 y 5 cm (a) 4 cm segunda irradiación (b) 5 cm primera irradiación (c) 5 cm segunda irradiación.

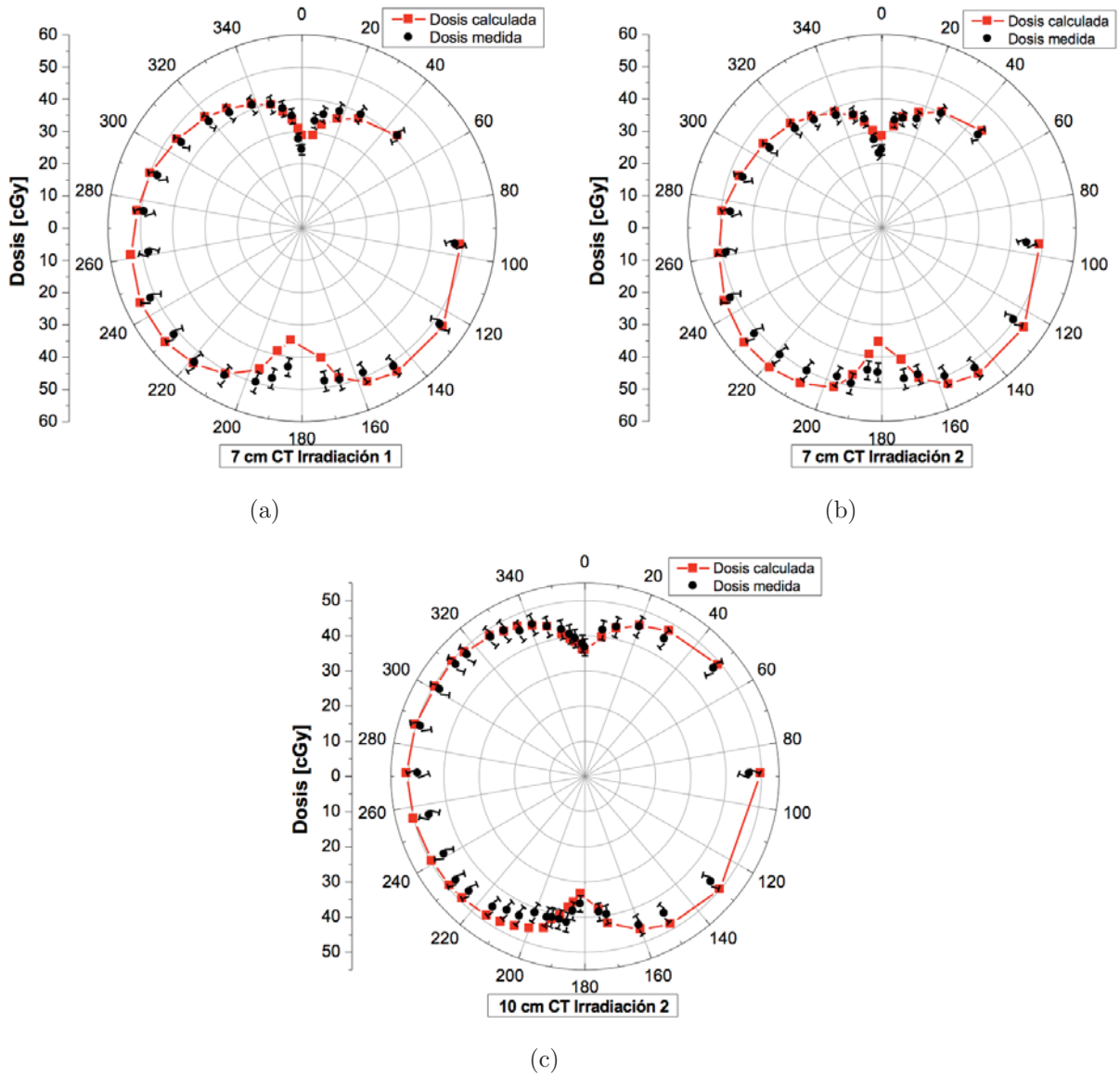
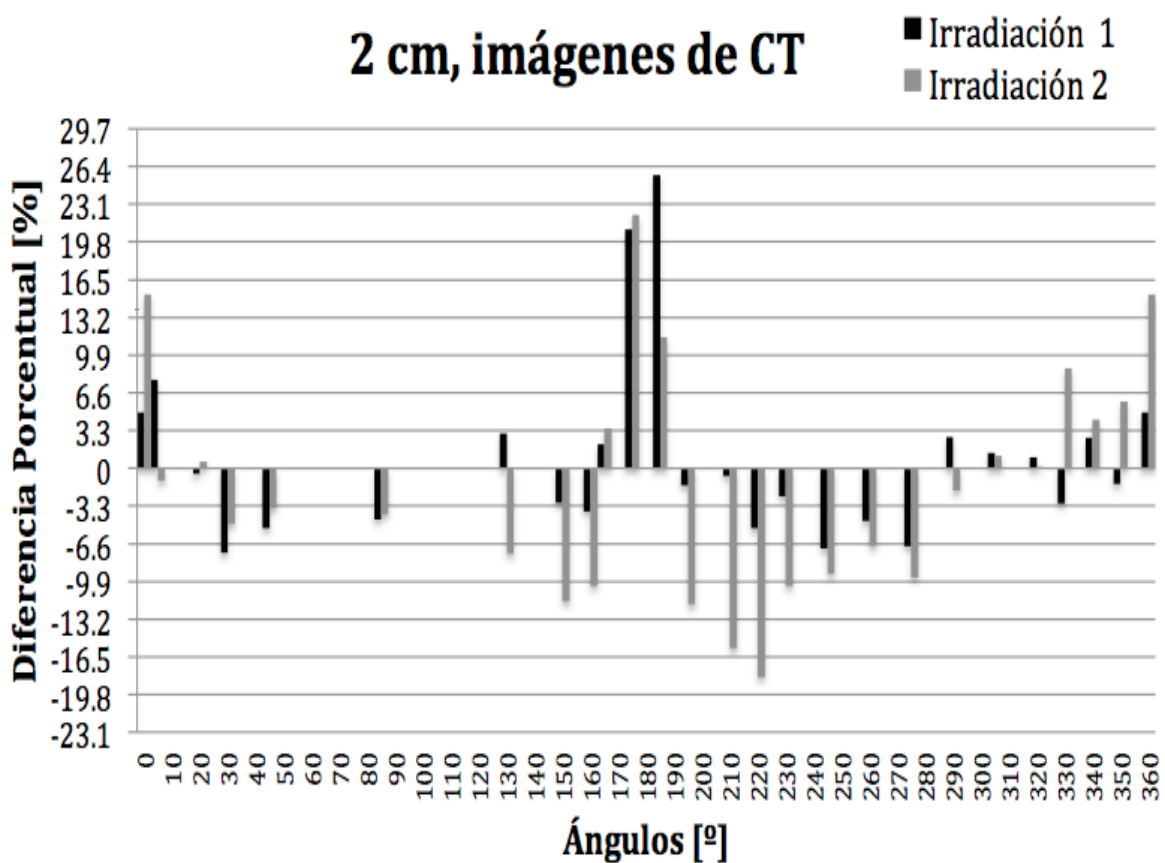


Figura 5.11: Curvas de dosis medida con TLD y calculada con el sistema de planeación basado en imágenes de CT con distancia radial a los TLD de 7 y 10 cm (a) 7 cm primera irradiación (b) 7 cm segunda irradiación (c) 10 cm segunda irradiación

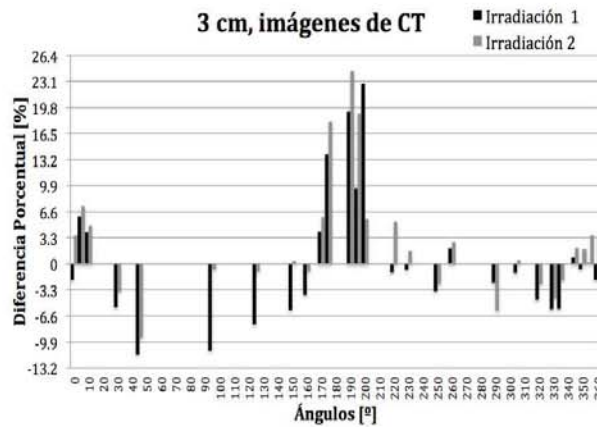


En las figuras 5.12, 5.13 y 5.14 se muestran las gráficas de barra de las diferencias porcentuales entre la dosis medida y la calculada, usando imágenes de CT para los cálculos de dosis, en función de la posición (ángulos) donde se colocaron los TLD para cada distancia de la fuente a los TLD. Cuando las barras son negativas, entonces las dosis medidas son menores que las dosis calculadas y cuando las barras son positivas, las dosis medidas son mayores que las calculadas. Nótese que para las distancia a los TLD de 7 y 10 cm, la mayoría de las barras están en la parte negativa, excepto en la región de entrada de la fuente, lo que indica que en la mayoría de las ocasiones la dosis medida fue menor que la calculada.

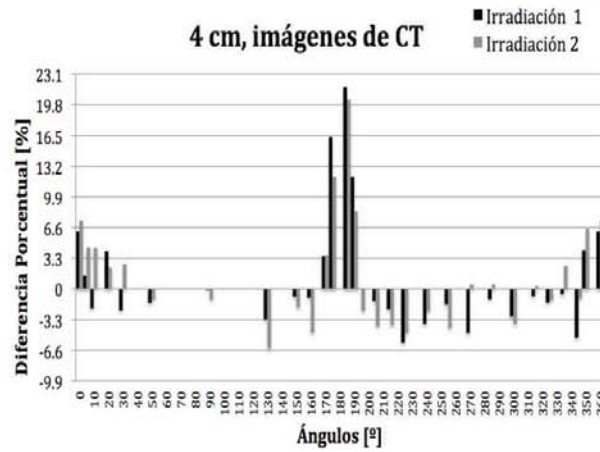


(a)

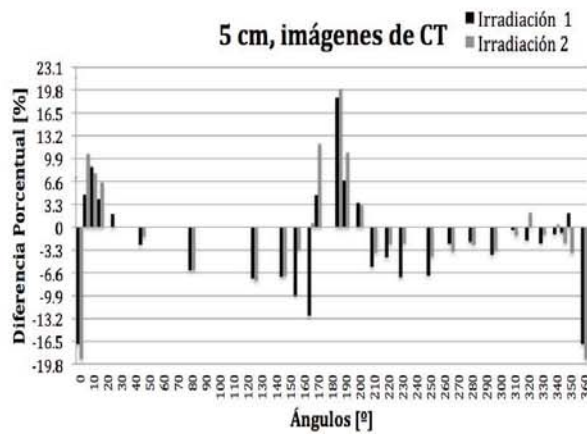
Figura 5.12: Diferencias porcentuales entre la dosis medida y calculada durante las dos irradiaciones para las distancias radiales del centro de la placa a la posición de los TLD de 2 cm.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.13: Diferencias porcentuales entre la dosis medida y calculada durante las dos irradiaciones para las distancias radiales del centro de la placa a la posición de los TLD de (a) 3 cm, (b) 4 cm y (c) 5 cm.

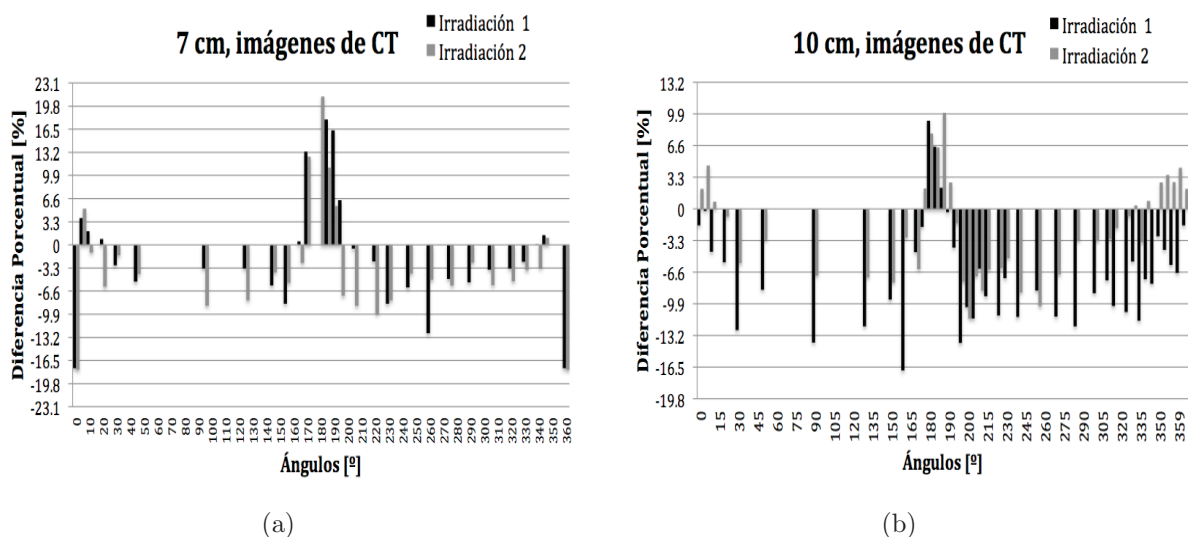
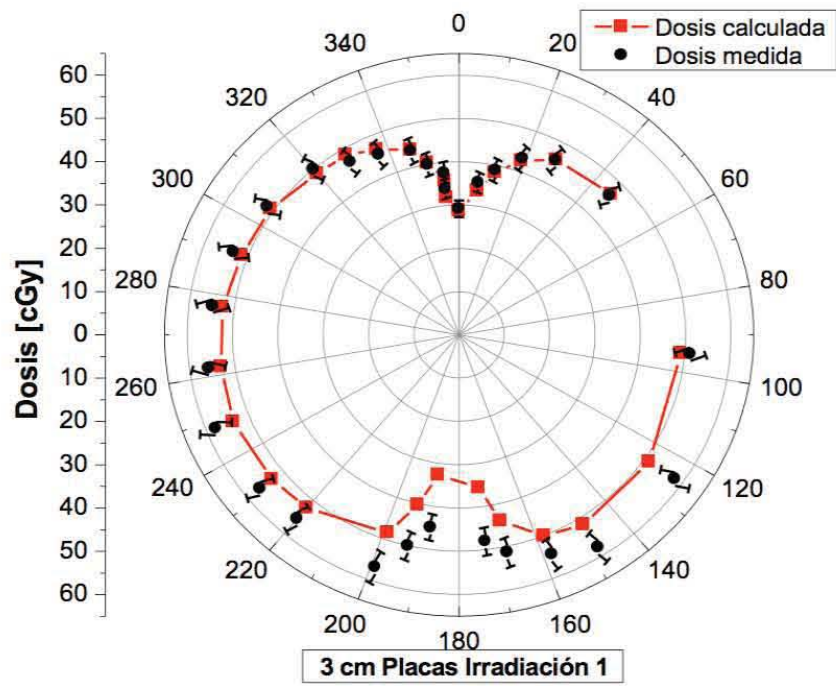


Figura 5.14: Diferencia porcentuales entre la dosis medida y calculada durante las dos irradiaciones para las distancias radiales del centro de la placa a la posición de los TLD de (a) 7 cm, (b) 10 cm.

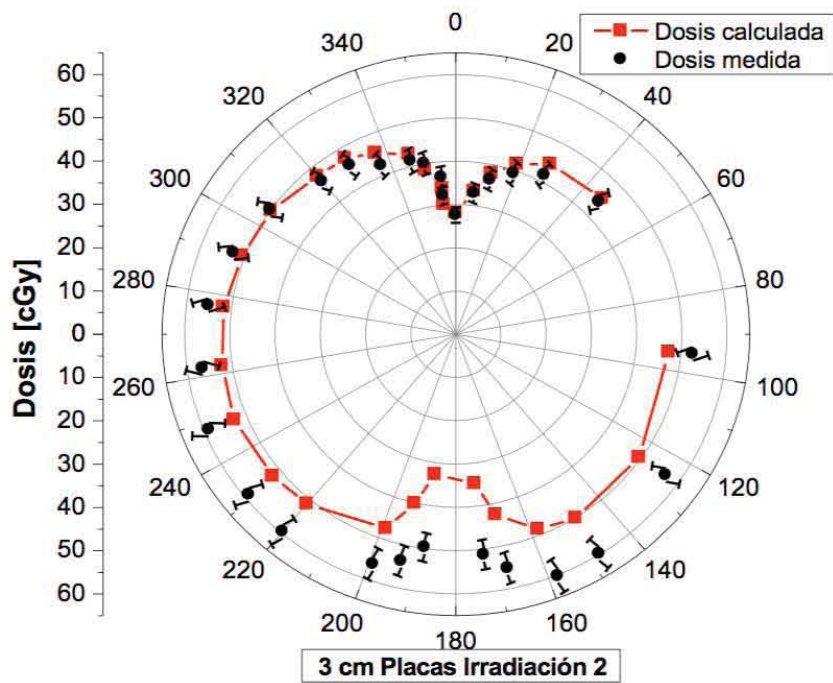
En las gráficas de barra para las distancias a los TLD de 5 y 7 cm (figura 5.13 (c) y 5.14 (a)) se observan diferencias porcentuales de aproximadamente 20 % cerca del ángulo de  $0^\circ$  ( $360^\circ$ ), lo que indica que la dosis medida es mucho menor que la calculada, esto se debe a la atenuación del haz en el pedazo de metal al final del catéter usado para esas distancias.

## 5.7. Comparación entre la dosis medida y la calculada con imágenes de radiografías ortogonales

Usando imágenes de radiografías ortogonales para los cálculos de dosis se irradiaron sólo las placas con distancias a los TLD de 3 y 4 cm. Cada distancia se irradió en dos ocasiones. En la figura 5.15 y 5.16 se muestran las curvas de dosis medida y calculada en gráficas polares. En el eje radial se muestra la dosis en cGy y en el eje angular la posición de los dosímetros (ángulos) en el maniquí.

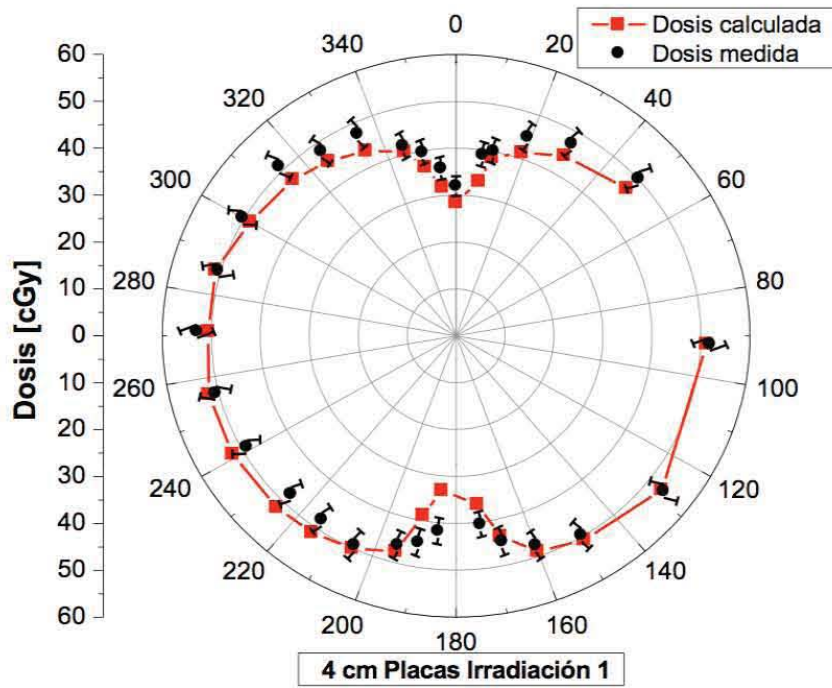


(a)

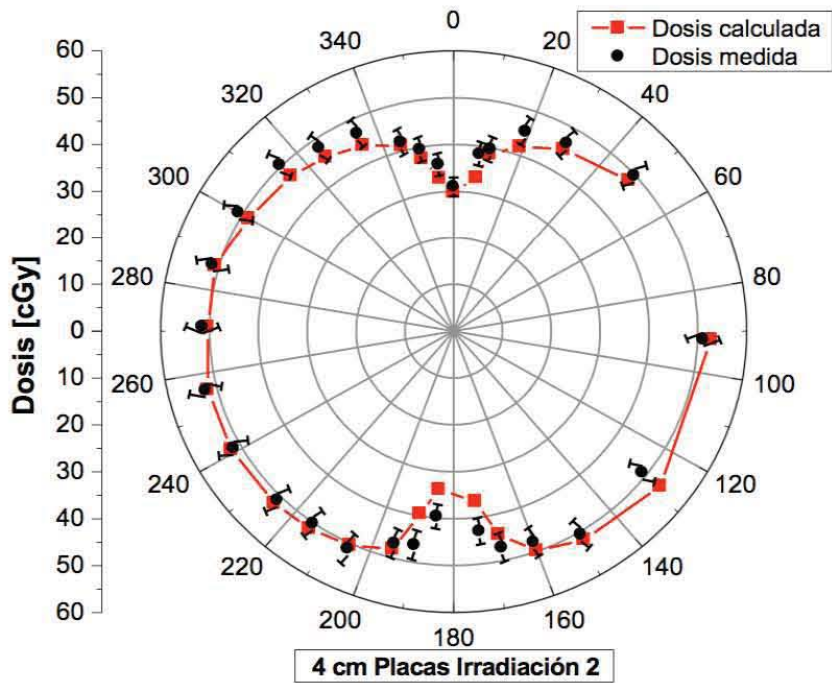


(b)

Figura 5.15: Curvas de dosis medida y calculada con imágenes de placas ortogonales para la distancia radial a los TLD de 3 cm (a) primera irradiación (b) segunda irradiación.



(a)



(b)

Figura 5.16: Curvas de dosis medida y calculada con imágenes de placas ortogonales para la distancia radial a los TLD de 4 cm (a) primera irradiación (b) segunda irradiación.

Las diferencias porcentuales entre las dosis medidas y las calculadas usando placas ortogonales, para realizar los cálculos de dosis, se muestran en la figura 5.17. Se observa que para la distancia a los TLD de 3 cm, la mayoría de las diferencias son positivas, lo que indica que la dosis medida fue mayor a la dosis calculada, en la mayoría de los casos, alcanzando diferencias de hasta 34 % en la zona cercana a los 180°. Para la distancia de 4 cm, a pesar de no tener una tendencia clara de las diferencias a ser positivas o negativas, se observan diferencias porcentuales de hasta -11 % y 14 %.

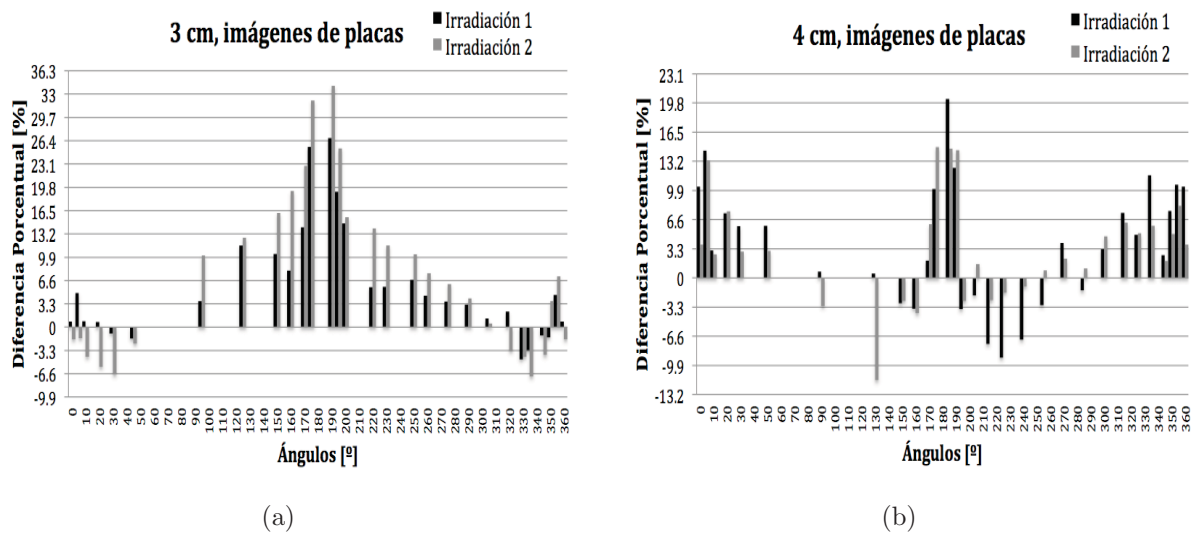
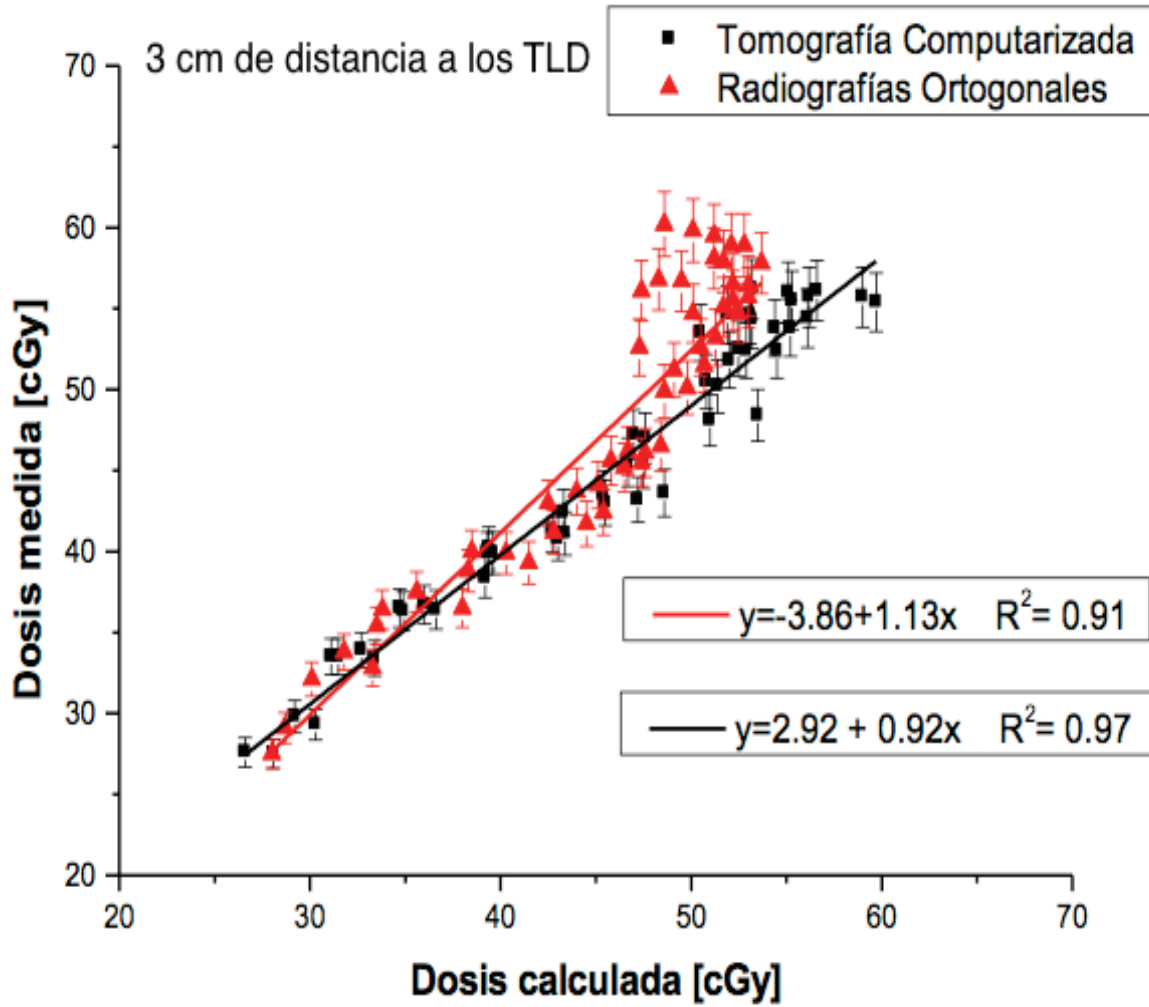


Figura 5.17: Diferencias porcentuales entre la dosis medida y la calculada durante las dos irradiaciones para las distancias radiales del centro de la placa a la posición de los TLD de (a) 3 cm, (b) 4 cm.

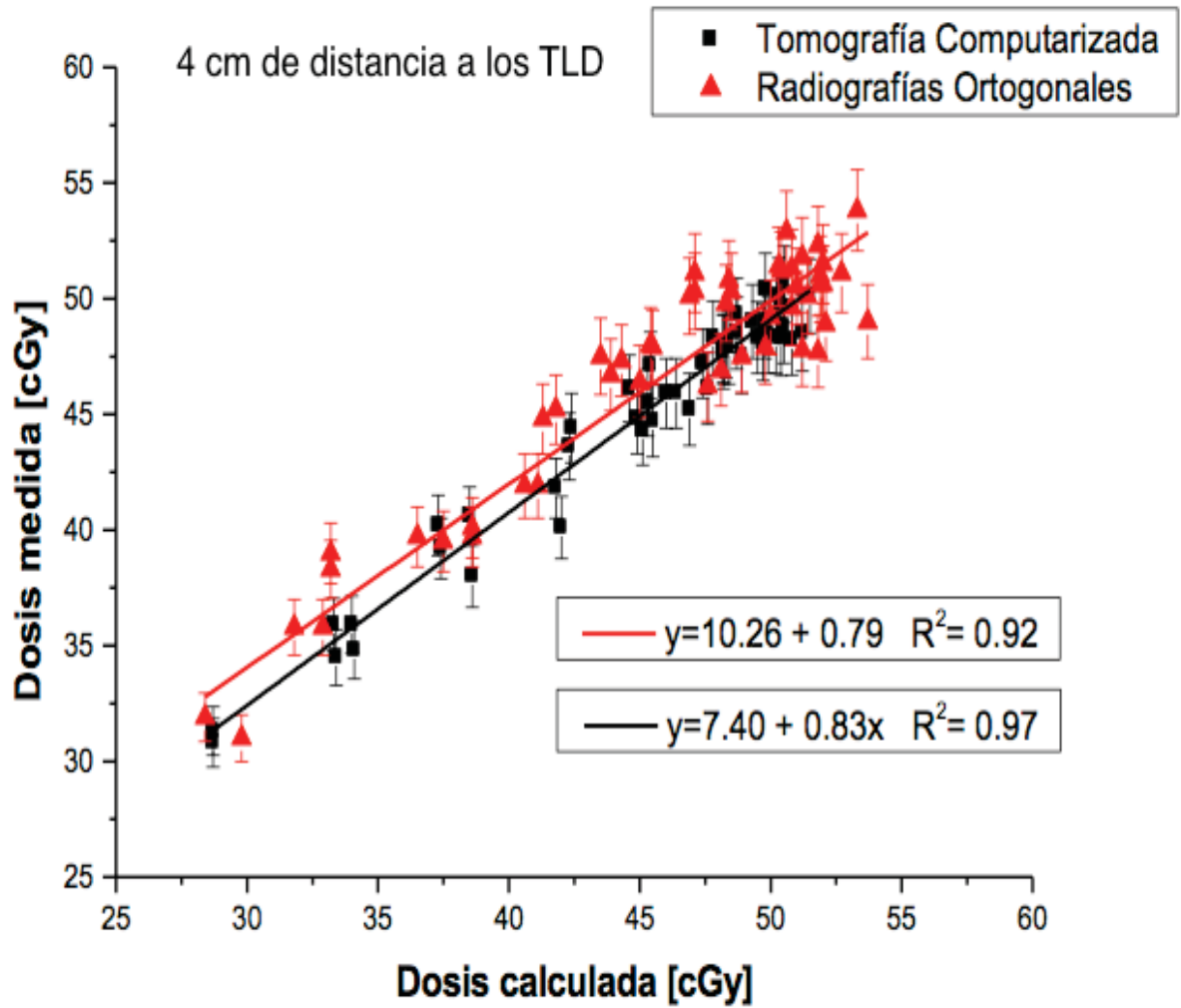
## 5.8. Comparación de los resultados obtenidos al usar imágenes de tomografía computarizada y radiografías ortogonales

Para comparar los resultados obtenidos al usar imágenes de tomografía computarizada (CT) y radiografías ortogonales, se presentan gráficas de las dosis medidas en función de las dosis calculadas, obtenidas al usar ambos métodos de adquisición de imágenes. Se realizó la comparación para las distancias a los TLD de 3 y 4 cm. Se obtuvo la pendiente de los resultados obtenidos con CT y radiografías ortogonales. Mientras más se aproxime la pendiente a la unidad, la concordancia entre la dosis medida y calculada es mejor. Las gráficas se muestran en las figuras 5.18 y 5.19.



(a)

Figura 5.18: Comparación de los resultados obtenidos al usar imágenes de CT y radiografías ortogonales a 3 cm de la fuente.



(a)

Figura 5.19: Comparación de los resultados obtenidos al usar imágenes de CT y radiografías ortogonales a 4 cm de la fuente.



De las figuras 5.18 y 5.19, observamos que tanto para 3 cm como para 4 cm la pendiente se acerca más a la unidad cuando las dosis fueron calculadas con imágenes de CT, lo que implica que hay una mejor concordancia entre la dosis medida y la calculada cuando se usaron imágenes de CT para los cálculos de dosis.

### 5.9. Irradiación de los dosímetros a 10 cm de la fuente en condiciones de dispersión total

Se realizó una irradiación usando la placa de 10 cm de distancia del centro de la placa a la posición de los TLD, pero se aumentó 6 cm de PMMA en todos los lados de maniquí, como se muestra en la figura 5.20. Así, la distancia de los dosímetros al borde del maniquí era de 11 cm, igual que cuando tenemos los TLD a 4 cm en el maniquí de 30x30x30 cm<sup>3</sup>.

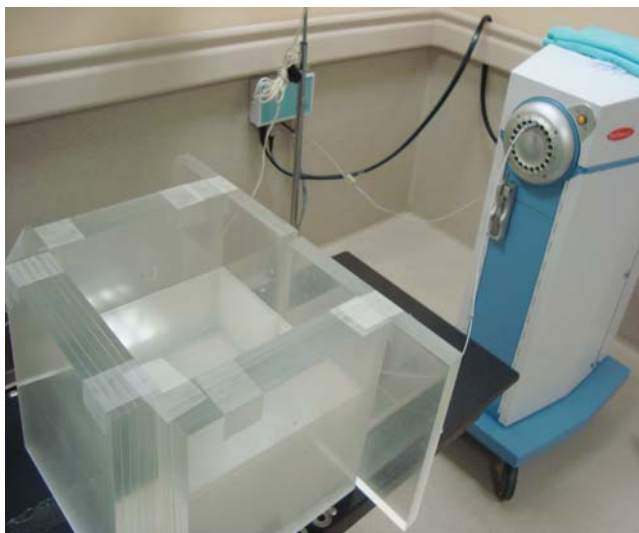


Figura 5.20: Maniquí con 6 cm extra de PMMA.

En la figura 5.21 se muestran las dosis medidas y las calculadas en una gráfica en coordenadas polares para la placa con distancia radial de 10 cm desde su centro a la posición de los TLD cuando se aumentó 6 cm de PMMA en los lados del maniquí.

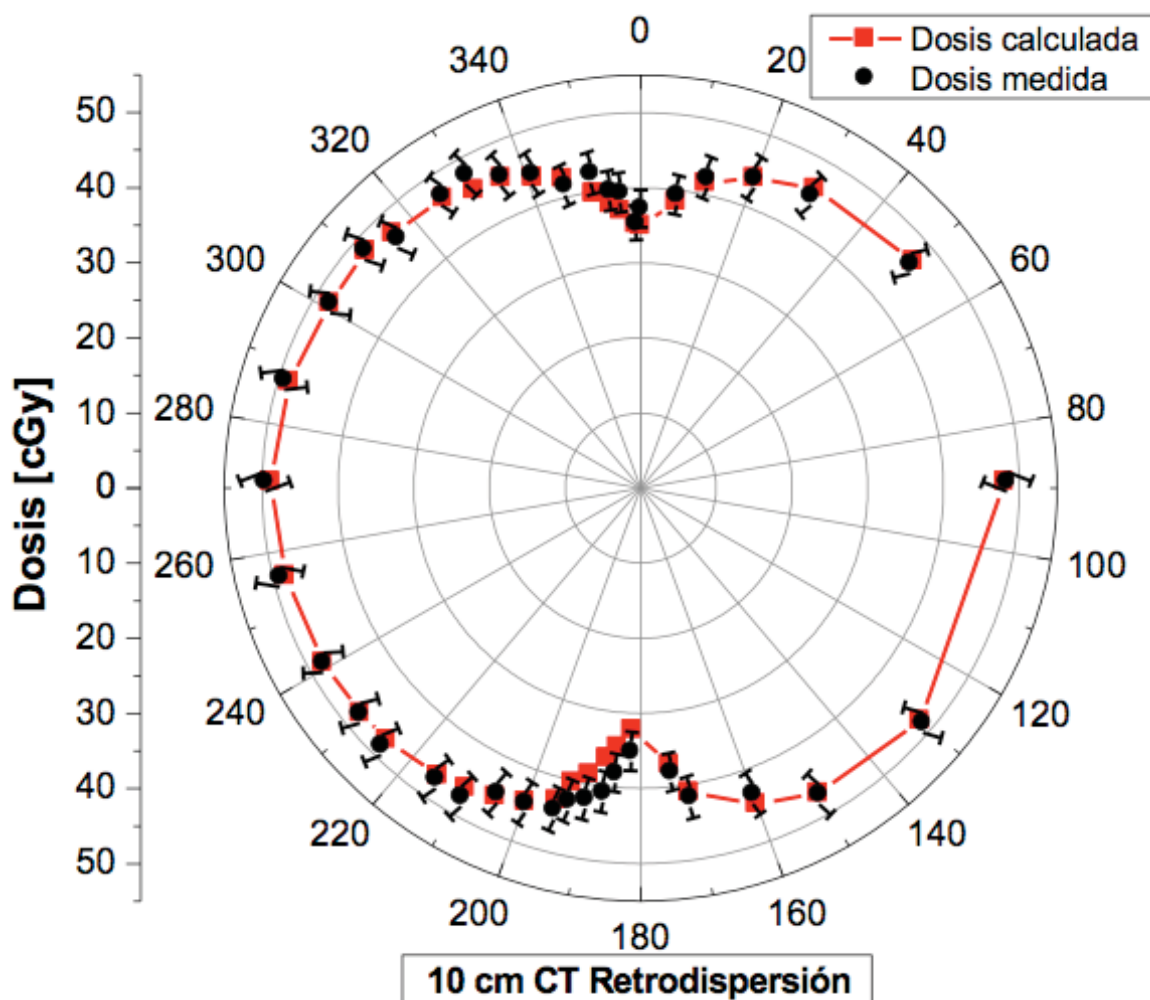
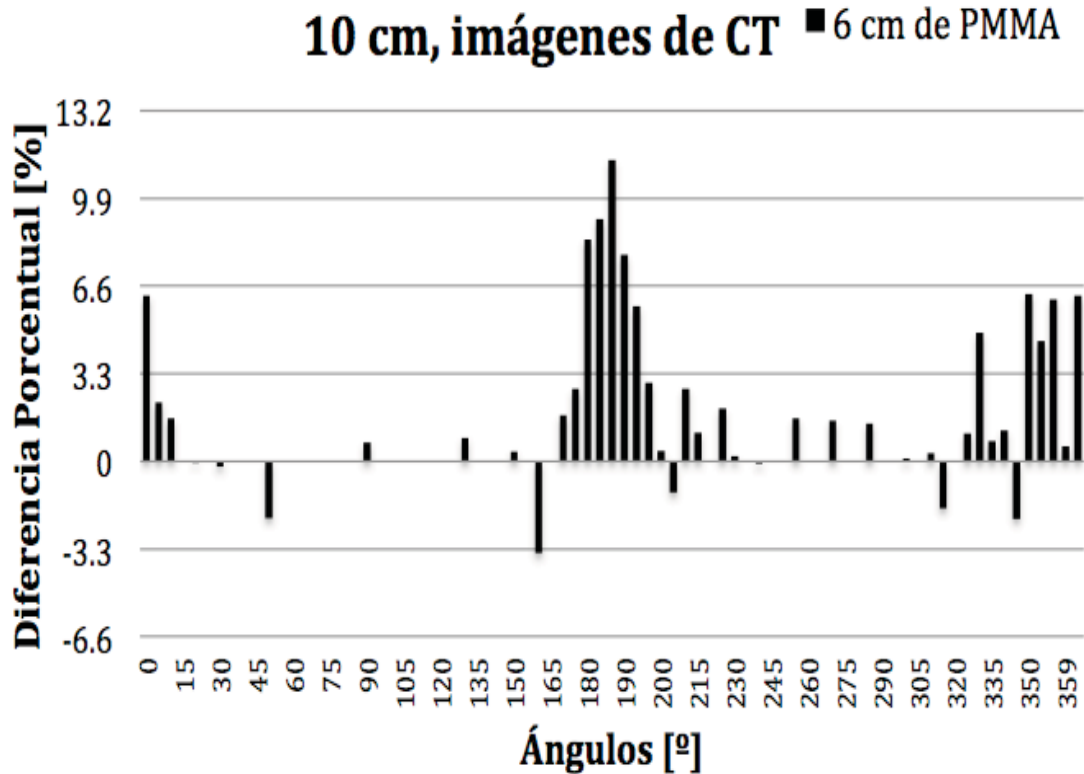


Figura 5.21: Dosis medida y calculada para la placa de 10 cm de radio en condición de dispersión total usando imágenes de CT.

En la figura 5.22 se muestra la gráfica de las diferencias porcentuales entre la dosis medida y la calculada en función de la posición de los TLD para la placa de 10 cm con 6 cm extra de PMMA. Se observa que sólo en la región de entrada de la fuente se tienen diferencias importantes, mientras que en el resto de los ángulos las diferencias porcentuales son pequeñas. La máxima diferencia porcentual fue de 6.6 %.

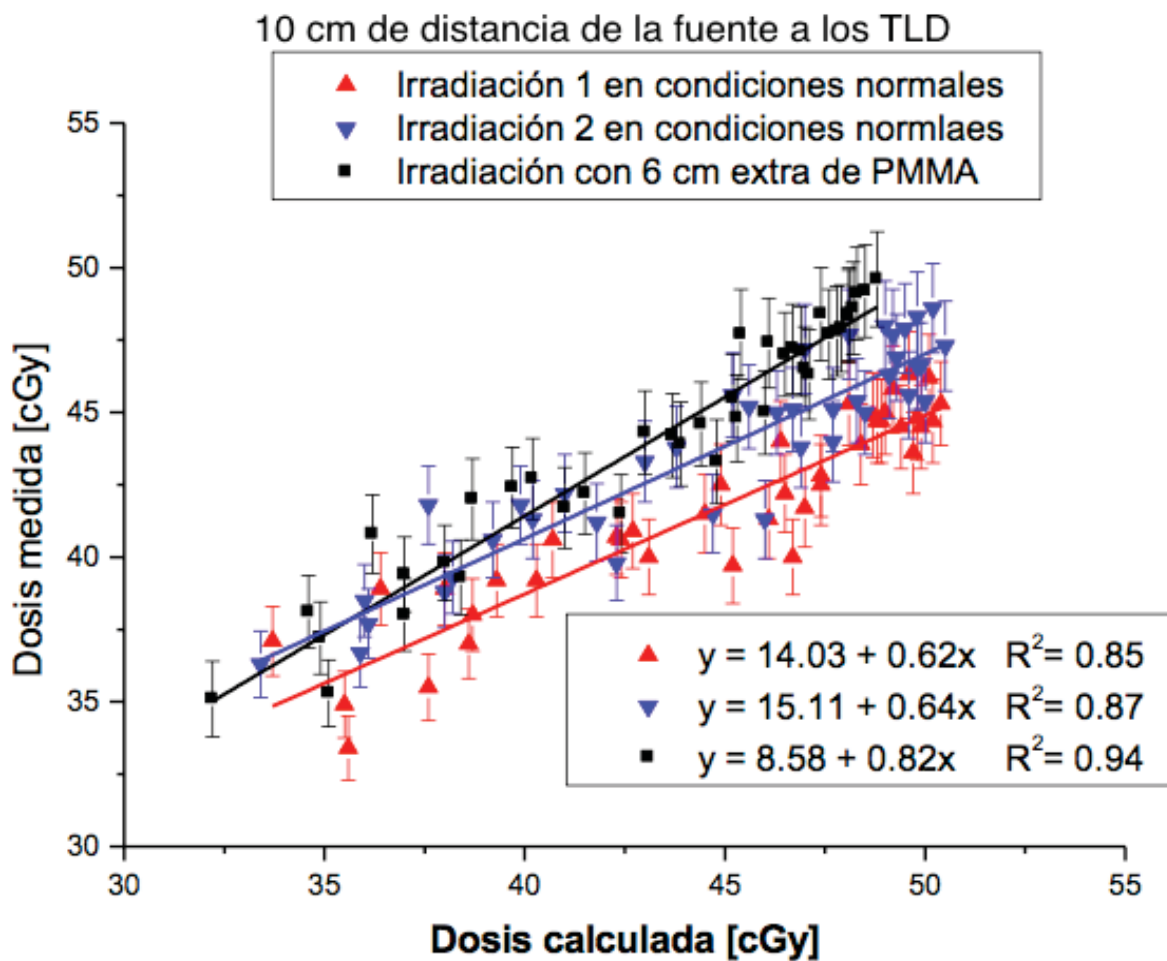


(a)

Figura 5.22: Diferencias porcentuales entre las dosis medidas y las calculadas para la placa de 10 cm en condiciones de dispersión total.

Para comparar los resultados obtenidos al irradiar los TLD en condiciones normales (con el maniquí de  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ ) y al aumentar 6 cm de PMMA en los lados del maniquí, con los dosímetros a 10 cm de la fuente, se graficó la dosis medida en función de la dosis calculada para las dos condiciones de irradiación y se obtuvo la pendiente para cada condición de irradiación, figura 5.23.

De la figura 5.23, se observa que la pendiente se aproxima más a la unidad en el caso en que se aumentó 6 cm de PMMA en los lados del maniquí, lo cual indica que hay una mejor concordancia entre la dosis medida y la calculada cuando hay 11 cm de material después del punto de medición que cuando hay 5 cm de material después del punto de medición.



(a)

Figura 5.23: Comparación entre la irradiación en condiciones normales y cuando se aumentó 6 cm de PMMA en el maniquí.

---

## Capítulo 6

# DISCUSION DE LOS RESULTADOS

---

En este trabajo se realizó una comparación entre la dosis medida con dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) y la dosis calculada por el sistema de planeación BrachyVision 8.6 para una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  usada en tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis para cáncer cervicouterino. Se midió la posición de la fuente, dentro del maniquí, en el momento de la irradiación usando película de tinte radiocrómico (PTR) y se comparó con su posición en el sistema de planeación. Para medir la dosis se utilizó un maniquí de PMMA de  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  dentro del cual se colocaron dosímetros termoluminiscentes a distancias radiales de la fuente de 2, 3, 4, 5, 7 y 10 cm. Se realizaron dos irradiaciones por cada distancia y se usaron imágenes de tomografía computarizada (CT) y radiografías ortogonales para los cálculos de dosis. También se determinaron las condiciones necesarias para obtener medidas confiables de dosis absorbida en agua al utilizar un maniquí de PMMA como material equivalente al agua.

Se realizó la caracterización de un lote de 100 dosímetros termoluminiscentes TLD-100 de  $3 \times 3 \times 0.9 \text{ mm}^3$ . Se encontró el factor de corrección para cada uno de los TLD, se obtuvo la incertidumbre por reproducibilidad en la respuesta termoluminiscente y se calibraron con rayos gamma provenientes de una fuente de  $^{60}\text{Co}$ .

Después de medir la posición de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  con la PTR, se encontró que la fuente al momento de la irradiación, no se colocaba en la posición donde el sistema de planeación suponía haberla colocado. Se encontró una diferencia de 5 mm en la posición de la fuente, la cual genera diferencias grandes entre la distribución de dosis medida con dosímetros y la calculada con el sistema de planeación. En la región cercana a  $0^\circ$ , la dosis calculada es mayor que la dosis medida, generando una sub-irradiación con diferencias porcentuales de  $-12 \pm 7 \%$  para la placa con la distancia a los TLD más grande (10 cm) y de  $-44 \pm 3 \%$  para la distancia a los TLD más pequeña (2 cm). En la región cercana a los  $180^\circ$  (entrada de la fuente), la dosis medida es mayor que la dosis calculada, generando una sobre-irradiación con diferencias porcentuales de  $25 \pm 5 \%$  para la distancia a los TLD de 10 cm y de  $53 \pm 3 \%$  para la distancia a los TLD de 2 cm. Esta diferencia en la

posición de la fuente puede deberse a distintos factores, uno de ellos es haber introducido en el sistema de planeación una longitud incorrecta del catéter utilizado.

Durante los tratamientos de braquiterapia para cáncer cervicouterino la dosis se prescribe al punto A, de acuerdo con las recomendaciones de ICRU 38[9], el cual se encuentra aproximadamente a 2 cm de distancia de la fuente. Si no se localiza con exactitud la posición de la fuente en el momento de la irradiación y no se introduce correctamente esta posición en el sistema de planeación se pueden tener diferencias grandes, como las obtenidas en este trabajo, entre la dosis calculada por el sistema de planeación y la dosis que en realidad se le aplica a la paciente.

El factor de corrección de la respuesta termoluminiscente por unidad de dosis en agua de los TLD-100, debido a la dependencia de la respuesta termoluminiscente de los dosímetros con la energía, a la energía promedio de los rayos gamma de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  (360 keV) con respecto a la energía promedio de los rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  (1250 keV) fue de  $1.07 \pm 0.02$ , es decir, la respuesta del TLD-100 al ser irradiado con rayos gamma provenientes de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  es  $7 \pm 2$  % mayor que al ser irradiado con los rayos gamma provenientes de la fuente de  $^{60}\text{Co}$ .

Una vez corregida la posición de la fuente y usando imágenes de tomografía computarizada (CT) para el cálculo de la dosis, obtuvimos que:

- El sistema de planeación no considera la entrada de la fuente por el catéter, lo cual causa que en la región cercana a la entrada (cerca del ángulo de  $180^\circ$ ) la dosis medida sea mayor que la dosis calculada. En las Figuras 5.12, 5.13 y 5.14 (gráficas de barra de las diferencias porcentuales en función de la posición de los TLD) se observa que, en casi todos los casos, las máximas diferencias porcentuales obtenidas para todas las distancias de la fuente a los TLD, corresponden a los dosímetros que se encuentran cerca de la región de entrada de la fuente, con diferencias porcentuales de hasta el 28 %.
- Con los TLD a 2 cm de distancia de la fuente obtuvimos una mejor concordancia entre la dosis medida y la calculada en la primera irradiación que en la segunda (figuras 5.6, 5.9 (a) y figura 5.12). La discrepancia entre la dosis medida y la calculada en la segunda irradiación puede deberse a que a 2 cm de la fuente, los gradientes de dosis aún son muy grandes y un error de  $\pm 1.5$  mm en la localización del centro de los TLD en el sistema de planeación (porque la longitud de los TLD es de 3 mm) causa diferencias significativas en la dosis calculada.
- A 3 cm de distancia se observa una buena concordancia en casi todos los puntos, excepto en la región de entrada de la fuente. Fuera del área de entrada de la fuente, las máximas diferencias porcentuales encontradas fueron de -11.4 % y -9.33 % para

la primera y segunda irradiación respectivamente. Estas diferencias se encontraron en el ángulo de  $50^\circ$ .

- Una buena concordancia entre la dosis medida y la calculada se encontró para las distancias a los TLD de 4 cm, obteniendo 6.5 % como la máxima diferencia porcentual en las dos irradiaciones. En la región de la entrada de la fuente se encontraron diferencias de hasta 21 % (figuras 5.7 y 5.10 (a)).
- Para las distancias a los dosímetros de 5 y 7 cm, a pesar de que se obtuvieron varios puntos en los que la dosis medida es menor que la dosis calculada, con una máxima diferencia porcentual de -12 % en ambas irradiaciones, se observa que la mayoría de las dosis calculadas están dentro del intervalo de incertidumbre de las dosis medidas, por lo que no podemos aseverar que las diferencias encontradas entre las dosis medidas y las calculadas sean debido a un error en el cálculo de las dosis del sistema de planeación. En el ángulo de  $0^\circ$  se observa un punto en que la dosis medida es mucho menor que la dosis calculada, debido a que el catéter utilizado para esas distancias, tenía en su parte final un pedazo de metal de 5 mm que causó la atenuación del haz.
- A 10 cm de la fuente, en la primera irradiación, se encontraron las mayores diferencias porcentuales obtenidas en este trabajo entre las dosis medidas y las calculadas, en la cual, la mayoría de las dosis medidas son menores que las dosis calculadas, con diferencias de hasta -17 %. Se encontró que la mayoría de los puntos de las dosis calculadas están fuera del intervalo de incertidumbre de las dosis medidas. Sin embargo, para la segunda irradiación, se encontró que las diferencias porcentuales fueron menores que en la primera irradiación y que la mayoría de los puntos de las dosis calculadas están dentro del intervalo de incertidumbre de las dosis medidas, pero también se observa que la mayoría de las dosis medidas son menores que las dosis calculadas (figuras 5.11 (c) y 5.14 (b)).

Los resultados obtenidos usando radiografías ortogonales fueron:

- Al igual que cuando se usaron imágenes de CT para los cálculos de dosis, al usar imágenes de radiografías ortogonales, se encontró que el sistema de planeación no considera la entrada de la fuente, lo cual causa las máximas diferencias porcentuales entre las dosis medidas y las calculadas.
- Con los TLD a 3 cm de distancia de la fuente se observa que, tanto en la primera irradiación como en la segunda, las dosis medidas y las calculadas muestran una buena concordancia sólo en la mitad de los puntos, en la mitad superior del círculo donde se colocaron los TLD (de  $270^\circ$  a  $0^\circ$  y de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ ), pero la concordancia se pierde en la otra mitad, conforme los puntos se acercan al ángulo de  $180^\circ$  (figura 5.15).

- Para la distancia a los TLD de 4 cm se obtuvo una buena concordancia entre la dosis medida y la calculada. A pesar de tener diferencias de hasta el 14 % cerca del ángulo de  $0^\circ$ , la mayoría de las dosis calculadas están dentro del intervalo de incertidumbre de las dosis medidas (figura 5.16).

De la figura 5.18, donde se comparan los resultados obtenidos al usar imágenes de tomografía computarizada (CT) y radiografías ortogonales, para los cálculos de dosis, obtuvimos que para la distancia a los TLD de 3 cm hay una mejor concordancia entre las dosis medidas y las calculadas cuando se usaron imágenes de CT que cuando se usaron imágenes de radiografías ortogonales. El valor de la pendiente cuando se usaron imágenes de CT fue de  $0.92 \pm 0.02$  con un coeficiente de correlación ( $R^2$ ) de 0.97 y cuando se usaron radiografías ortogonales, el valor de la pendiente fue de  $1.13 \pm 0.03$  con  $R^2 = 0.91$ . Además de que el valor de la pendiente se acerca más a la unidad cuando se usaron imágenes de CT, se observa una mayor dispersión en los datos cuando usaron radiografías ortogonales. Para la distancia a los TLD de 4 cm, se observa en la figura 5.19, que el valor de la pendiente se acerca más a la unidad cuando se usaron imágenes de CT ( $0.83 \pm 0.02$  con  $R^2 = 0.97$ ) que cuando se usaron radiografías ortogonales ( $0.79 \pm 0.03$ ,  $R^2 = 0.92$ ). Por los valores obtenidos de los coeficientes de correlación ( $R^2$ ) se muestra una mayor dispersión en los datos cuando se usaron radiografías ortogonales. Las discrepancias obtenidas al usar radiografías ortogonales se deben a que es importante que las imágenes sean realmente ortogonales ya que errores en la digitalización de la imagen se traducen como pequeños errores en las coordenadas de la posición de la fuente que afecta los cálculos de la dosis.

De la irradiación de los dosímetros a 10 cm de distancia de la fuente, usando 6 cm extra de PMMA en los lados del maniquí, para tener 11 cm de distancia entre los TLD y el borde del maniquí, se obtuvo una buena concordancia entre la dosis medida y la calculada. La máxima diferencia porcentual que se obtuvo fue de 6.3 %, excluyendo el área de entrada de la fuente.

Al comparar los resultados obtenidos para la distancia a los TLD de 10 cm, cuando se irradiaron los dosímetros en condiciones normales (con el maniquí de  $30 \times 30 \times 30$  cm<sup>3</sup>) y cuando se incrementó el grosor del maniquí con 6 cm extra de PMMA, figura 5.23, se observa que el valor de la pendiente se aproxima más a la unidad en el caso en que se aumentó 6 cm extra de PMMA en los lados del maniquí, el valor de la pendiente fue de  $0.82 \pm 0.03$  con  $R^2 = 0.94$ . Mientras que para las irradiaciones en condiciones normales, los valores de las pendientes fueron de  $0.62 \pm 0.04$  con  $R^2 = 0.85$  y  $0.64 \pm 0.04$  con  $R^2 = 0.87$  para la primera y segunda irradiación respectivamente. Estos resultados muestran que hay una mejor concordancia entre las dosis medidas y las calculadas cuando se aumentó 6 cm de PMMA en los lados del maniquí. Esto se debe a que hay suficiente PMMA después del punto de medición para tener la cantidad necesaria de retrodispersión del haz y alcanzar



la condición de dispersión total en el punto de medición. Cuando se irradiaron los TLD en condiciones normales, los dosímetros se encontraban cerca del borde del maniquí y no había suficiente PMMA que contribuyera a la retrodispersión del haz, por lo que no se alcanzó la condición de dispersión total. Carisson y Gudrun[11], afirman que se logra la dispersión total cuando se tiene al menos 5 cm de material que rodea el punto de medición. Sin embargo, nuestros resultados muestran que con 5 cm de PMMA después del punto de medición no es suficiente para lograr condiciones de dispersión total.

Cuando se tuvieron las condiciones necesarias para lograr que el maniquí de PMMA se comportara como un maniquí equivalente al agua y se realizaron los cálculos de la dosis usando imágenes de tomografía computarizada (para no tener posibles errores en la reconstrucción de la imagen), se encontró que hay una buena concordancia entre la dosis medida y la calculada. Sin embargo, se encontró que el sistema de planeación no considera la entrada de la fuente. La fuente recorre la distancia del catéter (120 cm) en 0.6 segundos.

La diferencia entre la dosis medida y la calculada en la región de entrada de la fuente es dependiente de la dosis prescrita. En este trabajo las diferencias fueron grandes porque se prescribió una dosis de 50 cGy a los TLD, por lo que las diferencias en la región de entrada de la fuente fueron en promedio del 20 %. Sin embargo, para tratamientos comunes de braquiterapia HDR, en los cuales la dosis que se prescribe es de entre 4 y 6 Gy, por fracción, la dosis depositada por la entrada de la fuente es despreciable.

---

## Capítulo 7

# CONCLUSIONES

---

Se compararon los resultados de medir y calcular la dosis impartida a un maniquí de PMMA, equivalente al agua, por una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ , usando radiografías ortogonales y tomografía computarizada para la formación de imágenes en el sistema de planeación. Las mediciones se llevaron a cabo con dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) y los cálculos con el sistema de planeación BrachyVision 8.6.

Se encontró que una diferencia de 5 mm en la posición de la fuente al momento de la irradiación con respecto a su posición en el sistema de planeación, genera diferencias grandes entre la distribución de dosis medida y la calculada, con diferencias porcentuales de hasta 53 % y -45 %, sobre el eje longitudinal a 2 cm de la fuente, distancia importante para los tratamientos contra cáncer cervicouterino.

Usando un maniquí de  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  de PMMA se obtuvo una buena concordancia entre la dosis medida y la calculada para las distancias radiales de la fuente a los TLD de 3, 4, 5 y 7 cm, en las cuales la mayoría de las dosis calculadas están dentro del intervalo de incertidumbre de las dosis medidas. Para las distancias de 2 y 10 cm se observaron discrepancia en una de las dos irradiaciones realizadas, con diferencias porcentuales de hasta 18 y 17 % respectivamente. A 2 cm debido a los altos gradientes de dosis y a 10 cm por el tamaño del maniquí utilizado.

Se encontró que el sistema de planeación no considera la entrada de la fuente, lo cual causó diferencias de hasta un 25 %, cuando se prescribió una dosis de 50 cGy a los TLD, entre la dosis medida y la calculada en la región cercana a la entrada de la fuente. Sin embargo para tratamientos comunes de braquiterapia HDR, en los cuales la dosis que se prescribe es de entre 4 y 6 Gy, por fracción, la dosis depositada por la entrada de la fuente es despreciable.

Al comparar los resultados obtenidos al usar imágenes de tomografía computarizada y radiografías ortogonales para los cálculos de dosis, se encontró una mejor concordancia entre la dosis medida y la calculada cuando se usaron imágenes de tomografía computarizada (CT).

Una mejor concordancia entre la dosis medida y la calculada se encontró cuando se tuvieron 11 cm de PMMA después del punto de medición que cuando se tuvieron 5 cm de PMMA después del punto de medición. Esto se debe a que con 11 cm de PMMA después del punto de medición, se tiene suficiente material para lograr la condición de dispersión total y el PMMA se comporta mejor como un material equivalente al agua.

## 8.1. Magnitudes y unidades dosimétricas

### 8.1.1. Kerma

Es el valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo energía por pérdida radiativa y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra. Tiene unidades de erg/g, rad, J/kg, Gy.

$$K = \frac{d(\epsilon_{tr})_e}{dm} \equiv \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (8.1)$$

$$1\text{Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^2 \text{ rad} = 10^4 \text{ erg/g}$$

$(\epsilon_{tr})_e$  = valor esperado de la energía transferida en el volumen finito V durante un intervalo de tiempo.

$d(\epsilon_{tr})_e$  = valor esperado de la energía transferida para un volumen infinitesimal dV en un punto P.

dm = masa en dV

Para fotones monoenergéticos el kerma para un punto P está relacionado con la fluencia de energía por el coeficiente másico de transferencia de energía  $(\mu_{tr}/\rho)_{E,Z}$  que es caracterizado por la energía de los fotones y por el número atómico Z del material en el punto P.

$$K = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (8.2)$$

### 8.1.2. Dosis Absorbida

Es el valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa. Tiene unidades de erg/g, rad, J/kg, Gy.

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (8.3)$$

$\epsilon$  = valor esperado de la energía impartida en un volumen finito  $V$ , durante un intervalo de tiempo.

$d\epsilon$  = valor esperado de la energía impartida para un volumen infinitesimal  $dV$ , en un punto  $P$ .

$dm$  = masa en  $dV$

### 8.1.3. Exposición

Definida únicamente para rayos  $X$  y  $\gamma$ . Es el cociente de  $dQ$  entre  $dm$ , donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones ( $e^+$ ,  $e^-$ ) liberados por los fotones en un volumen de aire de masa  $dm$  han sido completamente frenados en aire (ICRU, 1980). Tiene unidades de C/kg, R.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (8.4)$$

$$1R = 2.580 \times 10^{-4} \frac{C}{kg}$$

La ionización debida a la absorción de radiación de frenado emitida por los electrones no debe ser incluida en  $dQ$ .

La exposición  $X$  es el equivalente de ionización del kerma de colisiones  $K_c$  en aire, para rayos  $X$  y  $\gamma$ .

## 8.2. Funcionamiento de los dosímetros termoluminiscentes (TLD)

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) son hechos de un material dieléctrico cristalino que contiene activadores que pueden estar presentes en cantidades de trazas y proveen dos clases de centros o imperfecciones en la red cristalina:

a. Trampas para los electrones y agujeros, que pueden capturar y mantener a los portadores de carga en un pozo de potencial durante largo tiempo.

b. Centros luminiscentes. Localizados en las trampas para electrones o para agujeros, emiten luz cuando los electrones y agujeros se recombinan con el centro.

Cuando ocurre un evento de ionización en el TLD, etapa A figura A1, un electrón va de la banda de valencia a la de conducción, donde migra a una trampa de electrones (donde falta un ion negativo). El agujero migra hacia una trampa para agujeros. Estas trampas deben ser lo suficientemente profundas en energía como para que los electrones o agujeros

no se escapen durante largos periodos de tiempo.

Cuando los TLD son calentados, etapa B figura A1, se libera el electrón, regresa a la banda de conducción y migra a una trampa para agujeros, lo cual actúa como un centro luminiscente y se emite un fotón de luz.

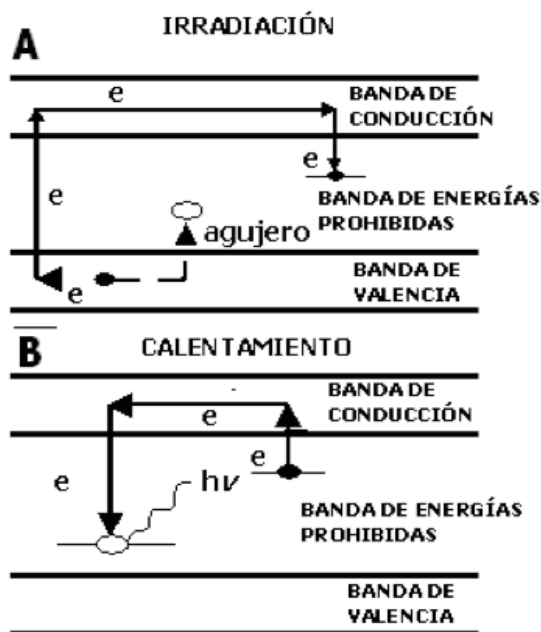


Figura 8.1: Diagrama de los procesos termoluminiscentes: (A) Ionización producida por la radiación (B) calentamiento para la producción de luminiscencia.

### 8.3. Esquema de decaimiento del $^{192}\text{Ir}$

Los valores que a continuación se presentan fueron transcritos de la tabla de núclidos obtenida de la pagina <http://atom.kaeri.re.kr/>.

**<sup>192</sup>Ir** β-DECAY (73.827 D)

Parent state: G.S.

Half life: 73.827 D(13)

Q(gs): 1459.7(19) keV

Branch ratio: 0.9513

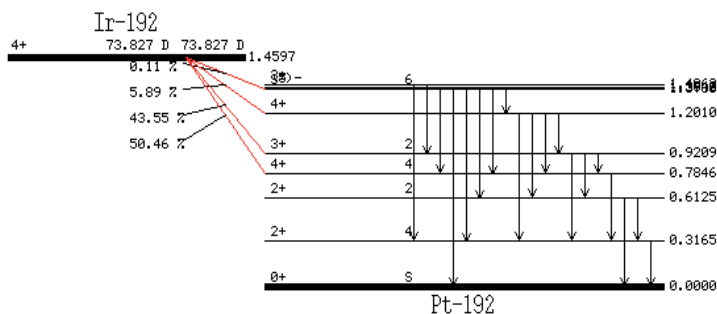


Figura 8.2: Decaimiento beta del <sup>192</sup>Ir.

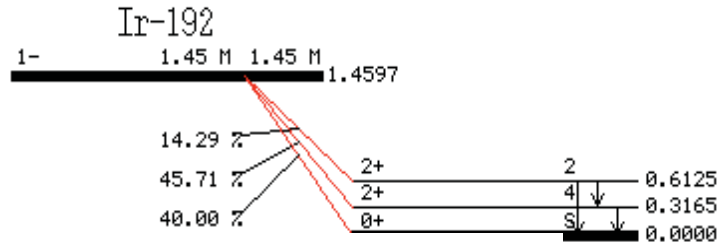
**Beta ray:** for absolute intensity multiply by 1.0512(14)

Max.E(keV)	Avg.E(keV)	Intensity(rel)	Spin	4+
672( 4)	209.9( 7)	48.0( 3)		4+
535( 2)	162.1( 7)	41.43(20)		3+
240(15)	71.6( 6)	5.60( 3)		4+
81.7( -)	21.1( 5)	0.1027(25)		3-
75.7( -)	19.5( 5)	0.0039(17)		(5)-
53.5( -)	13.6( 5)	0.0035( 5)		3+

**Gamma ray:** for absolute intensity multiply by 1.0512

Energy(keV)	Intensity(rel)
136.3426( 3)	0.199(25)
176.98( 4)	0.0043(12)
214.7( 5)	-
280.27(24)	0.009( 5)
295.95650(15)	28.72(14)
308.45507(17)	29.68(15)
314.80(25)	-
316.50618(17)	82.71(21)
319.32(25)	-
415.4( 5)	-
416.4688( 7)	0.669(21)
468.0688( 3)	47.81(24)
485.30(11)	0.0023( 5)
588.5810( 7)	4.517(22)
593.49(13)	0.0421(17)
599.41(15)	0.0039(17)
604.41105(25)	8.20( 4)
612.4621( 3)	5.34( 8)
739( 1)	-
765.8( 3)	0.0013( 6)
884.5365( 7)	0.291( 7)
1061.48( 4)	0.053( 1)
1089.9( 3)	0.0012( 2)
1378.20(15)	0.0012( 3)

**<sup>192</sup>Ir** β-DECAY (1.45 M)  
 Parent state: 56.74(9) keV.  
 Half life: 1.45 M(5)  
 Q(gs): 1459.7(19) keV  
 Branch ratio: 1.75E-4



**Beta ray:** for absolute intensity multiply by 5714.29

Max.E(keV)	Avg.E(keV)	Intensity(rel)	Spin	1-
1511	537.4( 8)	0.007	0+	<sup>192</sup> Ir.
1185	409.2( 8)	0.008	2+	
898	294.2( 8)	0.0025	2+	

**Gamma ray:**

Energy(keV)	Intensity(rel)
295.95650(15)	-
316.50618(17)	-
612.4621( 3)	-

**<sup>192</sup>Ir** EC DECAY (73.827 D)

Parent state: G.S.  
 Half life: 73.827 D(13)  
 Q(gs): 1046.2(23) keV  
 Branch ratio: 0.0487

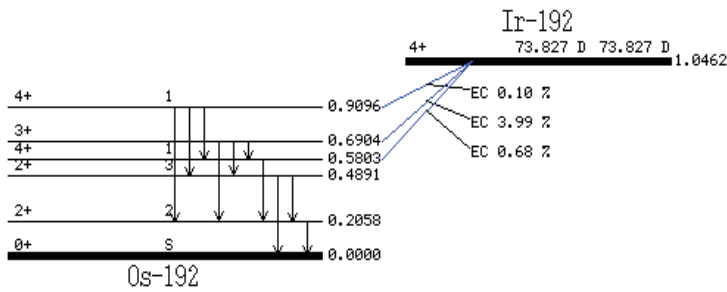


Figura 8.4: Decaimiento por captura electrónica del <sup>192</sup>Ir.



EC: total intensity = 97.9

Gamma ray: for absolute intensity multiply by 20.5339

Energy(keV)	Intensity(rel)
110.4( 3)	0.0122(11)
201.3112( 7)	0.473( 8)
205.79430( 9)	3.34( 4)
283.2668( 8)	0.266( 3)
329.17(15)	0.0174(17)
374.4852( 8)	0.726( 6)
420.52( 6)	0.069( 7)
484.5751( 4)	3.187(24)
489.06( 3)	0.438(14)
703.87(15)	0.0053(11)

# Bibliografía

---

- [1] INEGI. Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática. *pag web*, 2007.
- [2] Subir Nag, Beth Erickson, Bruce Thomadsen, Colin Orton, Jeffre D. Demanes, and Daniel Petereit. The American Brachytherapy Society Recommendations for High-Dose-Rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Int. J. Radiation Oncology Biol.Phys*, 48(1):201–211, 2000.
- [3] R. Nath, Lowell L. Anderson, G. Luxton, Keith A. Weaver, Jeffrey F. Williamson, and Ali S. Meigooni. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM radiation therapy committe task group 43. *Med. Phys*, 22:209–234, 1995.
- [4] A. Angelopoulos, P. Baras, L. Sakelliou, P. Karaiskos, and P. Sandilos. Monte Carlo dosimetry of a new Ir-192 high dose rate brachytherapy source. *Med. Phys.*, 27(11):2521–2527, 2000.
- [5] R. E. P. Taylor and D. W. O. Rogers. EGSncr monte carlo calculated dosimetry parameters for  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{169}\text{Yb}$  brachytherapy source. *Med. Phys.*, 35:4242–4250, 2008.
- [6] A. S. Meigooni, M. T. Kleiman, J. L. Johnson, D. Mazloomdoost, and G. S. Ibbott. Dosimetric characteristics of new high-intensity  $^{192}\text{Ir}$  source for remote afterloading. *Med. Phys.*, 24(12):2008–2014, 1997.
- [7] R. M. Kennedy, S. D. Davis, J. A. Micka, and L. A. DeWerd. Experimental and Monte Carlo determination of the TG-43 dosimetric parameters for model 9011 THINSeed brachytherapy source. *Med. Phys.*, 37(4):1681–1688, 2010.
- [8] P. Karaiskos, A. Angelopoulos, L. Sakelliou, P. Sandilos., C. Antypas, L. Vlachos, and E. Koutsouveli. Monte Carlo and TLD dosimetry of an  $^{192}\text{Ir}$  high dose-rate brachytherapy source. *Med. Phys.*, 25(10):1975–1984, 1998.
- [9] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 38: Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in radiological physics, 1985.

- [10] Jerome A. Meli, Ali. S. Meigooni, and Ravinder Nath. On the choice of phantom material for the dosimetry of Ir-192 sources. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 14:587–594, 1988.
- [11] Asa Carisson Tedgren and Gudrun Alm Carisson. Influence of phantom material and dimensions on experimental  $^{192}\text{Ir}$  dosimetry. *Med. Phys.*, 36(6):2228–2235, 2009.
- [12] M. T. Gillin, F. Lopez, R. W. Kline, D. F. Grimm, and A. Niroomand-Rad. Comparison of measured and calculated dose distributions around an iridium-192 wire. *Med. Phys.*, 15(6):915–918, 1988.
- [13] R. Nath., Ali S. Meigooni., and Jerome A. Meli. Dosimetry on transversal axes of I-125 and Ir-192 interstitial brachytherapy sources. *Med. Phys.*, 17(6):1032–1040, 1990.
- [14] Faiz M. Khan. *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams and Wilkins, 1994.
- [15] C. A. Perez and L. W. Brady. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. Lippincott Williams and Wilkins, 5 edition, 2008.
- [16] A. S. Meigooni, J. A. Meli, and R. Nath. Influence of the variation of energy spectra with depth in dosimetry of  $^{192}\text{Ir}$  using LiF TLD. *Phys. Med. Biol.*, 33:1159–1170, 1988.
- [17] C. Thomason and P. Higgins. Radial dose distribution of  $^{192}\text{Ir}$  and  $^{137}\text{Cs}$  seed source. *Med. Phys.*, 16:254–257, 1989.
- [18] Ambika S. Pradhan and Ulrich Quast. In-phantom response of LiF TLD-100 for dosimetry of  $^{192}\text{Ir}$  HDR source. *Med. Phys.*, 27(5):1025–1029, 2000.
- [19] P. Karaiskos, L. Sakelliou, P. Sandilos., and L. Viachas. Limitations of the point and line source approximations for the determination of geometry factors around brachytherapy sources. *Med. Phys.*, 27(1):124–128, 2000.
- [20] D. Baltas, P. Karaiskos, P. Papagiannis, L. Sakelliou, and E. Loeffler. Beta versus gamma dosimetry close to Ir-192 brachytherapy sources. *Med. Phys.*, 28(9):1875–1882, 2001.
- [21] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley and Sons, 1986.
- [22] J. Zoetelief, H. W. Julius, and P. Christensen. Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD. In *Nuclear Science and Technology*. European Commission, 2000.

- [23] Fernando Iturbe. *Protección Radiológica, Curso para personal ocupacionalmente expuesto (para el uso de fuente abiertas y selladas)*, APUNTES, 2008.
- [24] Ali. S. Meigooni, Vivek Mishra, Harish Panth, and Jeffrey F. Williamson. Instrumentation and dosimeter-size artifacts in quantitative thermoluminescence dosimetry of low-dose fields. *Med. Phys.*, 22(5):555-561, 1995.
- [25] S.D. Davis, C. K. Ross, P.N. Mobit, L. Van der Zwan, W. J. Chase, and K. R Shortt. The response of LiF thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to  $^{60}\text{Co}$  gamma rays. *Radiation Protection Dosimetry*, 106(1):33–43, 2003.
- [26] T. Budd, M. Marshall, L. H. J. Peuple, and J. A. Douglas. The low- and high-temperature response of lithium fluoride dosimeters to X-rays. *Phys. Med. Biol.*, 24(1):71–80, 1979.
- [27] A. A. Nunn, S. D. Davis, J. A. Micka, and L. A. DeWerd. LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered X-ray spectra in the range of 20-250 kVp relative to  $^{60}\text{Co}$ . *Med. Phys.*, 35(5):1859–1869, 2008.
- [28] P. Olko, P. Bilski, and J. L. Kim. Microdosimetric interpretation of the photon energy response of LiF:Mg,Ti detectors. *Radiation Protection Dosimetry*, 100(1-4):119–122, 2002.
- [29] C. Hranitzky, H. Stadtmann, and P. Olko. Determination of LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,p TL efficiency for X-rays and their application to Monte Carlo simulations of dosimeters response. *Radiation Protection Dosimetry*, 119(1-4):483–486, 2006.
- [30] P. Bilski. Lithium fluoride: from LiF:Mg,Ti to LiF:Mg,Cu,P. *Radiation Protection Dosimetry*, 100(1-4):199–206, 2002.