



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FISICAS
INSTITUTO DE FISICA

DOSIMETRÍA “IN VIVO” DURANTE
TRATAMIENTOS CON BRAQUITERAPIA
GINECOLÓGICA DE ALTA TASA DE DOSIS

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRA EN CIENCIAS (FISICA MEDICA)

PRESENTA:

SUEMI ALEJANDRA GONZALEZ AZCORRA

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

COMITÉ TUTORAL: DRA. MARIA ISABEL GAMBOA DE BUEN
M. EN C. CESAR GUSTAVO RUÍZ TREJO
DRA. MARIA ADELA POITEVIN CHACON



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MÉXICO, D.F.

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Para mis padres,

*Suemia y Jorge, que me dieron todo su apoyo y su cariño.
Gracias por enseñarme la importancia de esforzarse para conseguir los
sueños. A ustedes les debo lo que soy.
Ustedes son mi más preciado tesoro.*

Los quiero mucho.

Para Orlis

*Por que me apoyaste siempre, en los momentos buenos y malos
Por que me enseñaste que lo más difícil en la vida es comprender que vivir
feliz es fácil*

Gracias por tu amistad, tu cariño y tu presencia incondicional.

Gracias por tu amor y por ser una parte esencial de mi vida

Te quiero

A Fer, Marce e Iván

*Gracias por los momentos que compartimos, por estar, por permitirme
conocerlos, por hacerme parte de sus vidas
Por hacer que cada momento cuente. . .
Por que se convirtieron en mi Familia*

A Gerardo C., Nikte y Beti

Por que la amistad supera la distancia. . .

Gracias a todos aquellos con los que compartí momentos inolvidables:

*Abraham, Alex, Cristian y Ruth
Koch, Dante, Jaime, Gaby, Erandeni, Luis Alberto, Joel y Alfredo
Ulises, Benjas, Olinca, y Bianey
Adis*

Gracias por brindarme su amistad

A mis amigos yucatecos...

*Camacho, Roger, David
Mirna, Gerardo A., Fósil, Marcel, Guille*

No me olvido de ustedes.

Agradecimientos Institucionales

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México las facilidades brindadas durante mi estancia como estudiante

Al Posgrado en Ciencias Físicas por el apoyo brindado durante mi estancia como estudiante de la Maestría.

Al Instituto de Física por permitirme el uso de sus instalaciones y equipos para la realización de este proyecto.

Agradezco el apoyo brindado por el Instituto Nacional de Cancerología para la realización de este trabajo, en especial a los departamentos de Radioterapia y Biofísica.

Agradezco al Instituto de Ciencias Nucleares por permitirme el uso del equipo irradiador GammaCell durante la evolución de este trabajo.

A CONACYT, institución que por medio de las Becas Nacionales, me respaldó económicamente durante los dos años que cursé la Maestría.

Al Programa de Apoyo a los Estudios de Posgrado (PAEP), por el soporte financiero brindado para la adquisición de materiales y la asistencia a congresos.

Al proyecto PAPIIT IN108906-3 por el apoyo económico ofrecido para la realización de esta tesis.

Agradecimientos

Agradezco el apoyo y la confianza que mi tutora, Ana Elena Buenfil me otorgó durante toda mi estancia en el Posgrado. Gracias por tu paciencia, tus consejos, por nunca decirme “no puedo”. Gracias por tu amistad.

A los miembros de mi comité sinodal: Ana Elena Buenfil Burgos, Miguel Rodríguez Ponce, Jorge Rickards Campbell, María Isabel Gamboa de Buen y María Adela Poitevín Chacón.

A los miembros de mi comité tutorial: Ana Elena Buenfil Burgos, César Gustavo Ruíz Trejo, Isabel Gamboa de Buen y Adela Poitevín Chacón. Gracias por las atenciones que en todo momento tuvieron conmigo.

A la Dra. María Adela Poitevín Chacón por apoyarme en todos los momentos del desarrollo de la tesis, por su amabilidad y su gentileza.

A la Dra. Isabel Gamboa, por su disponibilidad, por su paciencia infinita y por brindarme sus valiosos consejos. Sobre todo por ayudarme a comprender que todo el trabajo en una tesis cuenta, por más insignificante que parezca.

A Miguel Rodríguez Ponce. Gracias por ofrecerme tu apoyo, aún en las condiciones menos favorables. Gracias por el tiempo que le dedicaste a mi trabajo de tesis. Gracias por brindarme tu amistad.

A la Dra. Aída Mota García, del departamento de Radioterapia de Instituto Nacional de Cancerología, quien jugó un papel indispensable para el desarrollo del protocolo de investigación que le dio el nombre a esta tesis. Sin usted, este trabajo no hubiera avanzado. Gracias por su amabilidad, por su disponibilidad en todo momento, y por ser paciente conmigo.

A Flor Herrera Martínez, quien al igual que Miguel sacrificó tiempo valioso para resolver algunos problemas que se presentaron durante el desarrollo de la tesis. Gracias por ser tan atenta en lo laboral, y tan sincera en lo personal. Gracias por tu amistad.

Al Dr. Benito Santamaría Torruco, sin tus consejos, este trabajo no hubiera iniciado a tiempo. Gracias por el tiempo que invertiste en mi trabajo de tesis.

A todo el personal del departamento de Biofísica del Instituto Nacional de Cancerología, en especial a Miguel Rodríguez Ponce, a Flor Herrera Martínez y a Fabiola Valencia Ortega.

A todo el personal de los departamentos de Braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología, en especial a la enfermera Raquel de la Cruz Cruz y a la técnica Alma Martínez.

Al Ing. Fernando Iturbe Hermann y al M. en C. César Ruíz Trejo. Gracias por sus atenciones y por sus consejos.

A María Ester Brandan Siqués. Gracias por sus valiosos consejos, por su paciencia, su gentileza, y por su palpable preocupación por los estudiantes. Gracias por su apoyo.

A los doctores, Arnulfo Martínez Dávalos y Mercedes Rodríguez Villafuerte por compartir sus conocimientos con los estudiantes, y sobre todo por haber sido tan gentiles conmigo.

A los M. en C. Oscar Ángeles, Flavio Trujillo y Alfonso Gastelum por todas sus atenciones y por su amistad.

A Yanalté Herrero Quezadas y a Rosa Isela Gallegos Bárcenas, sin ustedes, la maestría realmente sería complicada.

Al personal del Taller del Instituto de Física, en especial, al Ing, Marco Antonio Veytia y al señor Carlos Sánchez por la elaboración del maniquí de radioterapia externa.

Índice

Agradecimientos Institucionales	i
Agradecimientos	iii
Índice	v
Introducción	1
Capítulo 1: Cáncer cervicouterino y su tratamiento	5
1.1. Clasificación del CaCu	5
1.1.1. Clasificación FIGO	6
1.2. Tratamiento del CaCu	7
1.2.1. Generalidades de la radioterapia	8
1.2.2. Fuentes radiactivas para braquiterapia	9
1.2.3. Braquiterapia de baja tasa de dosis contra alta tasa de dosis	11
1.3. El sistema Manchester de especificación de dosis en tratamientos de braquiterapia ginecológica	13
1.4. Recomendaciones del Reporte 38 del ICRU	15
1.5. Técnicas de planeación de los tratamientos y dosimetría “in vivo”	17
1.6. Controversias en la determinación de la dosis recibida por órganos en riesgo usando sistemas de planeación y dosimetría “in vivo”	19
Capítulo 2: Dosímetros TLD y películas de tinte radiocrómico	22
2.1. Dosimetría termoluminiscente	22

2.1.1. Funcionamiento de los dosímetros termoluminiscentes (TLD)	23
2.1.2. Equipo lector de dosímetros TLD	25
2.1.3. Características de los dosímetros TLD-100	26
2.2. Películas de tinte radiocrómico Gafchromic MD-55-2	27
2.2.1. Equipo lector de las películas de tinte radiocrómico	29
Capítulo 3. Metodología	31
3.1. Dosimetría con dosímetros TLD	31
3.1.1. Protocolo de irradiación y lectura de los dosímetros termoluminiscentes	31
3.1.2. Caracterización de los TLD	32
3.2. Dosimetría usando películas de tinte radiocrómico	34
3.2.1. Calibración de las películas de tinte radiocrómico	34
3.3. Pruebas usando un maniquí de lucita	34
3.4. Dosimetría “in vivo”	36
3.4.1. Selección de las pacientes	36
3.4.2. Preparación de las sondas rectales y vesicales	37
3.4.3. Preparación de la paciente y planeación del tratamiento	38
3.4.4. Aplicación del tratamiento	39
3.4.5. Adquisición de datos	40
Capítulo 4: Resultados de la caracterización de los dosímetros TLD y de la calibración de las películas de tinte radiocrómico	41
4.1. Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes	41
4.2. Calibración de las películas de tinte radiocrómico	48

Capítulo 5: Dosimetría “in vivo” y su comparación con el sistema de planeación	51
5.1. Dosimetría “in vivo”	51
5.2. Comparación de las dosis medidas con las calculadas	57
5.2.1. Comparación de las medidas con los cálculos del sistema de planeación	58
5.3. Pruebas realizadas con el maniquí de lucita	64
Capítulo 6: Discusión y Conclusiones	70
Apéndices	77
Apéndice A.1. Magnitudes y unidades dosimétricas	78
Fluencia	78
Tasa de Fluencia	78
Fluencia de energía	79
Rapidez de fluencia de energía	79
Kerma	80
Kerma de Colisiones	81
Dosis	81
Equilibrio de partícula cargada	82
Apéndice A.2. Esquema de decaimiento del ^{192}Ir	83
Apéndice A.3. Aspectos importantes del Reporte 38 del ICRU	85
Apéndice A.4. Cálculo de la distribución de dosis de fuentes de braquiterapia:	88
Formalismo TG-43	
Referencias	91

Introducción

El cáncer cervicouterino es una de las primeras causas de muerte en mujeres mexicanas. El tratamiento de esta enfermedad consiste, en general, en el uso de técnicas de radioterapia, combinadas en ocasiones con quimioterapia.

Antes de la aplicación del tratamiento de radioterapia (sea radioterapia externa o braquiterapia) es necesario que se realice una correcta planeación. Cuando se usa braquiterapia, el tumor se trata con baja o alta tasa de dosis, de acuerdo con los requerimientos clínicos. El sistema de alta tasa de dosis (Varisource 200, de Varian) consiste en una fuente única de ^{192}Ir , con una actividad aproximada de 10 Ci. La fuente se desplaza dentro de un catéter de plástico, el cual es introducido dentro de los aplicadores para el tratamiento, con un sistema de carga remota.

La planeación de los tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis se realiza usando un programa de cómputo que localiza, en radiografías ortogonales (anteroposterior y lateral), los puntos de cálculo de dosis de interés, así como los órganos en riesgo (recto y vejiga) y la posición de los aplicadores en los que se introducirá la fuente. Este sistema traza las curvas de isodosis con la distribución teórica que se obtendría al utilizar distintos tipos de aplicadores y tiempos de irradiación, en las diferentes posiciones de la fuente. El uso de braquiterapia de alta tasa de dosis ofrece muchas ventajas, no obstante, los gradientes de dosis no aseguran la uniformidad de la dosis absorbida dentro y fuera del volumen blanco. Por ello, es importante tomar en cuenta que el sistema no es perfecto y que podría haber errores de tipo sistemático.

Debido a la preocupación del personal de los departamentos de Radioterapia y Física Médica del Instituto Nacional de Cancerología, se implantó un Protocolo de Investigación que tiene como **objetivo medir la dosis “in vivo” recibida en distintos puntos del recto y vejiga durante los tratamientos de braquiterapia intracavitaria de**

alta tasa de dosis, específicamente para cáncer cervicouterino, usando dosímetros termoluminiscentes (TLD-100).

Para llevar a cabo el protocolo, los dosímetros fueron introducidos en sondas rectales y vesicales, que contaban con marcadores radio-opacos para localizar la posición de éstos durante la planeación. Se compararon las dosis medidas “in vivo”, en recto y vejiga, en 45 tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis con las dosis correspondientes, calculadas por el sistema de planeación (BrachyVision 6.1.13 y SomaVision 7.3.10, ambos de la casa Varian).

Con el propósito de complementar la información obtenida en este trabajo, se realizaron pruebas con un maniquí de lucita, usando dosímetros termoluminiscentes y películas de tinte radiocrómico MD-55-2 para registrar la dosis recibida a una distancia de dos centímetros del centro de la fuente.

Este trabajo está estructurado en cinco capítulos. El capítulo 1 trata de las generalidades del cáncer cervicouterino, su clasificación y el tratamiento con radioterapia. En este capítulo, se da especial énfasis al tratamiento con braquiterapia de alta tasa de dosis, y se discuten las técnicas dosimétricas que se han reportado en la literatura para verificar la dosis recibida por los órganos en riesgo durante el tratamiento. El capítulo 2 describe los materiales utilizados durante la realización de este trabajo: las generalidades del funcionamiento y las características principales de los dosímetros termoluminiscentes y de las películas de tinte radiocrómico, así como los equipos utilizados para obtener sus señales de respuesta a la radiación. El capítulo 3 corresponde a la descripción de la metodología seguida para la caracterización de los dosímetros termoluminiscentes, la calibración de las películas de tinte radiocrómico, la realización de la dosimetría “in vivo” y la prueba con el maniquí de lucita.

En el capítulo 4 se reportan los resultados de la caracterización de los dosímetros termoluminiscentes y la calibración de las películas de tinte radiocrómico. El capítulo 5 es un compendio de los resultados obtenidos en la dosimetría “in vivo” y en la prueba con el maniquí de lucita. Posteriormente, en el capítulo 6 se discuten los resultados obtenidos, y se presentan las conclusiones del trabajo, así como las recomendaciones para el trabajo futuro.

Al final del trabajo, se agregó una serie de apéndices, en los cuales se presentan: algunos conceptos básicos de dosimetría de la radiación, las recomendaciones del Reporte 38 del ICRU y el formalismo TG-43 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (o AAPM por sus siglas en inglés).

Capítulo 1:

Cáncer cervicouterino y su tratamiento

El cáncer cervicouterino (CaCu) es la segunda causa de muerte por neoplasias malignas en la mujer. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), a nivel mundial se detectan alrededor de 500 mil nuevos casos y 300 mil muertes al año. En México, el CaCu ocupó en el año 2000 el primer lugar en morbilidad con 21550 casos, lo cual representó 23.5% del total de los tumores malignos de las mujeres. Durante ese mismo año se notificaron 4620 defunciones que corresponden a una tasa de 19.4 por cada 100000 mujeres mayores de 25 años. La mayoría de los casos ocurre entre los 25 y 44 años [Al-06].

El cáncer de cuello uterino es el tipo más frecuente, asimismo, se clasifica en adenocarcinoma o de origen glandular (que representa alrededor del 10% de los casos) y epidermoide o escamoso (que es el tipo más común) [Lo-06]

1.1. Clasificación del CaCu

Se han desarrollado distintos sistemas de clasificación del CaCu. Estos sistemas, en forma de códigos, son útiles para describir la enfermedad clínicamente, de modo que distintos casos con las mismas características puedan ser analizados. Las etapas permiten conocer cuán diseminado se encuentra el tumor en el órgano o tejido de origen, su pronóstico y tratamiento.

En el caso especial del CaCu, la clasificación en etapas es de importancia para la descripción de la localización, el grado de infiltración al sistema linfático, sanguíneo o a otros tejidos, así como el tamaño de la lesión y las posibles metástasis a distancia.

1.1.1. Clasificación FIGO

La clasificación de la Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia, también conocida por sus siglas como FIGO, es la más usada. Se dice que esta clasificación tiene carácter clínico ya que la etapa se establece a partir de la exploración física y los estudios paraclínicos. A continuación se muestra una breve descripción de las etapas:

Etapa 0:

Carcinoma “in situ” o carcinoma intraepitelial.

Etapa I:

El carcinoma se limita estrictamente al cuello uterino. El diagnóstico de las etapas IA1 y IA2 debe hacerse a partir de los exámenes microscópicos de un tejido extirpado, que rodee la lesión entera.

- Etapa IA: Cáncer invasor identificado a través de un examen microscópico únicamente. La invasión se limita al estroma, y las dimensiones máximas de la lesión son de 5 mm de profundidad y 7 mm de diámetro.
 - Etapa IA1: La invasión medida en el estroma no supera 3 mm de profundidad y 7 mm de diámetro.
 - Etapa IA2: La invasión medida en el estroma está entre 3 y 5 mm de profundidad y no supera 7 mm de diámetro.
- Etapa IB: Las lesiones clínicas se limitan al cérvix, o las lesiones preclínicas son mayores que en la etapa IA. Se refiere a toda lesión macroscópicamente visible incluso con una invasión superficial.
 - Etapa IB1: Lesiones clínicas de tamaño máximo de 4 cm.
 - Etapa IB2: Lesiones clínicas de tamaño superior a 4 cm.

Etapa II:

El carcinoma de Etapa II se extiende más allá del cérvix, pero sin alcanzar las paredes pélvicas. Afecta la vagina, pero no más allá de sus dos tercios superiores.

- Etapa IIA: Ninguna afección parametrial evidente. La invasión afecta los dos tercios superiores de la vagina.
- Etapa IIB: Afección parametrial evidente, pero la pared pélvica no está afectada.

Etapa III:

El carcinoma de etapa III se extiende hacia la pared pélvica. En el examen rectal, todas las zonas están invadidas por el cáncer entre el tumor y la pared pélvica. El tumor afecta el tercio inferior de la vagina. Todos los cánceres con una hidronefrosis o una disfunción renal son cánceres de etapa III.

- Etapa IIIA: Ninguna extensión en la pared pélvica, pero afección del tercio inferior de la vagina.
- Etapa IIIB: Extensión a la pared pélvica, hidronefrosis o disfunción renal.

Etapa IV:

El carcinoma de etapa IV se extiende más allá de la pelvis verdadera o invade la mucosa de la vejiga y/o del recto.

- Etapa IVA: Extensión del tumor a los órganos pélvicos cercanos.
- Etapa IVB: Extensión a los órganos distantes.

1.2. Tratamiento del CaCu

El tipo de tratamiento para este padecimiento depende tanto de la etapa de desarrollo en la que se encuentra como de la localización del mismo. En la actualidad el manejo del CaCu localmente avanzado es radioterapia y braquiterapia junto con quimioterapia (basada en platino), ya que permite un incremento en la supervivencia de la paciente y en el control local del tumor, además de que en la actualidad no existe una opción curativa con cirugía en este tipo de pacientes.

La combinación de los tratamientos produce una mejoría absoluta del 12%, en relación con la supervivencia general y la supervivencia libre de enfermedad a cinco años, en comparación con la radioterapia sola [Al-06]. Varios meta-análisis [Gr-01] [Gr-05] [Lu-02] muestran que la aplicación del tratamiento concomitante con quimioterapia basada en platino ha demostrado un aumento en la supervivencia de las pacientes del 10% al 16%, además de que reduce la probabilidad de recurrencia [Gr-01].

El potencial de control de la radioterapia en el manejo del carcinoma de cérvix es mejorado con el uso de las técnicas de braquiterapia intracavitaria, con las cuales es posible administrar una dosis de radiación más alta directamente al tumor, mientras se protegen los tejidos sanos en los alrededores [Pa-94].

1.2.1. Generalidades de la radioterapia

La radioterapia es el uso de las radiaciones ionizantes para el tratamiento de enfermedades neoplásicas. Puede ser aplicada en 2 modalidades distintas:

- Radioterapia externa o teleterapia
- Braquiterapia

Mediante la radioterapia externa se busca eliminar las células tumorales utilizando haces de radiación ionizante que se dirigen desde el exterior del cuerpo del paciente hacia el volumen de localización del tumor maligno. Con esta técnica pueden irradiarse también áreas ganglionares potencialmente invadidas.

La braquiterapia es el uso de fuentes radiactivas, colocadas directamente en o cercanas al volumen tumoral. La principal ventaja de este tipo de terapia es que, la corta distancia entre el tejido por tratar y la fuente, permite que éste reciba una dosis alta de radiación, al mismo tiempo que el tejido adyacente recibe una dosis baja.

Las fuentes de braquiterapia pueden ser colocadas con aplicadores de contacto superficial externo (moldes), implantes intersticiales o aplicadores intracavitarios. La braquiterapia de contacto superficial está pensada para tratar pequeñas áreas

superficiales, colocando la fuente sobre la lesión. La braquiterapia intersticial consiste en la inserción de fuentes radiactivas cerca del tumor o directamente en él mediante cirugía. En este caso, los implantes pueden ser temporales o permanentes, dependiendo de las características del radioisótopo. En la braquiterapia intracavitaria se aprovechan las cavidades naturales del cuerpo cercanas al tumor para introducir las fuentes radiactivas. Esta última variante es comúnmente usada para tratamiento ginecológico, ya que se aprovecha la cavidad cérvico uterina para introducir las fuentes radiactivas.

La combinación de radioterapia externa con braquiterapia intracavitaria (tratamiento estándar del CaCu), ha mostrado resultados muy buenos en el control de tumores pélvicos y la curación de carcinoma de cérvix. La meta inmediata del tratamiento intracavitario aplicado en estos casos es encontrar una configuración de las fuentes que minimice la proporción entre la dosis recibida por el tejido tumoral y los órganos críticos [Wi-94]. No obstante, la inexactitud y las inconsistencias entre los métodos de especificación de dosis al volumen blanco, y en la localización de los tejidos sanos que pudieran ser irradiados durante el tratamiento pueden ser factores que dificulten alcanzar esta meta.

1.2.2. Fuentes radiactivas para braquiterapia

Los radionúclidos existentes en la naturaleza y producidos artificialmente pueden emitir radiación tipo alfa, beta o gamma, pero no todos los tipos de radiación son útiles para aplicarse en braquiterapia. La radiación alfa no es efectiva ya que tiene un poder bajo de penetración. Las partículas beta son más penetrantes que las alfa, y pueden ser usadas para el tratamiento de lesiones superficiales. Por otro lado, la radiación gamma tiene un poder de penetración mayor y se usa para tratar tumores grandes.

Los radionúclidos usados en braquiterapia son insertados en aplicadores superficiales o en aditamentos especiales que se pueden situar directamente en el tumor o en aparatos especialmente diseñados para colocarse dentro de las cavidades naturales del cuerpo. Para evitar la fuga de material radiactivo hacia los tejidos, las fuentes de braquiterapia se sellan.

El núclido más usado en braquiterapia por mucho tiempo fue el ^{226}Ra . Actualmente, los radionúclidos producidos artificialmente ofrecen ventajas en situaciones especiales debido a la energía de sus rayos gamma, el tamaño de la fuente, la vida media, la actividad y su distribución a lo largo de la fuente. Principalmente, se utilizan 3 radioisótopos: Yodo 125 (^{125}I), cesio 137 (^{137}Cs), cobalto 60 (^{60}Co), e iridio 192 (^{192}Ir).

Las fuentes de ^{192}Ir han sido usadas por más de veinte años en tratamientos de braquiterapia para cáncer de mama, cáncer de cabeza y cuello, y cáncer cervicouterino. Recientemente su uso en braquiterapia de alta tasa de dosis ha proliferado. La vida media del ^{192}Ir es de 73.83 días. Este radionúclido decae por emisión β a ^{192}Pt , y por captura electrónica a ^{192}Os (Apéndice A.2.). Las partículas β son casi completamente absorbidas por el encapsulado de acero inoxidable que contiene a la fuente. El ^{192}Ir tiene un espectro discreto de rayos gamma con energías entre 136.34 keV y 1.38 MeV (Apéndice A.2.), con una energía promedio de los rayos gamma de aproximadamente 370 keV.

Se han diseñado una gran variedad de aplicadores para mantener la(s) fuente(s) en una posición fija durante la terapia. Los aplicadores para cáncer cérvico uterino básicamente consisten en un tubo central (llamado “tandem” o sonda intrauterina), y de dos cápsulas laterales (“colpostatos”) de acero inoxidable. En la figura 1.1 se observa la imagen de un aplicador tipo Fletcher-Suit con ambos elementos asegurados por manijas huecas, que permiten la carga de la fuente después de la inserción del aplicador en el cuerpo de la paciente.

La carga de la fuente radiactiva, puede ser manual o diferida (“remote afterloader”). En el primer caso, cuando la braquiterapia es de baja tasa, la fuente se coloca manualmente dentro de los aplicadores en la posición requerida. Durante la carga manual, el personal que coloca y retira la fuente está expuesto a la radiación, por lo que es necesario tomar medidas preventivas como usar mamparas blindadas y pinzas largas, además de disminuir el tiempo de exposición.

Cuando el tratamiento se efectúa con alta tasa de dosis, usando una fuente única, se utiliza un sistema de carga remota que permite transportar la fuente automáticamente

por un catéter desde un contenedor blindado hasta los aplicadores (y viceversa). Además, este sistema permite variar la posición de la fuente y el tiempo de permanencia en una posición definida. Esta última técnica fue desarrollada en la década de los años cincuenta para reducir la exposición del personal.

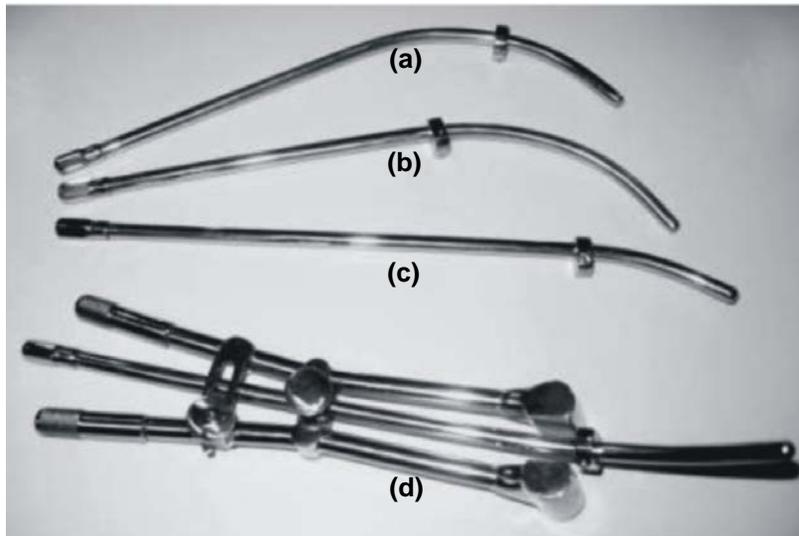


Figura 1.1. Aplicador tipo Fletcher-Suit. Los incisos (a), (b) y (c) corresponden a sondas intrauterinas de diferentes ángulos. El inciso (d) muestra una sonda intrauterina con colpostatos integrados.

1.2.3. Braquiterapia de baja tasa de dosis contra alta tasa de dosis

La tasa de dosis de la fuente es un factor importante para los tratamientos de braquiterapia intracavitaria. En el Reporte del ICRU 38 [In-85] se considera baja tasa de 40 a 200 cGy/h, y alta tasa de dosis cuando supera los 1200 cGy/h. Aunque por muchos años el carcinoma de cérvix fue tratado con braquiterapia de baja tasa de dosis, poco a poco, la braquiterapia de alta tasa de dosis se ha ido desarrollando para superar las desventajas de la braquiterapia de baja tasa de dosis. Si bien algunas investigaciones realizadas [Pa-94] indican que la braquiterapia de alta tasa de dosis es una alternativa de tratamiento al CaCu tan buena como la braquiterapia de baja tasa de dosis, existen claras

ventajas al usar tratamientos de alta tasa de dosis [Shi-00]. Entre las más relevantes se encuentran:

- Tiempos de tratamiento más cortos, lo cual implica:
 - Tratamiento ambulatorio.
 - Menos molestias para la paciente ya que el tiempo de reposo disminuye considerablemente.
 - Reducción del riesgo de que el aplicador se mueva durante la terapia.
 - Posibilidad de tratar un mayor número de pacientes en instituciones con un gran volumen de pacientes con CaCu, pero con instalaciones insuficientes para tratarlos.
- Uso de sistemas de planeación que permiten optimizar la dosis con tiempos diferentes de estancia de la fuente, en diferentes posiciones, lo que permite administrar una dosis más alta al tumor y una menor dosis a los órganos críticos (recto y vejiga).
- Permite el uso de fuentes con diámetros más pequeños que las de baja tasa de dosis, lo que implica:
 - Una reducción en el uso de anestesia general y en la dilatación del cérvix necesaria para la inserción de los aplicadores.
 - La facilidad de inserción de la sonda intrauterina en el cérvix al usar fuentes más pequeñas.
- Permite tener un mejor control en cuanto a la seguridad radiológica, debido al uso de un sistema de carga diferida.

Comparando la braquiterapia de alta tasa de dosis con la de baja tasa, se tienen desventajas de la primera con respecto a la segunda [Shi-00] como:

- El sistema de tratamiento es relativamente complicado.
- Es indispensable tener información dosimétrica, anatómica y geométrica más precisa, debido a que se manejan tasas de dosis altas.
- El incremento en el costo, debido a la necesidad de cambiar la fuente con mayor frecuencia.

Teóricamente, la irradiación con una tasa de dosis alta está asociada con una mayor probabilidad de efectos tardíos para un determinado nivel de control del tumor; sin embargo, el fraccionamiento de la braquiterapia intracavitaria de alta tasa de dosis parece compensar la diferencia entre estos efectos en el tumor y en el tejido sano, causados por el incremento de la tasa de dosis [Pa-05].

Hasta la fecha, no se ha llegado a un consenso claro que indique cuántas fracciones o dosis por fracción deben alcanzarse (el número de fracciones varía desde 1 hasta 16, y la dosis por fracción recomendada se encuentra entre 3 y 17 Gy por fracción). La Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS por sus siglas en inglés) ha publicado recomendaciones específicamente para el uso de braquiterapia de alta tasa de dosis en el tratamiento de cáncer de cérvix, en las cuales sugiere que la dosis por fracción debe ser menor que 7.5 Gy y que el número de fracciones debe ser entre cuatro y ocho [Na-00]. No obstante, investigaciones recientes han llevado a la conclusión de que la braquiterapia de alta tasa de dosis, para ser efectiva, no requiere que sea administrada en dosis bajas por fracción en un número grande de fracciones, y que disminuir el número de fracciones ofrece ventajas como comodidad para la paciente, reducción del riesgo que implica la exposición múltiple a agentes anestésicos, y una disminución del número de admisiones en el hospital [Pa-05].

1.3. El sistema Manchester de especificación de dosis en tratamientos de braquiterapia ginecológica

El sistema Manchester [Kh-94] es el más usado para la especificación de la dosis en tratamientos de cáncer cérvico uterino. Fue concebido por Paterson y Parker en 1934, y fue pensado para administrar una dosis constante a unos puntos bien definidos cercanos al cérvix, sin tener en cuenta las variaciones de forma y tamaño tumor, del útero y la vagina. Se caracteriza por la especificación de la dosis a los puntos A y B, el recto y la vejiga. Usando dos radiografías de la pelvis de la paciente, tomadas ortogonalmente (anteroposterior y lateral), se localizan estos puntos y la(s) fuente(s). La

duración del implante se basa en la dosis calculada en los puntos A, sin embargo, la dosis recibida en otros puntos se toma en consideración al evaluar el tratamiento.

Originalmente, los puntos A fueron definidos a 2 cm del centro del canal del útero, en dirección lateral, y a 2 cm hacia arriba desde la mucosa del fondo del saco vaginal, según el eje del útero. La definición se modificó en 1953, y actualmente, los puntos A se localizan a 2 cm del centro de la sonda uterina, en dirección lateral, y a 2 cm en dirección craneal (figura 1.2.), de modo que están ligados a la geometría de las fuentes y no a la anatomía como en un principio. Idealmente, estos puntos representan los sitios en donde los vasos uterinos se cruzan con los ureteros.

Entre las limitaciones del punto A, para la prescripción de la dosis, se encuentran las siguientes:

- Se relaciona con la posición de las fuentes, y no con las estructuras anatómicas específicas.
- La dosis en el punto A es sensible a la posición de las fuentes.
- Dependiendo del tamaño del cérvix, el punto A puede o no encontrarse dentro del volumen tumoral.
 - Existe el riesgo de subdosificar cuando el cérvix es grande y de sobredosificar cuando es pequeño.

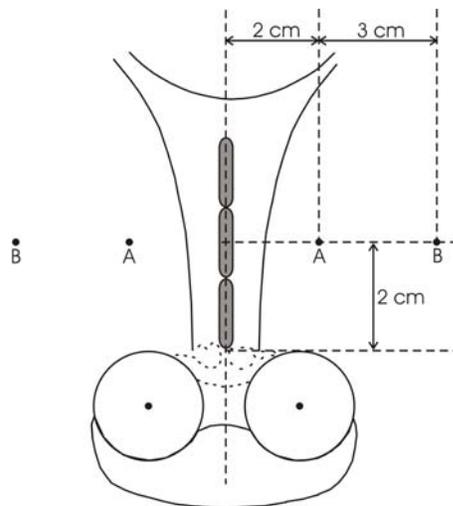


Figura 1.2. Esquema de la localización de los puntos A y B en el sistema Manchester, en una imagen anteroposterior.

El punto B (figura 1.2) está situado sobre el eje transversal que pasa por los puntos A, y a 5 cm de la línea media entre ambos (uno a la derecha y otro a la izquierda).

Las dosis en recto y vejiga son dependientes de la distribución de las fuentes en la aplicación del tratamiento. La máxima dosis a vejiga y a recto deberá ser tan baja como sea posible, respecto del punto A (80% o menos que la dosis al punto A). Si es mayor que la esperada, se tiene la opción de alterar la geometría de las fuentes.

1.4. Recomendaciones del Reporte 38 del ICRU

La Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas (ICRU) ha sido responsable por varios años del desarrollo y la mejoría de los conceptos de uniformidad, definiciones, especificación de la dosis y determinaciones de la dosis en radioterapia.

En 1985 esta organización publicó el Reporte No. 38 (“Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology”, comúnmente llamado “ICRU 38”) [In-85], documento que, por más de 20 años, ha sido la base para la

prescripción y los cálculos dosimétricos en los tratamientos de braquiterapia intracavitaria aplicados para el control y curación del CaCu. (Apéndice A.3.).

Desde la fecha de publicación del ICRU 38 ha habido cambios importantes en el campo de la braquiterapia, como son:

- Un dramático progreso en la imagenología.
- Planeación 3D más precisa.
- Desarrollo de nuevas técnicas:
 - Alta tasa de dosis.
 - Tasa de dosis pulsada.

Por años, el sistema Manchester, descrito en el ICRU 38, ha sido utilizado para la prescripción de la dosis, así como para los cálculos dosimétricos en puntos de referencia rectal y vesical (Apéndice A.3.); sin embargo, el avance tecnológico ha permitido el uso de nuevas técnicas de braquiterapia, para las cuales las recomendaciones del ICRU 38, aunque no han dejado de ser válidas, probablemente no son del todo congruentes.

En 1998, en la ciudad de Nápoles, Italia, en la reunión internacional de la GEC-Estro (Grupeé Europeén de Curiethérapie), se realizó una evaluación de la información contenida en el ICRU 38 usada en la práctica [Po-01]. En el artículo, publicado por Pötter se discute la validez y el uso del ICRU 38 en distintas entidades clínicas a nivel mundial. Se encontró que el 13% de las instituciones europeas incluidas en el estudio no siguen las recomendaciones del ICRU 38, y el 90% coincidió en que el reporte debe ser actualizado. Entre los resultados del estudio se encuentra que los puntos de referencia a recto y vejiga se utilizan rutinariamente en los protocolos de tratamiento en 74% y 73%, respectivamente. No obstante, la dosimetría “in vivo” en estos puntos únicamente se lleva a cabo por poco más del 20% de las instituciones que participaron en el estudio.

1.5. Técnicas de planeación de los tratamientos y dosimetría “in vivo”

La localización de los puntos de cálculo en los sistemas de planeación puede realizarse usando técnicas de imagenología como radiografías ortogonales, tomografía axial computarizada (TAC), resonancia magnética y ultrasonido.

Los sistemas de planeación comerciales modernos utilizan un conjunto de imágenes tomográficas. No obstante, es común que la planeación de los tratamientos se realice usando radiografías ortogonales. Antes de tomar las radiografías ortogonales a la paciente, se lleva a cabo un proceso de “simulación del tratamiento”, en el cual se colocan los aplicadores con fuentes simuladas (“dummies”) de materiales radio-opacos, que permiten observar sus posiciones en las imágenes. Dado que el recto y la vejiga son órganos de tejido blando que deben tomarse en cuenta durante la planeación del tratamiento, es necesario utilizar un medio de contraste o marcadores radio-opacos para delimitar las barreras de éstos, con la finalidad de localizar los puntos más cercanos a la fuente radiactiva. La prescripción de la dosis usualmente toma como referencia el punto A, que de acuerdo con el sistema Manchester, está definido a partir de la posición de la fuente [In-85]. Los sistemas de planeación calculan la dosis en los puntos localizados en las imágenes por el físico responsable, usando un algoritmo basado en el protocolo TG-43 de la AAPM. Este protocolo se resume en el Apéndice A.4 de este trabajo.

Debido a que la prescripción se realiza tomando como base los puntos localizados en las imágenes, cualquier error en la definición de las estructuras de la paciente puede resultar en un error en la dosis recibida en el volumen blanco. Además, los cambios anatómicos sufridos por la paciente, pueden resultar en diferencias altas en la dosis recibida por el tumor y los órganos críticos, debido a que la dosis varía dramáticamente con la distancia a la que se encuentran con respecto a la fuente. Muchos autores han intentado correlacionar la dosis recibida por las pacientes en los tratamientos, con la incidencia de lesiones en órganos críticos (recto y vejiga) [Be-92].

Para determinar la dosis real administrada durante los tratamientos de braquiterapia se hace uso de la dosimetría “in vivo”. La ventaja más importante es que

provee un registro permanente de la dosis medida que recibió la paciente en su tratamiento [La-07].

Se ha reportado el uso de distintos tipos de dosímetros para la medición de la dosis en tratamientos de braquiterapia intracavitaria (figura 1.3), tales como: cámaras de ionización, diodos, MOSFETS, detectores de centelleo y dosímetros termoluminiscentes (TLD) [La-07]. Las cámaras de ionización pequeñas no tienen la sensibilidad o la precisión necesaria para medir la dosis de una fuente de ^{192}Ir a algunos centímetros de distancia en agua o tejido [La-07]. Los detectores de diamante poseen un volumen sensible pequeño y son suficientemente sensibles para su uso en dosimetría de alta tasa de dosis, pero su tamaño físico es mayor que el de otros dosímetros [La-07].

Los TLD son comúnmente usados en el contexto de investigación médica. El tamaño físico tan pequeño de estos dosímetros permite su uso en la verificación de la dosis en tratamientos intracavitarios, siendo el uso más común la determinación de la dosis en el recto durante tratamientos ginecológicos [Kr-90]. La característica principal, indispensable al realizar mediciones en tratamientos intracavitarios es que las dimensiones de los dosímetros sean suficientemente pequeñas para colocarlos en la posición adecuada. Los dosímetros termoluminiscentes pueden conseguirse en distintas presentaciones y tamaños, lo cual permite elegir las características apropiadas para la recolección de datos. No obstante, autores como Lambert [La-07] han publicado que los dosímetros TLD no son los más adecuados para usarse en braquiterapia. En la tabla 1.1 se enumeran algunas ventajas y desventajas de utilizar dosímetros TLD en aplicaciones médicas.

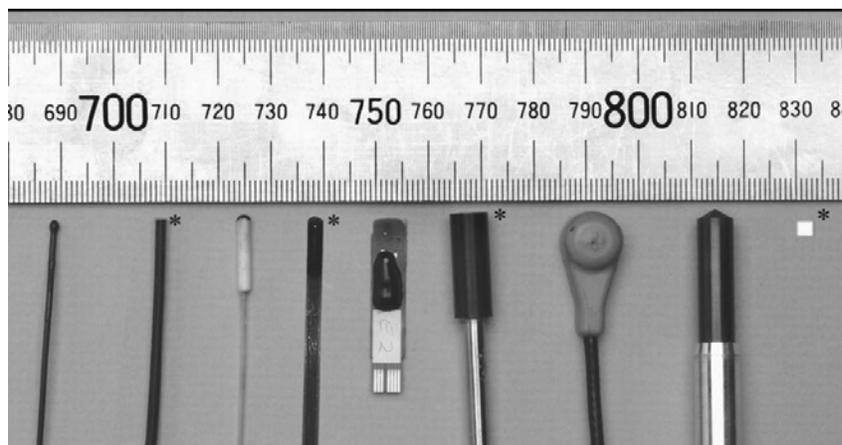


Figura 1.3. Diferentes tipos de dosímetros usados en braquiterapia [La-07]. De izquierda a derecha: detector BrachyFOD (0.5 mm), detector BrachyFOD (1 mm), detector de centelleo con fibra óptica de dióxido de silicio, MOSFET Thomson and Nielsen RD502, MOSFET PTW-Freiburg OneDose, detector de diamante PTW-Freiburg 60003, diodo, cámara de ionización y dosímetro termoluminiscente de LiF.

Tabla 1.1

Ventajas y desventajas generales del uso de los dosímetros termoluminiscentes en aplicaciones médicas [Kr-90].

Ventajas	Desventajas
Tamaño físico pequeño	No provee una dosimetría absoluta
Medición de la dosis acumulada	Lectura retrasada
No requiere cables	El equipo lector de dosímetros TLD es costoso
Amplio intervalo dosimétrico	
Son reutilizables	
Distintas formas físicas disponibles	
Diferentes materiales a elegir	

1.6. Controversias en la determinación de la dosis recibida por órganos en riesgo usando sistemas de planeación y dosimetría “in vivo”

Los sistemas de planeación son usados como auxiliares para realizar los cálculos de la dosis recibida por el tumor y los órganos en riesgo, a partir de una distribución específica de las fuentes. Generalmente, se realiza una prescripción de la dosis en los

puntos A o a 0.5 cm de la mucosa vaginal (dependiendo del aplicador utilizado). Usando el sistema de planeación se calculan las curvas de isodosis, y se ajusta el tiempo de permanencia de las fuentes, de modo que sea posible irradiar el volumen tumoral con la dosis requerida, sin afectar excesivamente a los órganos sanos durante los tratamientos. Desde 1985 los cálculos de dosis en tratamientos con baja tasa se encuentran estandarizados por el ICRU; pero no existe consenso actual en relación con la utilidad de estas normas en la determinación de la dosis en los tratamientos de alta tasa.

En México, es común el uso de sistemas de planeación que utilizan radiografías ortogonales como herramienta para el cálculo de los parámetros de los tratamientos de braquiterapia ginecológica de alta y baja tasa de dosis. En un estudio realizado en el Instituto Nacional del Cáncer (Chile) [Sa-07], se analizaron los cálculos de dosis en un sistema de planeación BrachyVision para tratamientos de braquiterapia ginecológica de alta tasa de dosis. Para la planeación se utilizaron placas radiográficas ortogonales y TAC. Se encontró que las diferencias entre las dosis calculadas en puntos calientes alcanzaron un 260% para la vejiga y 133% para recto; sin embargo, los cálculos usando TAC y radiografías fueron comparables, en relación a la dosis calculada en puntos clásicos (variación ~5%).

Barillot et al. [Ba-94] realizaron cálculos de la dosis recibida en la vejiga de cada paciente tratada con braquiterapia ginecológica, usando radiografías ortogonales y ultrasonografía para localizar los puntos de cálculo de interés. En el estudio encontraron que existe una excelente correlación entre las dosis calculadas en el punto de vejiga recomendado por el ICRU (usando radiografías ortogonales), y las dosis determinadas con imágenes de ultrasonido. La dosis más alta calculada en el punto de la vejiga que se encontraba más cercano al aplicador, fue en promedio 2.7 veces más alta que el valor obtenido en el punto de referencia en la vejiga, recomendado por el ICRU 38. El punto de referencia del ICRU, fue representativo de la dosis máxima y promedio en vejiga en menos del 25% de los casos.

Baucal et al. (2002) [Bau-02], utilizaron un marcador rectal para visualizar el órgano en las radiografías ortogonales. Evaluaron su uso para calcular la dosis en el recto y compararon los cálculos con los obtenidos en los puntos de referencia del ICRU

38. El estudio concluyó que la dosis calculada por método del ICRU, en la mayoría de los casos, fue más baja que la obtenida usando el marcador rectal. Además se reportó que un solo punto de cálculo en el recto (como recomienda el ICRU 38) no es suficiente para obtener información significativa, sino que es necesario obtener la dosis en varios puntos de la región expuesta del órgano.

En un estudio realizado de 1995 a 1999 [Hu-03] para investigar la correlación entre la dosis rectal y las complicaciones tardías en pacientes tratadas con braquiterapia ginecológica de alta tasa de dosis, se encontró que la dosimetría “in vivo” usando dosímetros TLD puede fungir como un buen auxiliar en la predicción de complicaciones rectales tardías.

En la literatura se han publicado varios artículos donde se comparan las dosis calculadas con los sistemas de planeación con medidas “in vivo” en los órganos críticos. Usando diodos [Wa-05] se encontró que las diferencias en recto y vejiga eran en promedio del 11% y del 4%, respectivamente. De manera similar, se encontró que estas diferencias eran del $\pm 20\%$ utilizando TLD para la dosimetría “in vivo” [Ka-92] [St-91].

Entre otras discusiones interesantes, está aquella acerca de la efectividad del formalismo TG-43 en los cálculos de la dosis en braquiterapia. Respecto a este tema, Lambert et al. [La-07] reportaron en 2007 que la dosis a profundidad medida (en un maniquí de agua sólida) usando dosímetros TLD se desvía de la dosis teórica calculada con el formalismo TG-43 de -18% (a 10 mm) hasta +15% (a 100 mm).

Capítulo 2: Dosímetros TLD y películas de tinte radiocrómico

2.1. Dosimetría termoluminiscente

De acuerdo con Attix [At-86], la dosimetría de la radiación o simplemente dosimetría, tiene que ver con la medición de la dosis absorbida o la tasa de dosis resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia. A su vez, Attix define dosímetro como un dispositivo capaz de proveer una lectura que es una medida de la dosis absorbida en un volumen de interés.

Para que un material sea utilizado como dosímetro debe cumplir con las siguientes características [At-86]:

- Estabilidad en condiciones ambientales normales.
- Facilidad para manejarlo.
- Facilidad para su preparación, a partir de reactivos y disolventes comunes.
- Que su respuesta a la radiación sea:
 - proporcional a la dosis en un intervalo amplio de dosis.
 - independiente de:
 - rapidez de dosis.
 - energía.
 - factores ambientales.
 - reproducible, con una precisión entre un 2% y 5%.

En general, los dosímetros usados actualmente no cumplen con todas las características mencionadas anteriormente, como sucedería en un caso ideal; no

obstante, cumplen con la mayoría. En los siguientes apartados de este capítulo se describe el funcionamiento y las características de los dosímetros utilizados para el desarrollo de esta tesis: dosímetros termoluminiscentes y películas de tinte radiocrómico.

2.1.1. Funcionamiento de los dosímetros termoluminiscentes (TLD)

Termoluminiscencia es la emisión de luz por un material previamente excitado cuando se calienta. Existe un gran número de materiales dieléctricos cristalinos que presentan esta característica cuando son expuestos a radiación ionizante, y algunos de ellos son comúnmente usados como dosímetros.

En un átomo, los electrones ocupan niveles de energía discretos. En una estructura cristalina, los niveles energéticos son perturbados por interacciones mutuas entre átomos, y dan lugar a las bandas de energía permitida y prohibida. Un dosímetro termoluminiscente consiste en una pequeña masa de material cristalino dieléctrico con imperfecciones naturales o inducidas en su red cristalina. Las impurezas en el cristal funcionan como trampas en la región de energías prohibidas, que permiten atrapar y mantener durante largos periodos de tiempo a los portadores de carga, electrones o agujeros liberados por radiación ionizante [At-86]. En la red cristalina del cristal termoluminiscente existen dos tipos de imperfecciones, que pueden atrapar y mantener portadores de carga en un potencial eléctrico durante largos periodos de tiempo, estos son:

- trampas para electrones
- trampas para hoyos.

La figura 2.1 ilustra el diagrama de niveles de energía del proceso de termoluminiscencia. Al ser irradiado el material, algunos de los electrones en el estado metaestable (banda de valencia), reciben energía suficiente para cambiar su estado energético hacia la banda de conducción. Cuando un hoyo o electrón cae dentro de una trampa, ésta puede funcionar como un centro luminiscente activado, y cuando un hoyo o

un electrón se recombina con uno de estos centros luminiscentes, se da la emisión de luz [At-86].

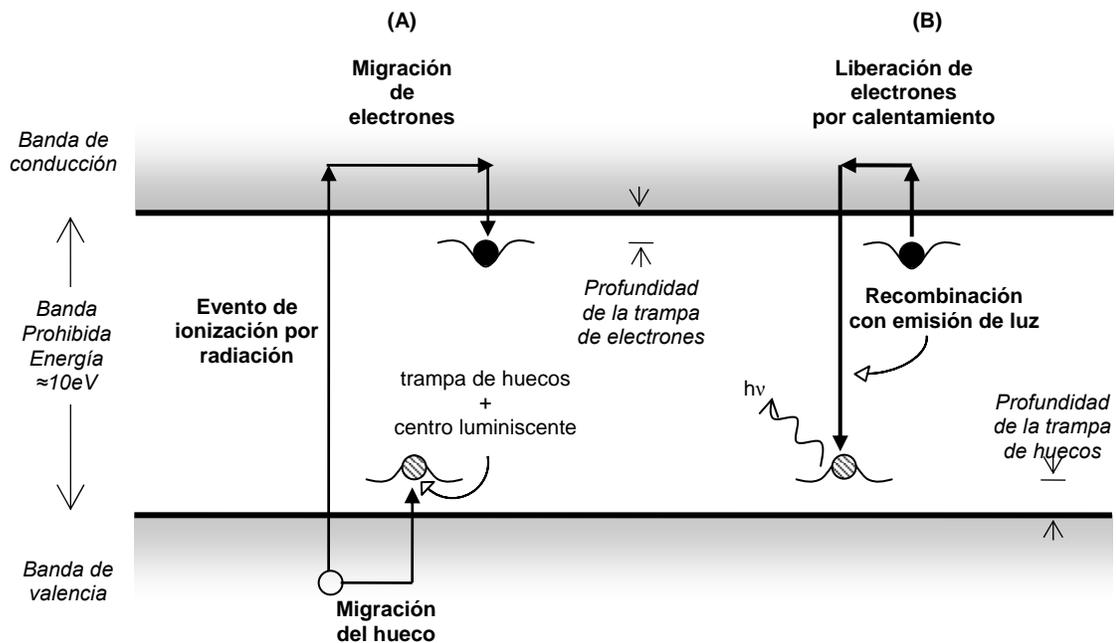


Figura 2.1. Diagrama de niveles de energía del proceso de termoluminiscencia. A) ionización por radiación. B) Calentamiento para liberar los electrones, que permite la luminiscencia.

Dentro del cristal, un evento de ionización eleva a un electrón de la banda de valencia a la banda de conducción, donde migra hacia una trampa (sitio de la red cristalina donde falta un ión negativo). El hoyo dejado por el electrón cae en una trampa para hoyos. A temperatura ambiente, las trampas son capaces de mantener por largo tiempo a los electrones y a los hoyos, hasta que logran escapar cuando se les transfiere la energía suficiente, es decir cuando reciben energía térmica por el calentamiento del cristal. Después de que el electrón adquiere energía suficiente para escapar de la trampa, migra nuevamente a la banda de conducción y cae en una trampa para hoyos, que actúa como centro luminiscente, liberando un fotón, y da lugar al proceso de luminiscencia.

Mientras más energía se deposite en el cristal, mayor será la intensidad de la luz emitida. Esta proporcionalidad entre la cantidad de dosis impartida al cristal y la

cantidad de luz que emite al ser calentado es válida dentro de un cierto intervalo de dosis.

La curva de termoluminiscencia contra temperatura se denomina curva de brillo (figura 2.2). La mayoría de los fósforos contiene trampas de diferentes profundidades (niveles de energía) en la banda prohibida, por lo que la curva de brillo consiste en una superposición de un número determinado de picos.

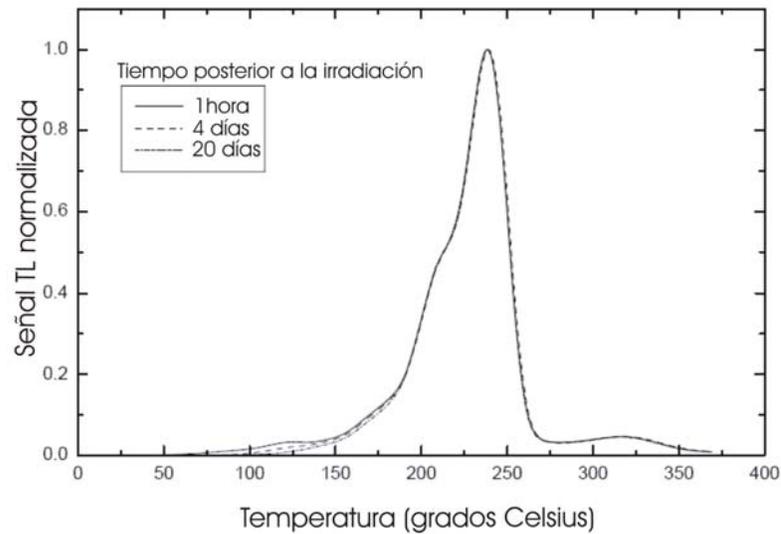


Figura 2.2. Curva de brillo típica de los dosímetros TLD-100. Se observa que el desvanecimiento de la señal TL a lo largo de los días es mínimo [Pod-05].

2.1.2. Equipo lector de dosímetros TLD

El esquema general del equipo usado para calentar los dosímetros TLD y para medir la luz emitida se observa en la figura 2.3. El dosímetro se coloca en la plancheta a temperatura ambiente, y al mismo tiempo que se calienta hasta 300 °C, la luz emitida es transformada en una corriente eléctrica y amplificada con un tubo fotomultiplicador.

La cantidad de luz termoluminiscente, convertida en corriente eléctrica, es integrada durante el tiempo de calentamiento, de modo que se puede expresar en términos de la carga eléctrica producida por el tubo.

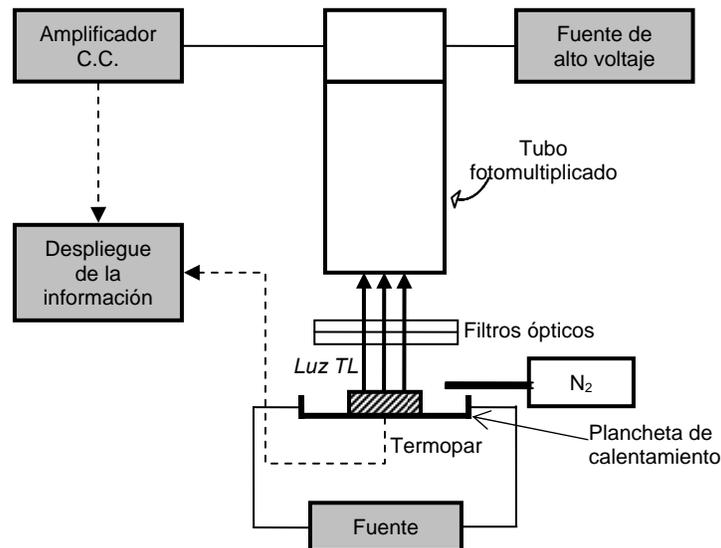


Figura 2.3. Diagrama esquemático de un lector de TLD típico

2.1.3. Características de los dosímetros TLD-100

Los dosímetros termoluminiscentes de LiF:Mg,Ti (fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio) comercialmente conocidos como TLD-100 son especialmente útiles en aplicaciones médicas debido a sus características físicas. El pequeño tamaño físico de los TLD es importante para la evaluación de la dosis en tratamientos de braquiterapia intracavitaria, directamente en la paciente [Ka-92]. El número atómico del LiF es aproximadamente equivalente al del tejido ($Z_{\text{tejido}}=7.64$), pero su densidad electrónica es diferente a la del agua (por lo que puede perturbar ligeramente el campo de radiación). Algunas de las características de estos dosímetros se enlistan en la tabla 2.1.

Tabla 2.1.
Características de los TLD-100 [At-86]

Densidad	2.64 g/cm ³
Número atómico efectivo (Z)	8.2
Intervalo del espectro de emisión de luz TL	350 nm a 650 nm Máximo en 400 nm
Temperatura del pico principal a 10°C/s	240 °C
Intervalo de dosis útil	100 μGy a 1 kGy
Desvanecimiento de la señal TL	<5% /12 semanas

2.2. Películas de tinte radiocrómico Gafchromic MD-55-2

Las películas de tinte radiocrómico, al ser expuestas a la radiación, sufren un cambio en la coloración, debido a un proceso de polimerización, en el cual la energía es transferida de un fotón o partícula energética a la parte receptiva de una molécula fotomonómera, iniciando así los cambios de color por medio de cambios químicos [Ni-98]. El color desarrollado por la película depende de los materiales con los cuales se fabricó, y es una característica propia de cada modelo.

En este trabajo se utilizaron películas de tinte radiocrómico Gafchromic MD-55-2. La estructura física se muestra en la figura 2.4. Estas películas poseen dos capas activas de aproximadamente 16 μm de espesor cada una. Cuando el componente activo se expone a la radiación, reacciona para formar un polímero de color azul, que absorbe luz de longitudes de onda entre 615 y 675 nm.

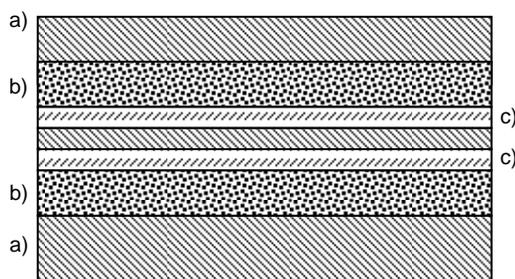


Figura 2.4. Configuración de los materiales en las películas MD-55-2. a) Base de poliéster claro, b) capa sensible (activa), c) capa adhesiva.

La composición química de las películas MD-55-2 es la siguiente [Ni-98].

Material	Elemento	Porcentaje
Base de poliéster	C	45%
	H	36%
	O	19%
Capa sensible	C	31%
	H	56%
	N	5%
	O	8%
Capa Adhesiva	C	33%
	H	50%
	O	17%

La alta resolución espacial de estas películas, hace que sean adecuadas para medir dosis en campos de radiación con gradientes de dosis altos. Las películas MD-55-2 poseen una respuesta útil a la dosis entre 3 Gy y 100 Gy, y se adapta muy bien a las necesidades de uso clínico. Su sensibilidad es relativamente alta, no obstante se ha reportado que es no uniforme en un intervalo de 8% a 15% [De-04]. En la tabla 2.2 se muestran algunas características relevantes de la película MD-55-2.

Tabla 2.2.

Características de la película de tinte radiocrómico modelo MD-55-2

Intervalo de dosis útil	3-100 Gy
Numero atomico efectivo	6.0-6.5
Tiempo de estabilización del color después de irradiarse	72 h
Efecto de la tasa de dosis	Ninguno (Tasa de dosis entre 0.08 y 80 Gy/min) (Dosis <60 Gy)

2.2.1. Equipo lector de las películas de tinte radiocrómico

El tono de color de las películas de tinte radiocrómico se oscurece al exponerse a la radiación. Para cuantificar el grado de oscurecimiento, se mide la densidad óptica de las películas dosimétricas por medio de un espectrofotómetro, un densitómetro o usando un escáner de transmisión o de reflexión. En los primeros dos casos, se hace pasar un haz de luz de longitud de onda conocida a través de la película, y se mide la luz transmitida. La densidad óptica de la película se obtiene mediante la relación:

$$DO = \text{Log}_{10} \left(\frac{I_{in}}{I_{tr}} \right) \quad (1)$$

donde I_{in} es la intensidad de luz incidente en la película e I_{tr} es la intensidad de luz transmitida. De este modo, la respuesta es el cambio entre las densidades ópticas de la película antes (DO_{si}) y después de irradiarse (DO_i):

$$R = DO_i - DO_{si} \quad (2)$$

En el tercer caso, el escáner de reflexión (usado en este trabajo), hace incidir luz blanca sobre las películas. Mediante un sistema óptico se dirige la luz transmitida o reflejada a través de las películas hasta los detectores CCD (charged couple device). La imagen digitalizada se visualiza en la pantalla de una computadora, conectada al escáner. Usando un software, se separa la imagen en tres colores (cuando la digitalización se realiza en escala de colores): verde, azul y rojo. En este caso, la respuesta se define como:

$$R = \text{Log}_{10} \left(\frac{TC_{si}}{TC_i} \right) \quad (3)$$

donde TC_{si} es el tono de color específico de la película sin irradiar y TC_i es el tono de color de la película irradiada.

En este trabajo, se digitalizaron las películas de tinte radiocrómico y su respuesta se determinó midiendo los tonos de color de las películas irradiadas y sin irradiar en un escáner de reflexión marca AFGA Duo Scan, modelo T1200, propiedad del Instituto de

Física de la UNAM, siguiendo las recomendaciones del Manual de Procedimientos del Laboratorio de Dosimetría, y aplicando la ecuación 3.

Las películas se escanearon usando el software Paint Shop Pro 4, con una resolución de 300 ppi, a color (millones de colores). Posteriormente, las imágenes se separaron en los componentes rojo, verde y azul. Durante la digitalización, se colocaron en los extremos de la película pequeños cuadrados de material (papel fotográfico blanco y plástico negro mate) de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, como referencias de color blanco y negro. El análisis de las películas se realizó con los programas de cómputo Osiris y Origin 7.

Capítulo 3. Metodología

3.1. Dosimetría con dosímetros TLD

3.1.1. Protocolo de irradiación y lectura de los dosímetros termoluminiscentes

Para la realización de este trabajo se utilizaron dosímetros de LiF:Mg,Ti marca Harshaw Bicron, en las presentaciones de prisma rectangular de 3 mm x 3 mm x 0.9 mm (“chips”), y barra (comercialmente conocidos como “rods”), con dimensiones de 6 mm x 1 mm x 1 mm. Existen diferentes protocolos de horneado e irradiación para dosímetros termoluminiscentes, no obstante, se describirá el protocolo utilizado en el Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Física (UNAM). Debido a que la respuesta del material se ve afectada por su “historia”, es decir, los procesos a los cuales ha sido sometido (irradiación, calentamiento, humedad, etc.), antes de irradiarse, los dosímetros TLD deben someterse a un horneado previo que consiste en un horneado de alta temperatura y uno a baja temperatura. El horneado de alta temperatura tiene el objetivo de borrar la señal acumulada durante su almacenamiento y dispersar las impurezas a su configuración original. El horneado a baja temperatura sirve para inhibir los picos de baja temperatura [Ho-90]. La importancia de eliminar estos picos radica en que su magnitud decrece en poco tiempo después de la irradiación, de manera que al prescindir de éstos, la señal se torna más estable.

El protocolo de horneado seguido, es aquél propuesto por Gamboa en 1996 [Ga-96]. Dicho protocolo consiste en someter los dosímetros a un horneado por 1 h a 400 °C,

seguido por un enfriamiento rápido a temperatura ambiente, y un segundo horneado de 2 h a 100 °C.

La lectura de los dosímetros TLD-100 se realizó usando el equipo Harshaw 3500, propiedad del Posgrado en Ciencias Físicas (UNAM). Las lecturas se realizaron cuidando que la temperatura del laboratorio se encontrara entre 19 y 20 °C. También se suministró un flujo constante de nitrógeno (N₂) a la plancheta del equipo, donde se coloca el dosímetro para su lectura. Este flujo de gas crea una atmósfera estéril, que evita que el aire, el metal de la plancheta y el cristal termoluminiscente reaccionen al aumentar la temperatura, y se contaminen. La plancheta del equipo se calienta a una tasa de 10 °C/s, desde la temperatura ambiente hasta 300 °C. La presencia de N₂ disminuye la emisión de luz infrarroja originada por el calentamiento de la plancheta.

Por conveniencia, el protocolo de horneado, irradiación y lectura de los TLD en el Instituto de Física, consiste en irradiar los cristales 24 h después de ser horneados, y que sean leídos 24 h después de la irradiación. No obstante, el protocolo no se cumplió del todo con los dosímetros colocados dentro de las sondas rectales y vesicales usadas para la dosimetría “in vivo”, ya que éstas fueron trasladadas al hospital al menos 24 h antes de ser usadas para ser sometidas a un proceso de esterilización con gas.

3.1.2. Caracterización de los TLD

Se utilizaron dos lotes de dosímetros TLD-100, en las presentaciones de prisma rectangular y de barra. Los dos lotes de dosímetros se caracterizaron en el Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Física (UNAM). Para cada lote se determinó el grado de homogeneidad, después se estudió su reproducibilidad y, por último, se calibró. Las pruebas de homogeneidad y reproducibilidad son de suma importancia para conocer las características del lote usado durante la dosimetría, así como para corregir las respuestas individuales de cada dosímetro, conocer la incertidumbre de las medidas debido a las diferencias encontradas en el lote y la reproducibilidad que es posible obtener en la repetición del experimento.

Para evaluar la homogeneidad del lote, los dosímetros se irradiaron, aproximadamente 24 h después de hornearse, por 2 min (0.36 Gy), usando una fuente calibrada de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, que emite partículas β^- , propiedad del instituto de Física. Pasadas 24 h, se leyó la respuesta de los dosímetros en el equipo Harshaw 3500. El procedimiento se repitió en tres ocasiones. La reproducibilidad de las lecturas se evaluó tomando un sub lote de 10 dosímetros, el cual se horneó, se irradió por 2 min con la fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, y se leyó su respuesta. El procedimiento se repitió en cuatro ocasiones. Para las irradiaciones con la fuente de partículas β^- , los dosímetros se colocaron en soportes elaborados especialmente para mantener invariable la posición con respecto a la fuente durante el periodo de irradiación (figura 3.1.).

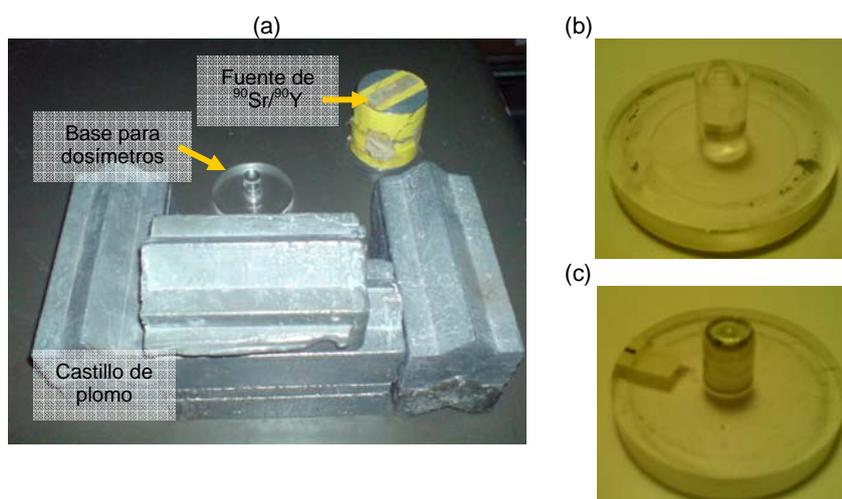


Figura 3.1. (a) Irradiación de dosímetros TLD para su caracterización. (b) Soporte de acrílico utilizado para inmovilizar los dosímetros en forma de prisma rectangular. (c) Soporte de aluminio usado para colocar los dosímetros en forma de barra.

La calibración de los lotes de dosímetros se realizó exponiéndolos a distintas dosis, dentro del intervalo de uso (0 Gy a 6 Gy), en un irradiador Gammacell (^{60}Co), propiedad del Instituto de Ciencias Nucleares (UNAM). El equipo está calibrado con solución Fricke, y la tasa de dosis el día 27 de septiembre de 2007 era de 0.473 Gy/min. Después de 24 h de ser horneados, los dosímetros se colocaron entre dos placas de lucita de 0.6 cm de espesor cada una, para asegurar que se cumplieran las condiciones de

equilibrio de partícula cargada durante la irradiación. Se irradiaron a dosis conocidas y se obtuvieron las curvas de calibración, de modo que al adquirir la señal TL debida al campo de radiación bajo estudio, ésta se asociara con la dosis absorbida por los dosímetros TLD.

3.2. Dosimetría usando películas de tinte radiocrómico

3.2.1. Calibración de las películas de tinte radiocrómico

Las películas se calibraron exponiéndolas a rayos gamma emitidos por una fuente de ^{60}Co , calibrada con solución Fricke (Gammacell, ICN). Se cortaron cuadrados de películas de aproximadamente 1 cm^2 , y se colocaron en sobres de papel individuales, para evitar que se expusieran a la luz directamente y para mantener la identidad de las películas. Los sobres con las películas se colocaron entre dos placas de lucita de 6 mm de espesor cada una, para asegurar que se cumplieran las condiciones de equilibrio de partícula cargada durante la irradiación. Las películas se irradiaron a distintas dosis, y se obtuvo la respuesta después de 72 h posteriores a la irradiación.

3.3. Pruebas usando un maniquí de lucita

Con el objetivo de comparar las dosis calculadas por el sistema de planeación, usado en el INCAN, con la dosis medida con dosímetros termoluminiscentes TLD-100 (en forma de prisma rectangular) y películas de tinte radiocrómico MD-55-2, fue simulado un tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis en un maniquí de lucita, que fue diseñado anteriormente por el M. en C. Porfirio Díaz [Di-05] y elaborado en el Taller del Instituto de Ciencias Nucleares (UNAM). Este maniquí consiste en una serie de 50 placas de 6 mm de espesor, que se colocan apiladas una sobre otra, y contiene

diferentes placas con perforaciones para colocar dosímetros termoluminiscentes en patrones circulares a distintos radios del centro de la placa.

Se eligió que el maniquí tuviera un espesor de 12 cm (20 placas), de modo que representara el espesor anteroposterior de una paciente. Para mantener los dosímetros en una posición fija respecto de la fuente durante la irradiación, se usó una placa con ranuras que permiten colocar los cristales distribuidos en un radio de 2 cm. Además, tiene una ranura que permite fijar el catéter por el cual la fuente se traslada hacia su posición de irradiación (el centro de la placa). La placa en cuestión fue colocada en el centro del maniquí para simular la atenuación y dispersión de la radiación en el cuerpo de la paciente. En la figura 3.2 se observa un esquema del maniquí.

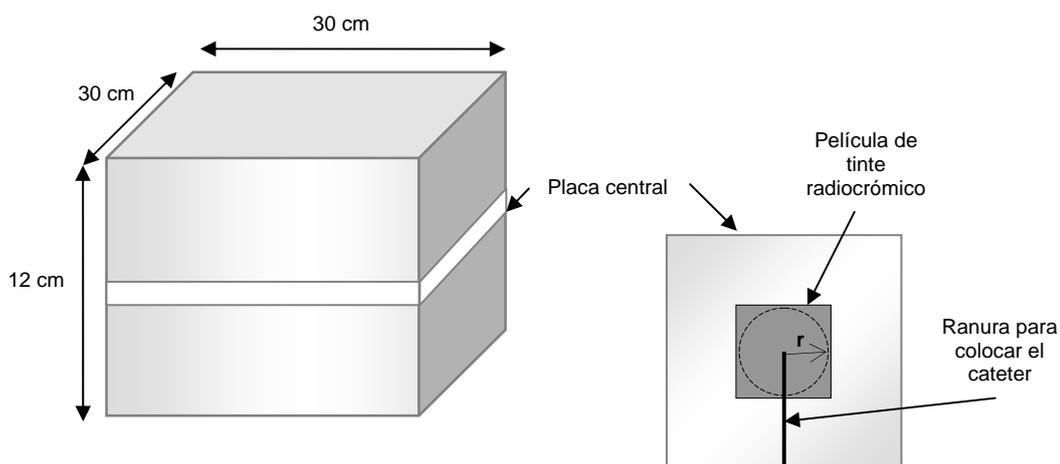


Figura 3.2. Esquema del maniquí usado para las pruebas

Tal como en un tratamiento convencional, antes de la irradiación se llevó a cabo la planeación del tratamiento, que consiste en colocar el maniquí, tomar las radiografías ortogonales, transferir las imágenes al sistema de planeación y realizar los cálculos dosimétricos. Es importante señalar que las radiografías ortogonales fueron tomadas sin los dosímetros en las posiciones de medida seleccionadas; en su lugar, se usaron marcadores radio-opacos para visualizar las posiciones de interés en la imágenes, incluyendo la posición de la fuente, para la cual se usó un catéter con un marcador

metálico. Después de terminar el proceso de planeación, se colocaron los dosímetros en las ranuras correspondientes a las posiciones deseadas en la placa central del maniquí y el catéter de transporte de la fuente, y sobre ellos, la película de tinte radiocrómico. Por último, se copiaron los parámetros calculados (tiempo y posición de la fuente durante la irradiación) al sistema de control del equipo de carga remota (Varisource, de Varian), y se irradió el maniquí.

3.4. Dosimetría “in vivo”

3.4.1. Selección de las pacientes

La dosimetría “in vivo” se llevó a cabo en pacientes con diagnóstico clínico de CaCu de tipo histológico epidermoide, en etapas FIGO IB a IIIB, con edades entre 18 y 70 años, con tratamiento programado de braquiterapia intracavitaria de alta tasa de dosis. Se excluyeron del estudio pacientes con fístula (infiltración) recto vaginal y vésico vaginal.

Las pacientes fueron tratadas con radioterapia externa con 50 Gy¹ repartidos en 25 fracciones (2 Gy por fracción) antes de someterse al tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis. Una vez terminada la radioterapia externa, el médico tratante realizó una evaluación clínica de la paciente. El tipo de aplicador utilizado depende de la zona en la cual se encuentra el tejido tumoral (sonda intrauterina y colpostatos). La medición de la amplitud de la vagina se realizó utilizando un espejo vaginal y un histerómetro, con el objetivo de determinar qué aplicador se debería colocar.

¹ El fraccionamiento de una dosis total de 50 Gy en 25 fracciones de radioterapia externa es el más común, pero en algunas ocasiones se prefiere una dosis total de 45 Gy en 25 fracciones.

3.4.2. Preparación de las sondas rectales y vesicales

La dosimetría se realizó en recto y vejiga, por lo que, para colocar los dosímetros TLD dentro de las cavidades correspondientes del cuerpo de la paciente, y evitar la contaminación de los cristales con material orgánico, se utilizaron sondas rectales de 7.3 mm de diámetro externo y vesicales “Foley de tres vías”. La sonda Foley posee una vía que permite inflar un pequeño globo con medio de contraste para localizar el cuello de la vejiga. Asimismo, en la sonda rectal se pueden colocar esferas huecas radio opacas. Esto permite que la posición de ambas sondas sea visualizada en radiografías. Por ello, estas sondas son utilizadas para la ubicación de los órganos en riesgo durante la planeación del tratamiento.

Dentro de las sondas rectales se colocaron cuentas huecas de estaño y 5 dosímetros TLD-100 en presentación de prisma rectangular. Entre cada dosímetro, se colocaron seis cuentas radio opacas, de modo que los dosímetros se distribuyeran sobre una línea de 13 cm de longitud. La distribución de los dosímetros en la sonda se observa en la figura 3.3.

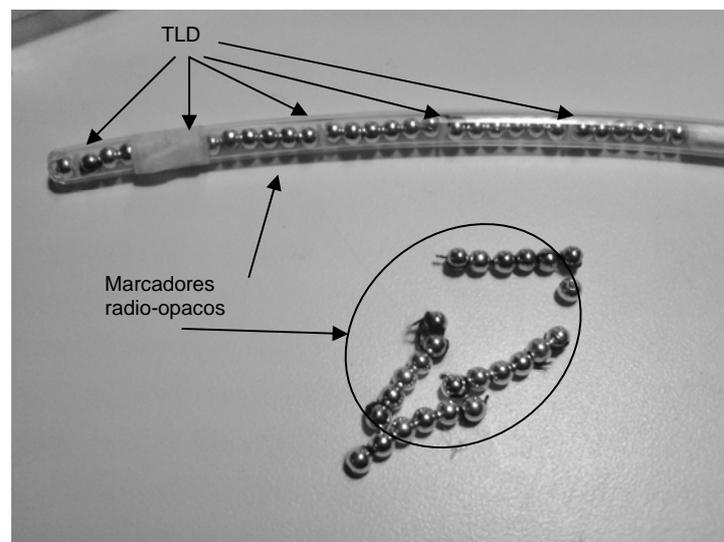


Figura 3.3. Distribución de los dosímetros TLD-100 (presentación de prismas rectangulares) dentro de la sonda rectal.

Para la dosimetría en vejiga, se utilizaron dos TLD en barra por cada sonda. Éstos se colocaron dentro de una de las vías de la sonda Foley, en la parte correspondiente a la posición del globo, que se llena con medio de contraste, ya que el cálculo de la dosis en vejiga que se elige en la planeación del tratamiento se encuentra habitualmente en esta zona. Para poder observar la posición de los dosímetros en las radiografías, se intercalaron entre pequeños trozos de alambre de 1 cm de largo. En la figura 3.4, se observa la distribución de los dosímetros en las sondas vesicales. Antes de usarse en los tratamientos, las sondas (rectales y vesicales) se someten a un proceso de esterilización.

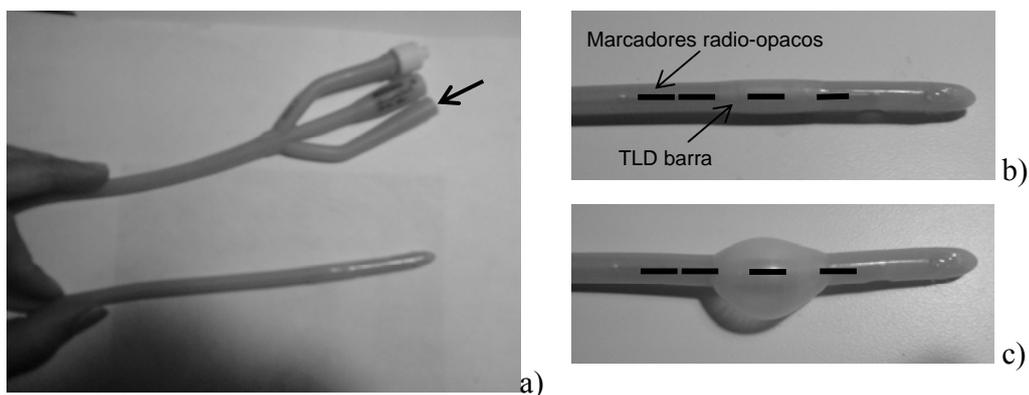


Figura 3.4. Esquema de la distribución de los dosímetros TLD-100 (presentación de barras) dentro de la sonda Foley de tres vías. Los TLD se ubican en la zona que comprende al globo que se llena con el medio de contraste. a) Sonda Foley de tres vías. La flecha indica la vía que se sella para colocar los dosímetros TLD. En b) y c) se observa la punta de la sonda con el globo vacío y con el globo lleno. Las marcas oscuras muestran las posiciones de los marcadores radio-opacos y de los dosímetros.

3.4.3. Preparación de la paciente y planeación del tratamiento

Para las aplicaciones de braquiterapia, la paciente se colocó en posición ginecológica bajo sedación. Después de colocar los aplicadores necesarios para realizar el tratamiento, se aplicó una sonda Foley preparada previamente, con dos dosímetros

TLD-100 en el globo, colocados aproximadamente a 1.5 cm de la punta de la sonda, para medir la dosis administrada a puntos de la sonda vesical. Asimismo, para determinar la dosis administrada al recto y localizar la posición del mismo, se aplicó una sonda rectal con 5 dosímetros TLD-100.

El siguiente paso fue realizar la “simulación del tratamiento”. El procedimiento consiste en colocar el catéter con las fuentes simuladas (marcadores radio-opacos con las mismas dimensiones de la fuente, y desplazamientos cada 0.5 cm) en los aplicadores, y tomar radiografías ortogonales. Esto permite localizar la posición del implante, la trayectoria de la fuente y localizar los órganos de interés.

Las radiografías obtenidas fueron enviadas al sistema de planeación en turno para realizar el plan del tratamiento, el cual es efectuado por los físicos encargados.

Los sistemas de planeación BrachyVision y SomaVision requieren que se elija un punto de registro en una de las dos imágenes escaneadas (este punto de registro sirve para que el sistema reconozca el mismo punto en las dos radiografías), para después delinear el recto, el punto de cálculo de vejiga y localizar los aplicadores. El médico encargado determina qué dosis desea impartir a la zona de interés, de acuerdo con las características clínicas y anatómicas de la paciente. La fuente radiactiva de ^{192}Ir del equipo Varisource, mide 5 mm de longitud y se desplaza dentro de un catéter en pasos de 5mm, para conformar el volumen a irradiar. Con el sistema de planeación se realizan los cálculos de las curvas de isodosis, del tiempo de permanencia de la fuente en sus distintas posiciones y de los puntos de cálculo marcados en las imágenes. El sistema de planeación despliega un reporte con los datos, el cual es sometido a la aprobación del médico encargado, usando el criterio de que los órganos en riesgo no reciban una dosis excesivamente alta, es decir, que no sea mayor que el 80% de la dosis prescrita al tumor.

3.4.4. Aplicación del tratamiento

Las pacientes fueron tratadas convencionalmente con los aplicadores y las dosis establecidas por su médico tratante (se prescribieron de 4 a 6 Gy en 5 fracciones

semanales). En todos los casos, la aplicación de los tratamientos se llevó a cabo usando un equipo de carga remota Varisource 200, con una fuente de ^{192}Ir de alta tasa de dosis. Durante la aplicación del tratamiento, las sondas con los dosímetros TLD se mantuvieron en las cavidades rectal y vesical para medir la dosis. Las sondas se retiraron después de concluir la aplicación de braquiterapia.

3.4.5. Adquisición de datos

El cálculo de la dosis en el sistema de planeación, correspondiente a las posiciones de los dosímetros TLD se realizó “a posteriori”, sobre los planes aprobados para los tratamientos. Usando como referencia los marcadores radio-opacos dentro de las sondas, se localizaron los dosímetros TLD en las imágenes, de modo que se calculó la dosis sobre los puntos correspondientes a ellos en el sistema de planeación.

Los dosímetros se leyeron y, posteriormente, se calculó la dosis recibida de acuerdo con las curvas de calibración obtenidas para los dos lotes utilizados. Los datos obtenidos se analizaron, comparando las dosis calculadas por el sistema de planeación con las medidas “in vivo”.

Capítulo 4:

Resultados de la caracterización de los dosímetros TLD y de la calibración de las películas de tinte radiocrómico

4.1. Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes

Se caracterizaron dos lotes de dosímetros termoluminiscentes (TLD-100), que constan de 92 y 57 cristales en las presentaciones de prismas rectangulares y barras. Durante la prueba de homogeneidad, los dosímetros se hornearon, irradiaron y leyeron en tres ocasiones, de modo que se obtuvo un promedio de lecturas para cada dosímetro, al cual, se le asoció como incertidumbre la desviación estándar del lote. A partir de los datos de cada lote, se encontró el promedio global correspondiente que permitió seleccionar los dosímetros para la realización de las medidas, es decir, aquéllos cuyas respuestas fluctuaran como máximo en una desviación estándar del promedio. Los promedios globales de las señales TL para cada lote completo fueron $3.06 \pm 0.13 \mu\text{C}$ (1σ) y 1.13 ± 0.09 (1σ) para los lotes de dosímetros en forma de prismas rectangulares y barras, respectivamente.

En la figura 4.1 se muestra la respuesta promedio para cada dosímetro, en cada lote. Debe notarse que se retiraron los dosímetros cuya respuesta promedio difiriera en 1 desviación estándar del promedio global de cada lote, de modo que los promedios globales cambiaron a 3.06 ± 0.09 (1σ) y 1.14 ± 0.06 (1σ).

Para homogeneizar las respuestas de los dosímetros, se calculó un factor de corrección (sensibilidad) multiplicativo para cada dosímetro C_i :

$$C_i = \frac{\sum_{i=1}^n (TL_i)}{(n)(TL_i)} \quad (4)$$

Donde n es el número total de dosímetros que comprende el lote y TL_i es la señal TL del i -ésimo dosímetro. En las figuras 4.2 se observa que al aplicarse el factor de corrección individual, los promedios de 3 lecturas, que corresponden a la respuesta individual de cada dosímetro, se convierten en el valor promedio de todo el lote de dosímetros. Los factores de corrección para cada lote se muestran en las tablas 4.1 y 4.2.

Los factores de corrección, se aproximan en promedio a la unidad, con valores promedio de 0.997 y 0.996 para los dosímetros en forma de barra y en forma de prisma rectangular, respectivamente.

Tabla 4.1.

Factores de corrección individual para los cristales TLD en forma de prisma rectangular

TLD	C_i	TLD	C_i	TLD	C_i	TLD	C_i
1	1.000	18	0.982	35	1.009	51	0.970
2	0.992	19	0.965	36	0.978	52	1.010
3	0.963	20	1.000	37	0.990	53	0.968
4	0.985	21	1.033	38	1.012	54	0.966
5	0.974	22	0.979	39	0.991	55	0.968
6	0.973	23	1.031	40	0.992	56	0.987
7	0.963	24	1.014	41	1.022	57	0.958
8	1.009	25	0.997	42	1.014	58	1.019
9	1.011	26	0.984	43	1.007	59	1.011
10	0.982	27	1.041	44	1.009	60	1.032
11	0.989	28	1.041	45	0.978	61	0.991
12	1.015	29	1.019	46	1.002	62	0.969
13	0.966	30	0.997	47	0.991	63	0.983
14	0.962	31	1.001	48	0.993	64	0.965
15	1.031	32	1.023	49	0.976	65	0.959
16	1.024	33	1.030	50	1.003	66	0.993
17	1.018	34	1.013				

Tabla 4.2.
Factores de corrección individual para los cristales TLD en forma de barra

TLD	C_i	TLD	C_i	TLD	C_i	TLD	C_i
1	0.938	13	1.040	25	0.951	36	1.044
2	0.930	14	0.958	26	1.050	37	0.992
3	0.990	15	0.933	27	1.044	38	1.006
4	1.006	16	0.943	28	1.063	39	0.958
5	0.939	17	1.074	29	0.947	40	0.972
6	1.047	18	0.942	30	1.035	41	1.034
7	1.045	19	1.054	31	0.939	42	0.990
8	0.976	20	0.984	32	0.996	43	0.957
9	1.059	21	0.975	33	0.944	44	0.941
10	1.061	22	0.955	34	0.947	45	0.963
11	1.079	23	1.053	35	0.953	46	1.066
12	1.036	24	1.041				

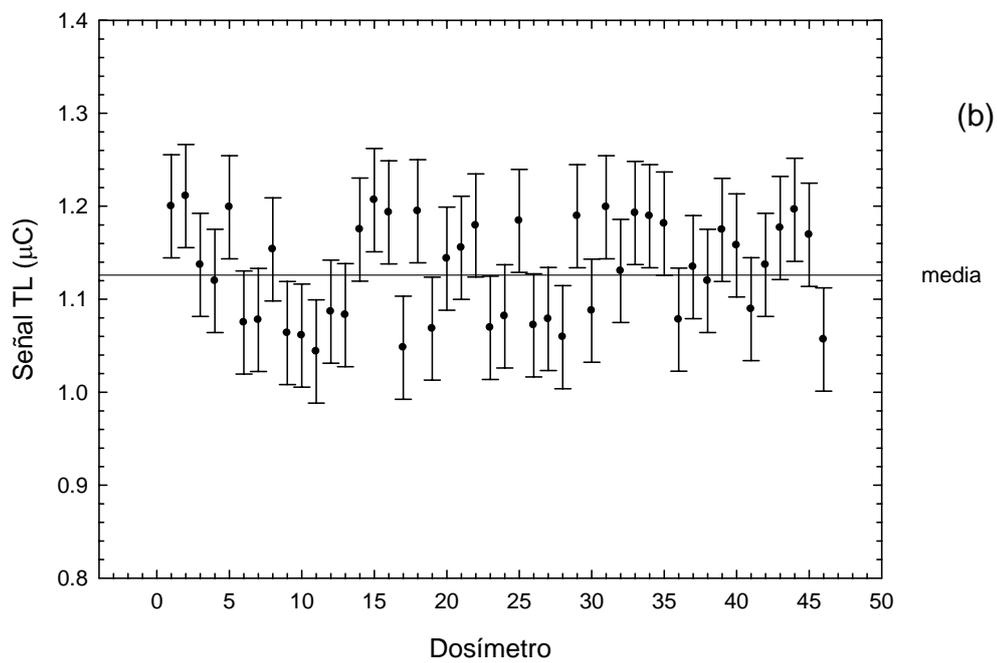
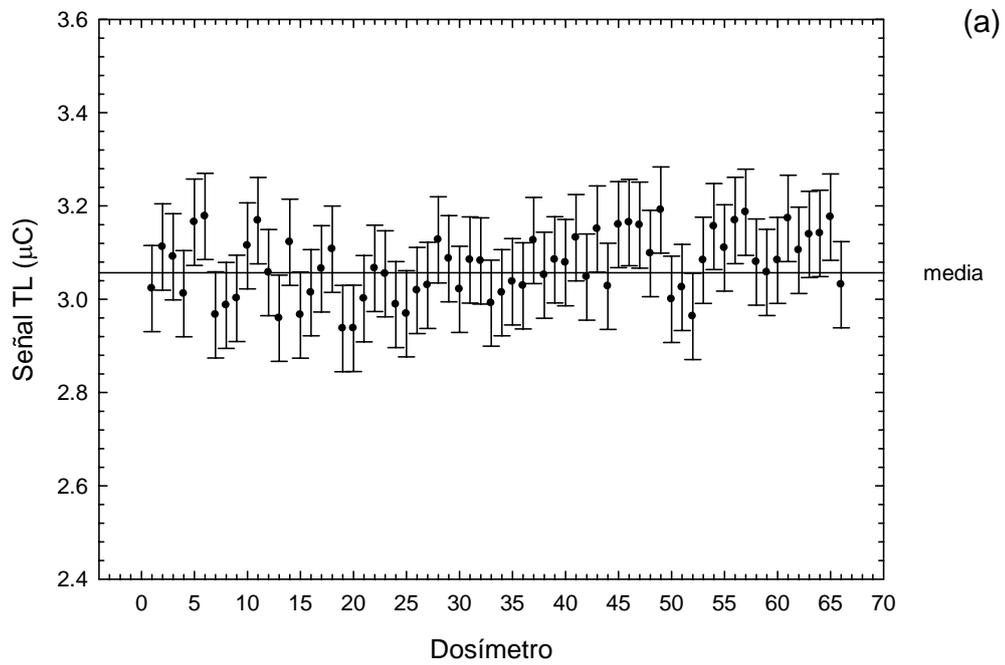


Figura 4.1. Señales TL originales. (a) Cristales en forma de prisma rectangular, (b) Cristales en forma de barra

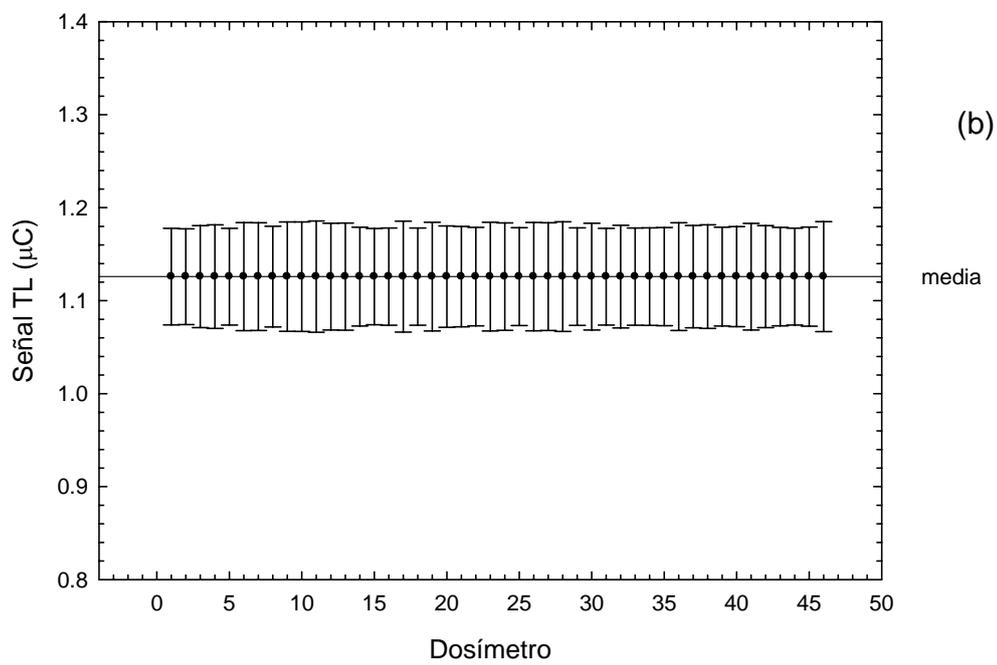
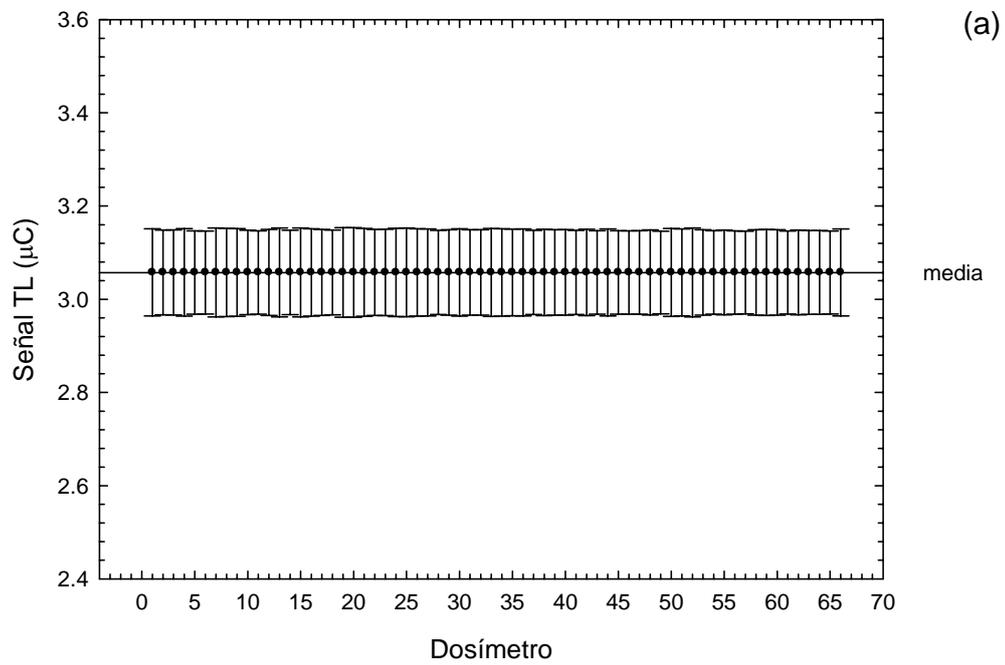


Figura 4.2. Señales TL corregidas por el factor individual C_{ij} . (a) Cristales en forma de prisma rectangular, (b) Cristales en forma de barra

Los dos lotes de cristales TLD fueron calibrados usando una fuente de ^{60}Co , en un intervalo de dosis de 0.2 hasta 6 Gy. En las figuras 4.3 y 4.4 se muestran las curvas de calibración para los dos lotes de dosímetros. Se observa que los dosímetros TLD-100 muestran un comportamiento supralineal a partir de 1 Gy, por ello, se realizaron ajustes de segundo orden a los datos. De este modo, se pueden calcular las dosis a partir de la señal TL medida con el equipo lector Harshaw 3500.

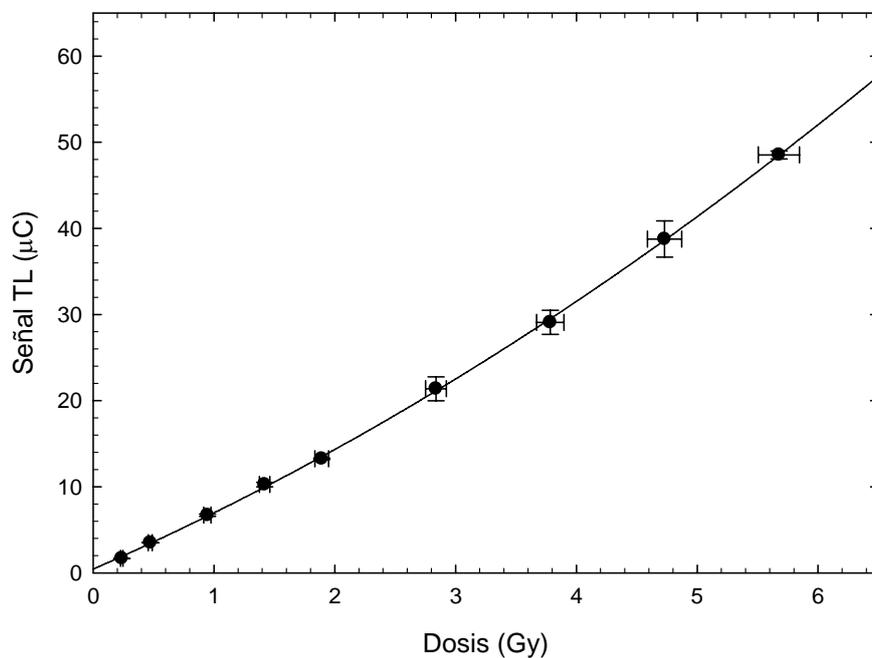


Figura 4.3. Curva de calibración de los dosímetros TLD-100 en forma de prisma rectangular

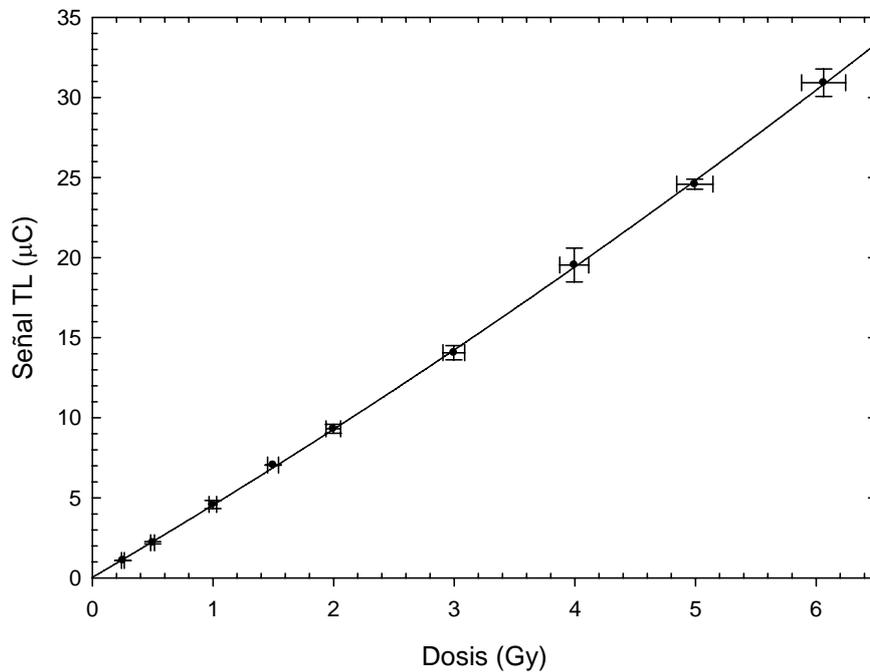


Figura 4.4. Curva de calibración de los dosímetros TLD-100 en forma de barra

La relación entre la dosis en Gy y la señal TL en μC para los dosímetros con forma de prisma rectangular es:

$$D = -0.0222 + 0.1491(TL) - 0.0007(TL)^2 \quad (5)$$

Para los dosímetros en forma de barra

$$D = 0.0027 + 0.2224(TL) - 0.0008(TL)^2 \quad (6)$$

Para encontrar la dosis a partir de la señal TL, es importante no olvidar corregir la señal por el factor de corrección correspondiente al dosímetro utilizado, antes de ingresar el valor de la señal TL a la función de calibración cuadrática.

4.2. Calibración de las películas de tinte radiocrómico

En la figura 4.5 se muestra la imagen escaneada original de las películas irradiadas para obtener la curva de calibración. Se observa que el color de las películas se intensifica con la dosis recibida debido al efecto de polimerización que sufren los componentes al ser irradiados.

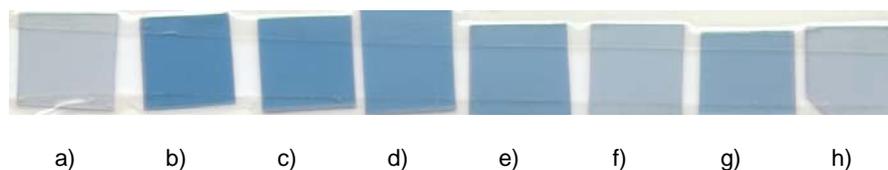


Figura 4.5. Películas MD-55-2 irradiadas durante la calibración con rayos gamma de ^{60}Co a) 0.5 Gy, b) 4 Gy, c) 1 Gy, d) 6 Gy, e) 8 Gy, f) 10Gy, g)12 Gy, h) sin exponer

Usando el programa computacional Osiris, se calculó el tono de color promedio para cada película (el tono de color de la película sin irradiar TC_{si} y los tonos de color de las películas irradiadas TC_i), de modo que usando estos valores, se calculó la respuesta con la ecuación 3. En la figura 4.6 se muestra la curva de calibración para las películas MD-55-2 (respuesta en función de la dosis en Gy).

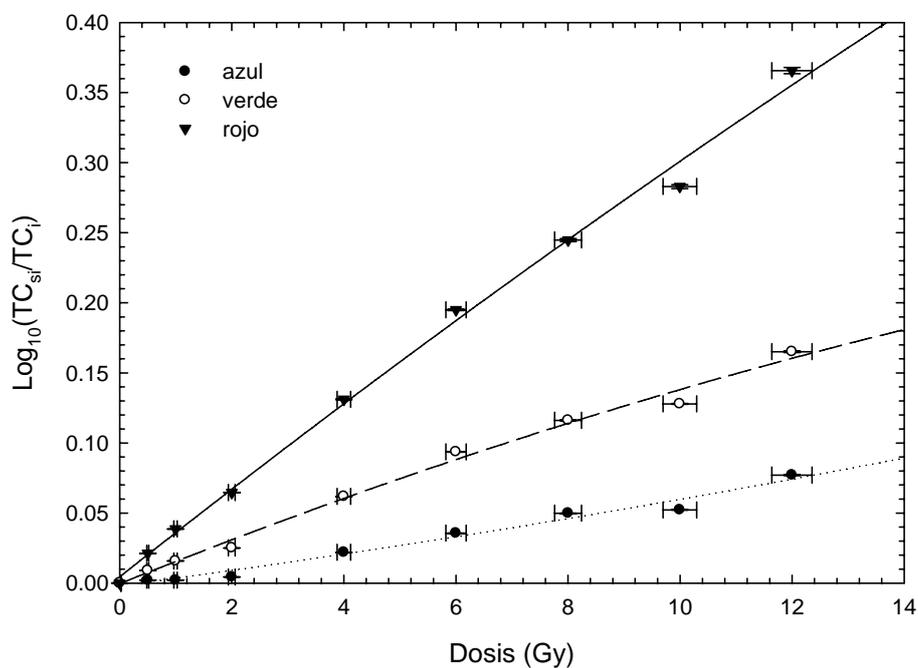


Figura 4.6. Curvas de calibración de las películas MD-55-2 (respuesta en función de la dosis en Gy), para cada tono de color.

Para realizar los cálculos de la dosis, se ajustaron curvas de segundo orden a los datos, de modo que para los distintos tonos se tiene:

Para tono rojo

$$D = -0.1569 + 32.1585 \text{Log}_{10} \left(\frac{188}{TC_i} \right) + 5.0477 \left[\text{Log}_{10} \left(\frac{188}{TC_i} \right) \right]^2 \quad (7)$$

Para tono verde

$$D = 0.0367 + 61.823 \text{Log}_{10} \left(\frac{196}{TC_i} \right) + 73.37 \left[\text{Log}_{10} \left(\frac{196}{TC_i} \right) \right]^2 \quad (8)$$

Para tono azul

$$D = 0.4145 + 182.9634 \text{Log}_{10} \left(\frac{203}{TC_i} \right) - 349.8244 \left[\text{Log}_{10} \left(\frac{203}{TC_i} \right) \right]^2 \quad (9)$$

Durante este trabajo, se utilizó únicamente la curva correspondiente al tono rojo (ecuación 7), ya que es la que permite obtener una respuesta con mayor precisión debido a que la película posee un intervalo de respuesta más amplio en este tono.

Capítulo 5: Dosimetría “in vivo” y su comparación con el sistema de planeación

5.1. Dosimetría “in vivo”

En la figura 5.1 se muestran dos imágenes de las radiografías anteroposterior y lateral obtenidas durante la “simulación del tratamiento” de braquiterapia intracavitaria de alta tasa de dosis. La imagen muestra la ubicación del aplicador y los órganos en riesgo (recto y vejiga), éstos, delineados por las sondas rectal y vesical.

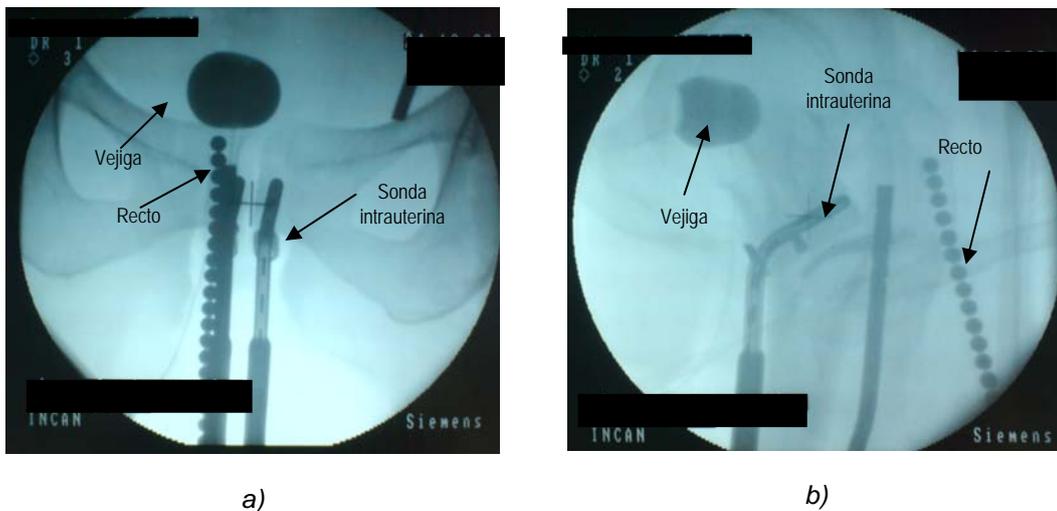


Figura 5.1. Radiografías a) anteroposterior y b) lateral, tomadas durante un tratamiento convencional de braquiterapia de alta tasa de dosis con sonda intrauterina.

Las imágenes digitales son enviadas al sistema de planeación por la red local o por medio de la digitalización de las placas radiográficas en un escáner. Se realiza una reconstrucción tridimensional, a partir de un punto de registro localizado en las imágenes ortogonales. Sobre ésta, se realizan los cálculos dosimétricos (planeación) y, posteriormente, se lleva a cabo el tratamiento.

Durante este trabajo, como se describe en el capítulo 3, se realizaron medidas “in vivo” de la dosis absorbida en recto y vejiga, usando dosímetros termoluminiscentes dentro de las sondas usadas para delinear los órganos de interés.

En total, se realizaron mediciones durante 45 aplicaciones, para 10 pacientes (7 de las cuales terminaron el tratamiento completo de 5 fracciones, 1 paciente terminó cuatro fracciones y 2 terminaron sólo 3 fracciones). En cada aplicación se utilizaron 5 dosímetros para registrar la dosis en recto y 2 para la medir la dosis en vejiga. Se obtuvieron en total 221 medidas en recto y 90 medidas en vejiga con dosímetros TLD. No se reportan cuatro medidas en recto porque la señal TL de los cristales no se pudo adquirir debido a errores en el equipo lector de dosímetros. Cuarenta y tres tratamientos se llevaron a cabo prescribiendo una dosis de 6 Gy. En la tabla 5.1 se muestran las características de los tratamientos en los cuales se llevaron a cabo las mediciones. Los aplicadores descritos como simultáneos se refieren al uso de sonda intrauterina junto con colpostatos.

Tabla 5.1.
Características de los tratamientos

Numero de aplicaciones	Dosis	Aplicador usado	Prescripción de la dosis
24	6 Gy	Sonda intrauterina	Punto A
1	5 Gy		
9	6 Gy	Colpostatos	0.5 cm de mucosa vaginal
10	6 Gy	Simultaneo	Punto A
1	4 Gy		

En las figuras 5.2, 5.3 y 5.4 se observan las distribuciones de dosis, medidas en cada aplicación, para las 7 pacientes que completaron el tratamiento. El eje x representa la posición del dosímetro en la sonda (los dosímetros se separaron uno del otro en 2.3 ± 0.1 cm), y el dosímetro en la sonda que quedó en la parte más distal del recto está denotado por la posición 1. Aunque en cada una de las aplicaciones se puede distinguir cuál de los dosímetros se encontraba más cercano a la fuente, en general, es notoria la diferencia en las distribuciones de las dosis obtenidas. Se observa una variación en la localización de los puntos donde se registraron las dosis más altas en cada aplicación para cada paciente. Esto se debe a que el recto es un órgano aproximadamente cilíndrico con paredes que sufren cambios constantemente, lo cual no permite que la sonda rectal sea colocada siempre a la misma profundidad o en la misma posición dentro de él. Los gráficos de las distribuciones de dosis para las pacientes que no terminaron el tratamiento se encuentran en el apéndice A.5. Éstos muestran las mismas características observadas en las pacientes que terminaron el tratamiento.

Para las medidas en vejiga, se observó que en el 56% de las aplicaciones, el dosímetro que registró la dosis más alta (más cercano de la fuente) fue el que se localizaba en el extremo más lejano de la punta de la sonda.

En el Instituto Nacional de Cancerología, el criterio de aceptación para que un plan de tratamiento sea aprobado (es decir, aplicado a la paciente) consiste en que la dosis calculada en órganos en riesgo no supere el 80% de la dosis prescrita al tumor. Al comparar las dosis máximas medidas en cada aplicación con este parámetro, se encontró que sólo el 11% de las medidas en recto y el 2% de las medidas en vejiga superaron el 80% de las dosis prescritas. Esto indica que, en general, los tratamientos satisfacen el criterio de aceptación. La figura 5.5 muestra una distribución de los porcentajes de diferencia encontrados.

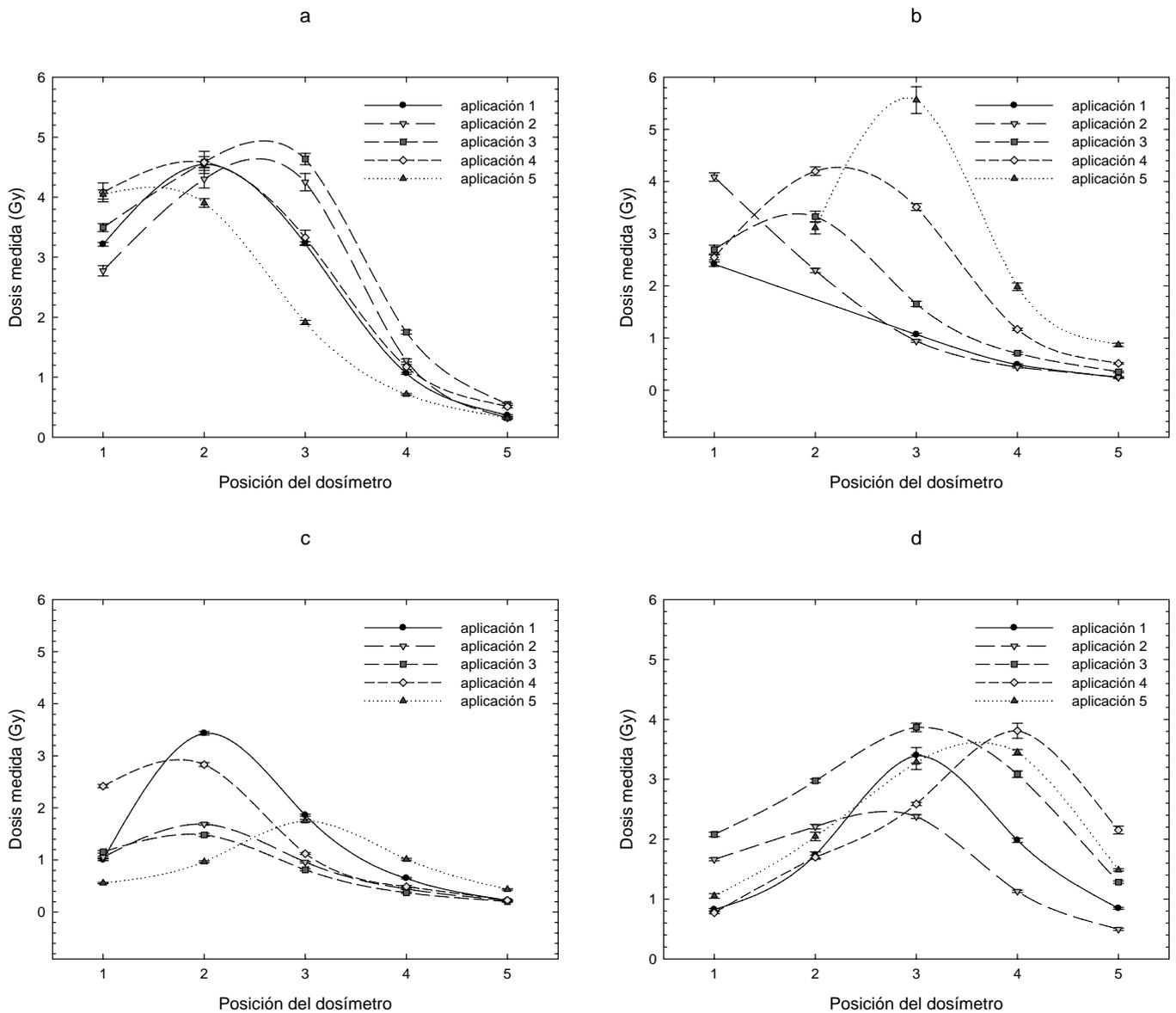


Figura 5.2. Distribución de dosis medida en el recto con los dosímetros termoluminiscentes, en 5 aplicaciones de braquiterapia de alta tasa de dosis, para las primeras cuatro pacientes (a, b, c, d) que terminaron el tratamiento.

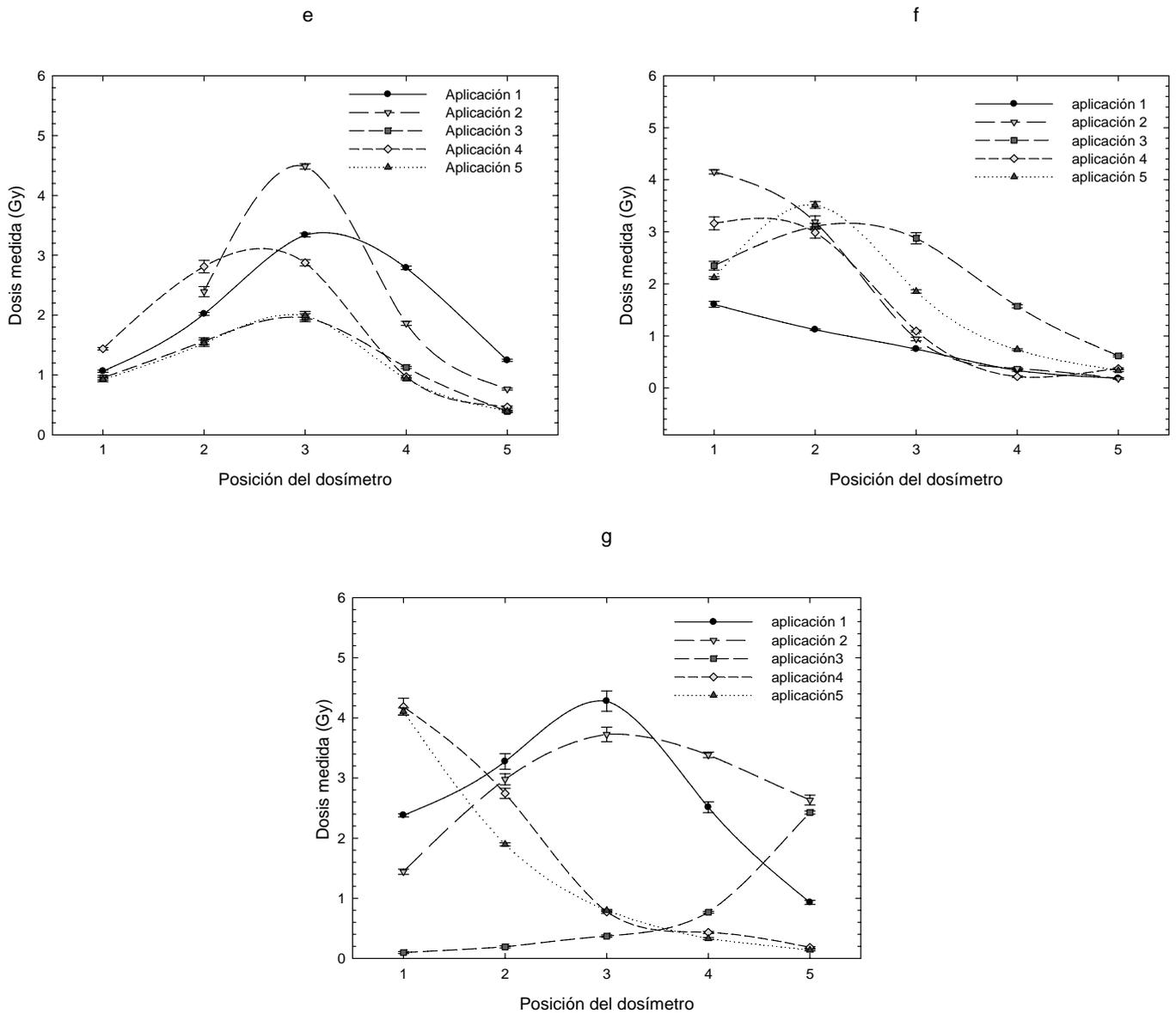


Figura 5.3. Distribución de dosis medida en el recto con los dosímetros termoluminiscentes, en 5 aplicaciones de braquiterapia de alta tasa de dosis, para las tres pacientes restantes (pacientes e, f, g) que terminaron el tratamiento.

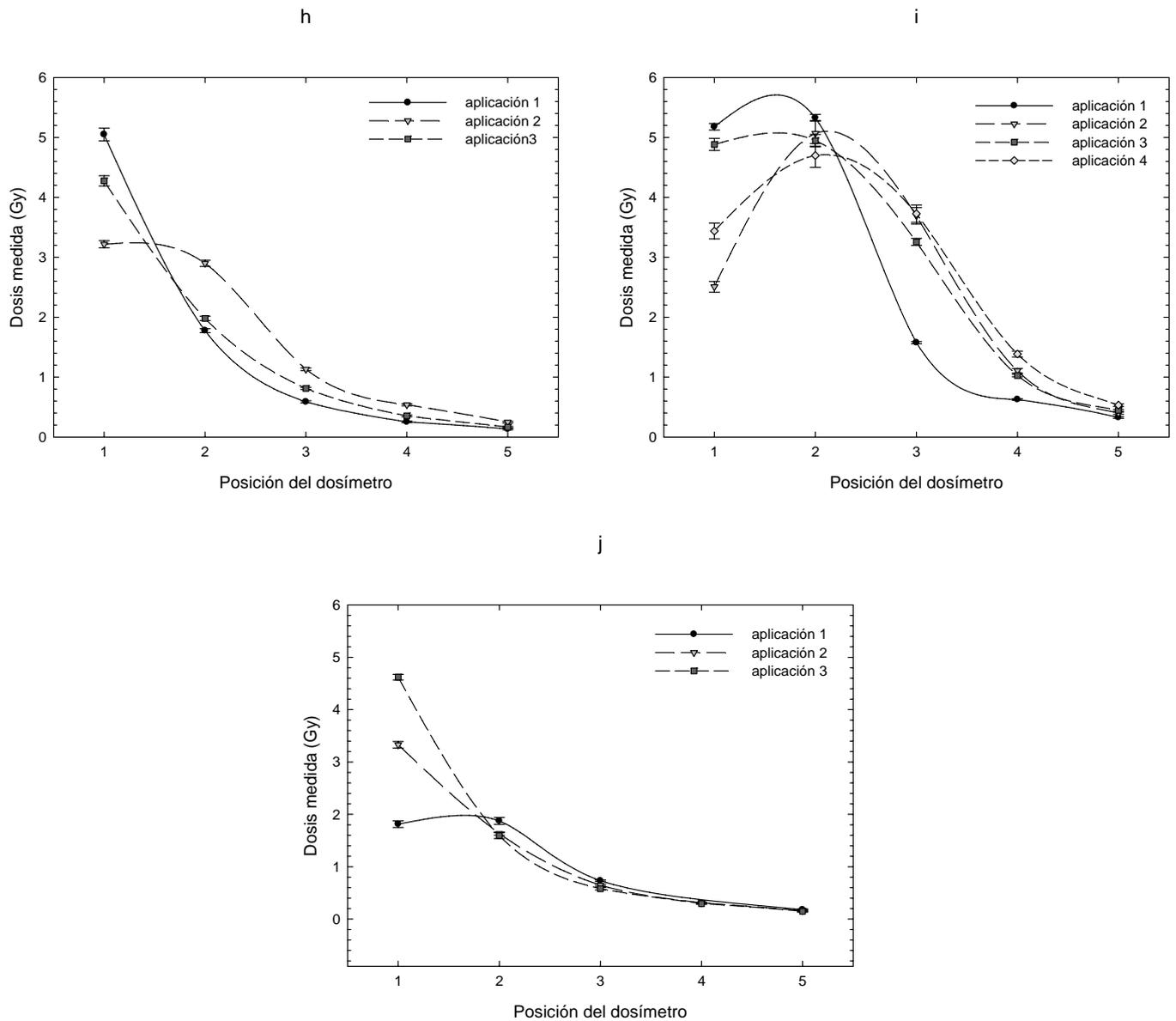


Figura 5.4. Distribución de dosis medida en el recto con los dosímetros termoluminiscentes, en las diferentes aplicaciones de braquiterapia de alta tasa de dosis, para las tres pacientes que no terminaron el tratamiento.

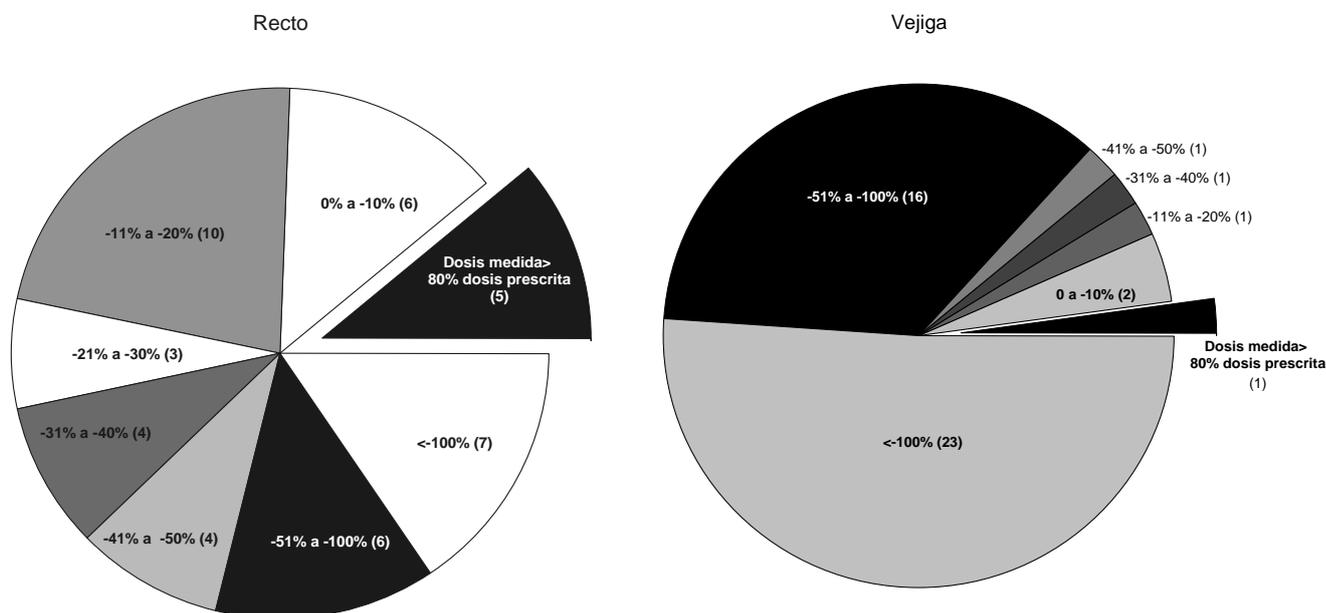


Figura 5.5. Distribución de las diferencias entre las dosis más altas medidas en cada aplicación y el 80% de las dosis prescritas. Los números entre paréntesis corresponden al número de casos registrados. Las diferencias se calcularon usando la relación:

$$\%diferencia = \frac{(Dosis\ TLD - 0.8Dosis\ prescrita)}{Dosis\ TLD} \cdot 100$$

5.2. Comparación de las dosis medidas con las calculadas

Debe señalarse que las primeras mediciones (5 primeros pacientes, 22 aplicaciones) se llevaron a cabo con planes elaborados usando el sistema BrachyVision Brachytherapy Planning 6.1.13, y posteriormente, se cambió el software por una actualización (SomaVision Brachytherapy planning 7.3.10) que cuenta con tablas de anisotropía. No obstante, ya que la finalidad del estudio es comparar la planeación, con las medidas obtenidas “in vivo”, los datos no fueron comparados tomando como parámetro la versión del sistema de planeación utilizado, sino que la comparación se realizó de manera global.

5.2.1. Comparación de las medidas con los cálculos del sistema de planeación

Aunque la cantidad total esperada de medidas comparadas con el sistema de planeación era de 221 para recto y de 90 para vejiga, en total fue posible comparar únicamente 152 medidas en recto y 80 medidas en vejiga. En ocasiones, la posición de las sondas dentro del cuerpo de la paciente, durante la simulación del tratamiento, no permitía observar todos los dosímetros en las radiografías ortogonales. Debido a esto y a que el cálculo de la dosis recibida por los dosímetros con el sistema de planeación se realiza localizándolos en las imágenes radiográficas, no pudieron ser calculadas las dosis correspondientes a 69 medidas en recto y 10 medidas en vejiga.

La figura 5.6 muestra la comparación de los datos obtenidos en recto. Idealmente, los datos deberían aproximarse a una función de primer orden que pasara por el origen, con pendiente igual a la unidad. Se encontró que los puntos se ajustan adecuadamente a una recta con pendiente 0.874, lo cual indica que, en general, la dosis en recto medida con dosímetros TLD es más baja que la dosis calculada con el sistema de planeación.

La figura 5.7 muestra la comparación de las medidas en vejiga con los cálculos de la planeación. Al igual que en la figura 5.6, los pares de datos se ajustaron a una recta que pasara por cero. La pendiente de la recta tiene en este caso un valor de 0.946. Esto indica, al igual que en el caso anterior, que las medidas “in vivo” se encuentran ligeramente por debajo de la dosis predicha por el sistema de planeación. Sin embargo, la correlación del ajuste (0.529) es más baja que en el caso de los datos obtenidos en recto (0.931).

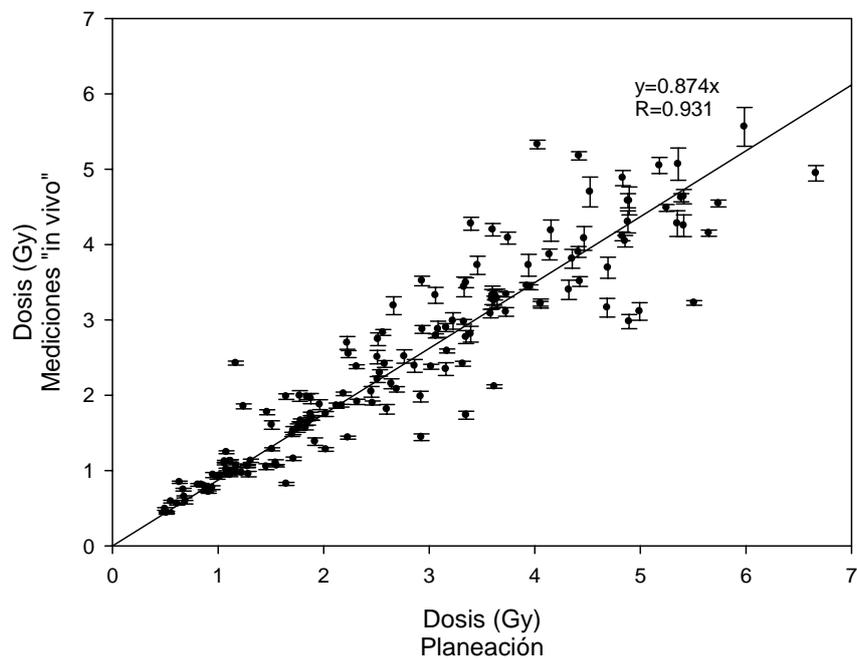


Figura 5.6. Dosis medida "in vivo" contra la dosis calculada con el sistema de planeación. Datos obtenidos en recto. R indica el coeficiente de correlación lineal.

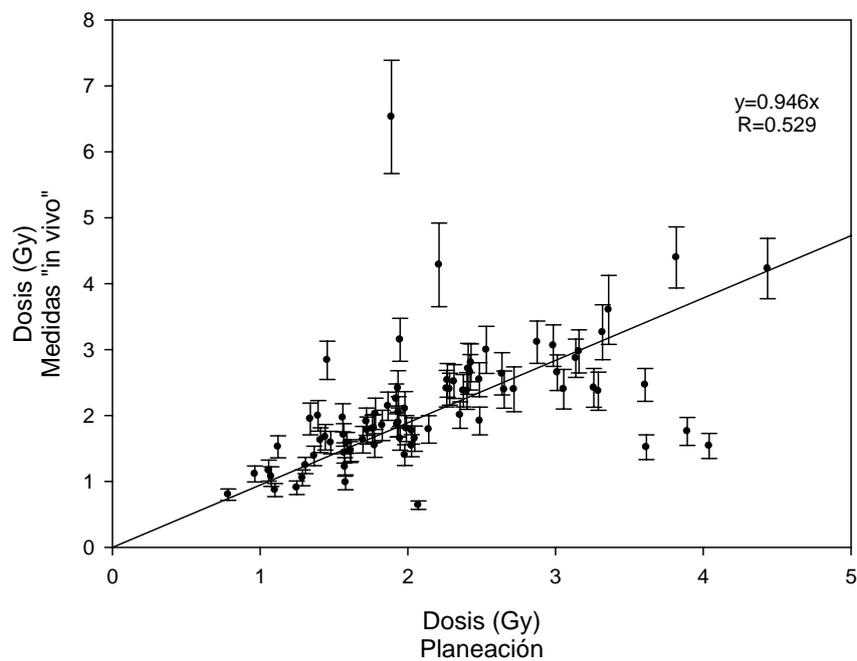


Figura 5.7. Dosis medida "in vivo" contra la dosis calculada con el sistema de planeación. Datos obtenidos en vejiga. R indica el coeficiente de correlación lineal.

5.2.1.1. Diferencias porcentuales en recto

La diferencia porcentual entre la dosis medida y la computada se calculó en cada caso usando la siguiente relación:

$$\%diferencia = \frac{(Dosis_{TLD} - Dosis_{plan})}{Dosis_{TLD}} \times 100 \quad (10)$$

Cuando la diferencia porcentual es mayor que cero, indica que la dosis medida con los dosímetros termoluminiscentes es mayor que la calculada con la planeación, mientras que cuando es menor que cero, significa lo contrario, es decir, la dosis calculada es mayor que la medida.

Se encontró que las diferencias para los pares de datos, en el caso de recto, se distribuyen dentro del intervalo que va de -102.9% a 33%, con un promedio de -14.7% y una mediana de -12%. En la figura 5.8, se muestra el histograma de frecuencias para las diferencias porcentuales encontradas. La distribución de los datos se aproxima a una curva normal, con un desfaseamiento del pico hacia la zona negativa, lo cual revela que la mayoría de las medidas con TLD son menores que las obtenidas durante la planeación (77% de las medidas).

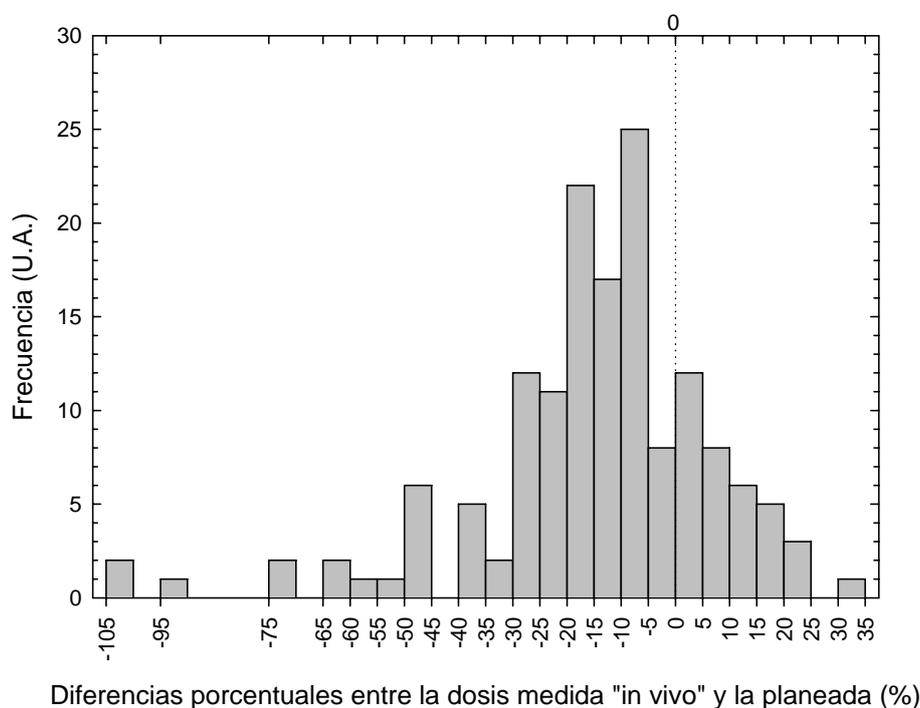


Figura 5.8. Histograma de las diferencias porcentuales entre las dosis medidas y calculadas en recto durante la planeación. Cada barra representa un 5% de diferencia.

Es lógico evaluar la dosis más alta medida, y observar las diferencias con la dosis calculada con el sistema de planeación, ya que, cuando se realiza la planeación del tratamiento, se toma como parámetro de aceptación que la dosis calculada sea menor que el 80% de la dosis prescrita, bajo la suposición de que el sistema de planeación calcula la dosis de manera correcta. En la figura 5.9 se observa el histograma de las diferencias porcentuales registradas en los puntos donde se midieron las dosis más altas en cada aplicación (45). Las diferencias van del -48.2% al 51.9, con una media de -7.3% y una mediana de -7.6%. Puede observarse, al igual que en la figura 5.8, que la distribución tiene un ligero desplazamiento hacia la zona negativa.

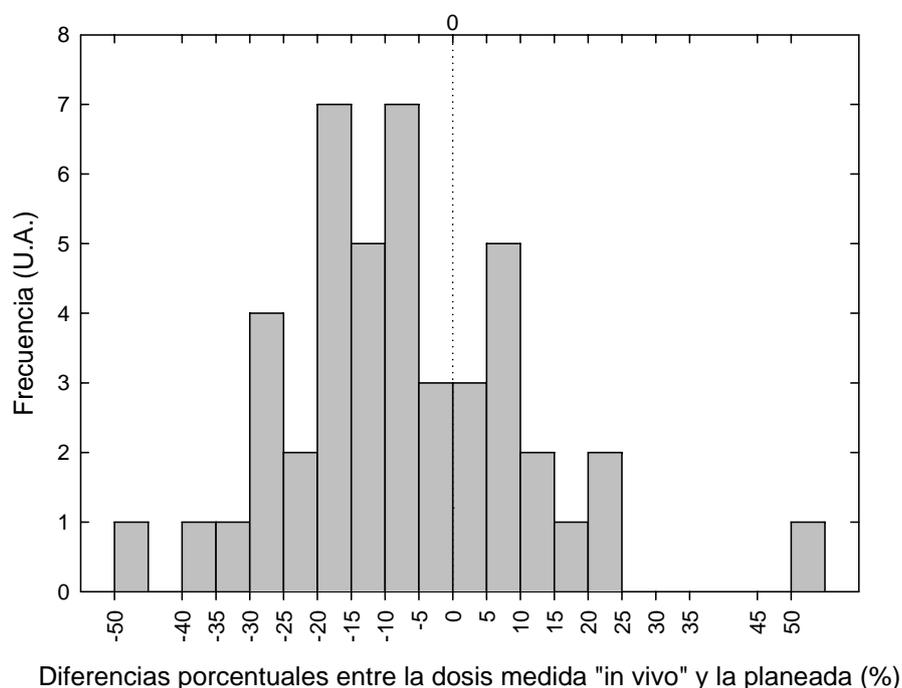


Figura 5.9. Histograma de las diferencias porcentuales entre las dosis medidas y calculadas durante la planeación, para los TLD que registraron la dosis más alta en la distribución de la sonda usada en cada aplicación. Cada barra representa un 5% de diferencia.

5.2.1.2. Diferencias Porcentuales en vejiga

Las diferencias porcentuales entre los datos obtenidos en vejiga fueron calculadas de la misma forma que para los datos obtenidos en la dosimetría en recto. Se observa en la figura 5.10 que las diferencias porcentuales, se encuentran en un intervalo de -138% a 71.1%, con una distribución que se aproxima a una curva normal. Las diferencias son en promedio de -4.1% y la mediana es de 0.6%. Cabe notar que el 49% de las medidas de dosis con TLD son mayores que las dosis calculadas en la planeación. No obstante, si se compara este histograma con el correspondiente a los datos emanados del estudio en recto (figura 5.8), se observa que el intervalo de las diferencias porcentuales es más amplio para los datos en vejiga (figura 5.10). También se observa

que el valor promedio de las diferencias (en valor absoluto) es más bajo para el caso de las medidas en vejiga.

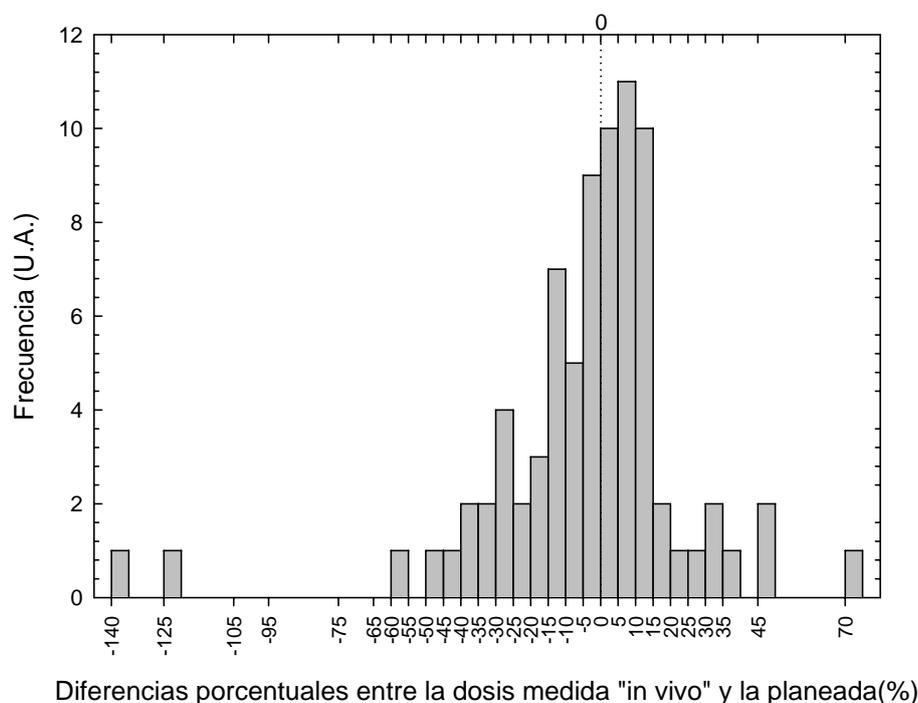


Figura 5.10. Histograma de las diferencias porcentuales entre las dosis medidas y calculadas en vejiga durante la planeación. Cada barra representa un 5% de diferencia.

Al igual que en el apartado anterior, se evalúan sólo las diferencias de las medidas más altas por aplicación (figura 5.11), con los cálculos realizados con el sistema de planeación, se obtiene que las diferencias se encuentran entre el -38% y el 71.1%, y que el promedio en este caso es de 4.5%, con una mediana de 6.4%.

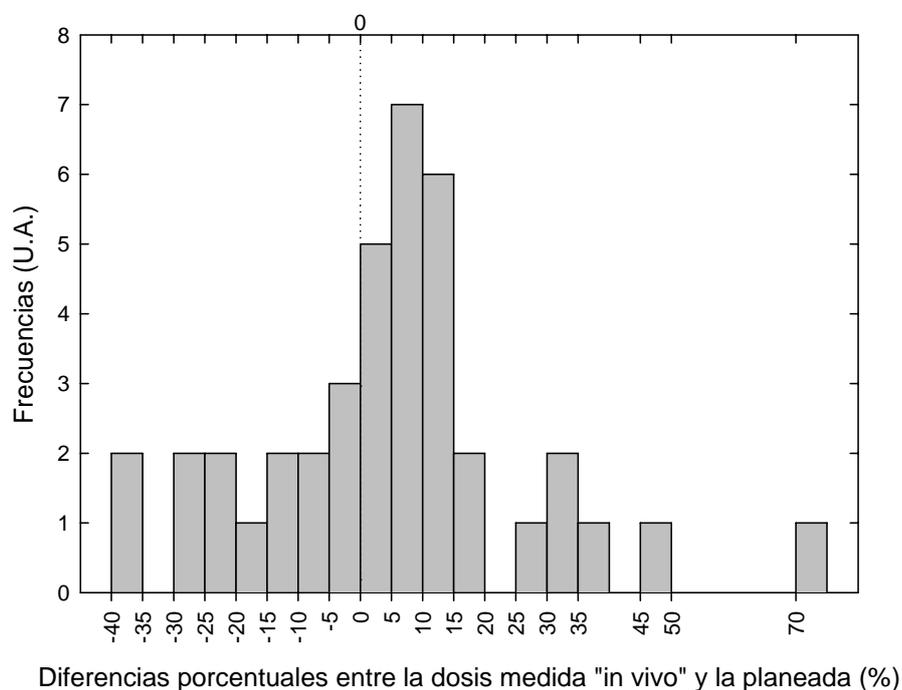


Figura 5.11. Histograma de las diferencias porcentuales entre las dosis medidas y calculadas en vejiga durante la planeación, para los TLD que registraron la dosis más alta en la distribución de la sonda vesical usada en cada aplicación. Cada barra representa un 5% de diferencia.

5.3. Pruebas realizadas con el maniquí de lucita

Debido a que las diferencias entre las dosis obtenidas a partir del sistema de planeación y la dosimetría “in vivo”, en promedio son más altas que lo esperado, se simuló un tratamiento usando un maniquí de lucita. El procedimiento se describió anteriormente en el capítulo 3, correspondiente a materiales y métodos.

La prueba se realizó en el quirófano de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología. El maniquí se colocó sobre la camilla, en una posición que permitiera tomar las radiografías ortogonales con el arco en C de manera isocéntrica (figura 5.12).

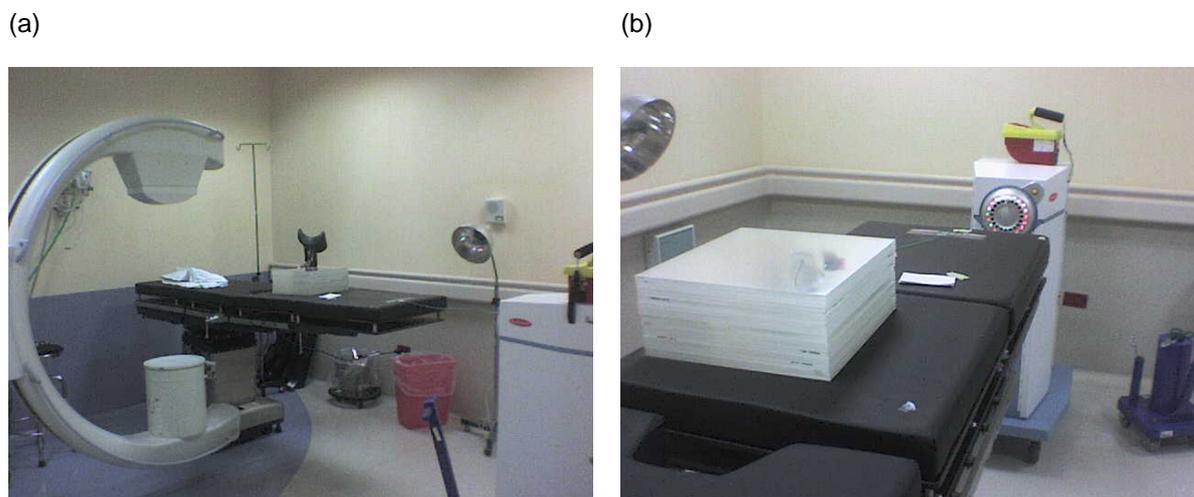


Figura 5.12. Cuarto blindado de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología. Se observa el montaje del experimento. (a) Toma de las radiografías ortogonales con el arco en C, (b) posición del diseño experimental durante la simulación del tratamiento

Antes de llevar a cabo la irradiación, se cambiaron los marcadores radio-opacos por 8 dosímetros TLD con forma de prisma rectangular. Sobre los dosímetros TLD, se colocó una película de tinte radiocrómico MD-55-2, para registrar las dosis en 2 dimensiones.

La prueba se realizó en una ocasión, usando la placa con ranuras distribuidas en un círculo de 2 cm de radio, ya que ésta es, de las distribuciones disponibles, la más representativa para simular el tratamiento de braquiterapia intracavitaria.

Debe señalarse que para esta prueba, en desacuerdo con los tratamientos “in vivo”, el catéter dentro del cual se desplaza la fuente hasta su posición de tratamiento, no se colocó dentro de un aplicador metálico (colpostatos o sonda intrauterina). Asimismo, la posición de la fuente se mantuvo fija durante el tiempo de irradiación, lo cual no es usual en los tratamientos convencionales, en los que generalmente, se desplaza la fuente en pasos de 5 mm, manteniéndola por un tiempo específico en la posición requerida, para obtener la distribución de dosis deseada.

El maniquí se irradió por 224.4 s con la fuente de ^{192}Ir , cuya intensidad de kerma en aire S_K (al día de la irradiación, 15 de marzo de 2008) era de 19762.6 U (1 U= 1 cGy $\text{cm}^2 \text{h}^{-1}$ =1 $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$), y una constante de tasa de dosis Λ de 1.1 cGy $\text{h}^{-1} \text{U}^{-1}$. El sistema de planeación toma en cuenta el uso de las tablas de la función de anisotropía $F(r, \theta)$ y de la función radial de dosis $g(r)$ para realizar los cálculos tal como se sugiere en el formalismo TG-43 (Apéndice A.4.). Es necesario mencionar que el sistema de planeación realiza cálculos de manera puntual, es decir, no da como resultado el promedio en una distribución de puntos en dos o tres dimensiones.

Al terminar la irradiación, los dosímetros fueron retirados de la placa perforada y se leyeron 24 h después de la prueba. La película se guardó en un lugar oscuro y fue escaneada 72 h después de irradiarse. En la figura 5.13 (a) se encuentra la imagen digitalizada después de 72 h de ser irradiada. Usando el programa Osiris, se calculó el tono de color promedio (rojo) en las áreas delimitadas por las rayas paralelas oscuras (posición de los dosímetros). Los cálculos de las dosis a partir de las señales TL y de los tonos de color se realizaron usando las curvas de calibración correspondientes. La figura 5.13 (b) muestra las curvas de isodosis, calculadas con el programa Origin 7.

En la figura 5.13 (c) se observa la distribución de los dosímetros TLD en la placa con ranuras del maniquí. Debido a que las medidas fueron hechas usando un maniquí de lucita, para poder comparar las dosis medidas con las calculadas con el sistema de planeación (que calcula usando como medio de referencia agua) en los puntos donde se localizaban los dosímetros, las distancias del centro de la fuente al punto de cálculo (con el sistema de planeación) se corrigieron por el cociente de densidades electrónicas de los materiales en cuestión. Dicha corrección consiste en calcular la distancia en el medio del maniquí a la cual se tiene la misma atenuación que en agua.

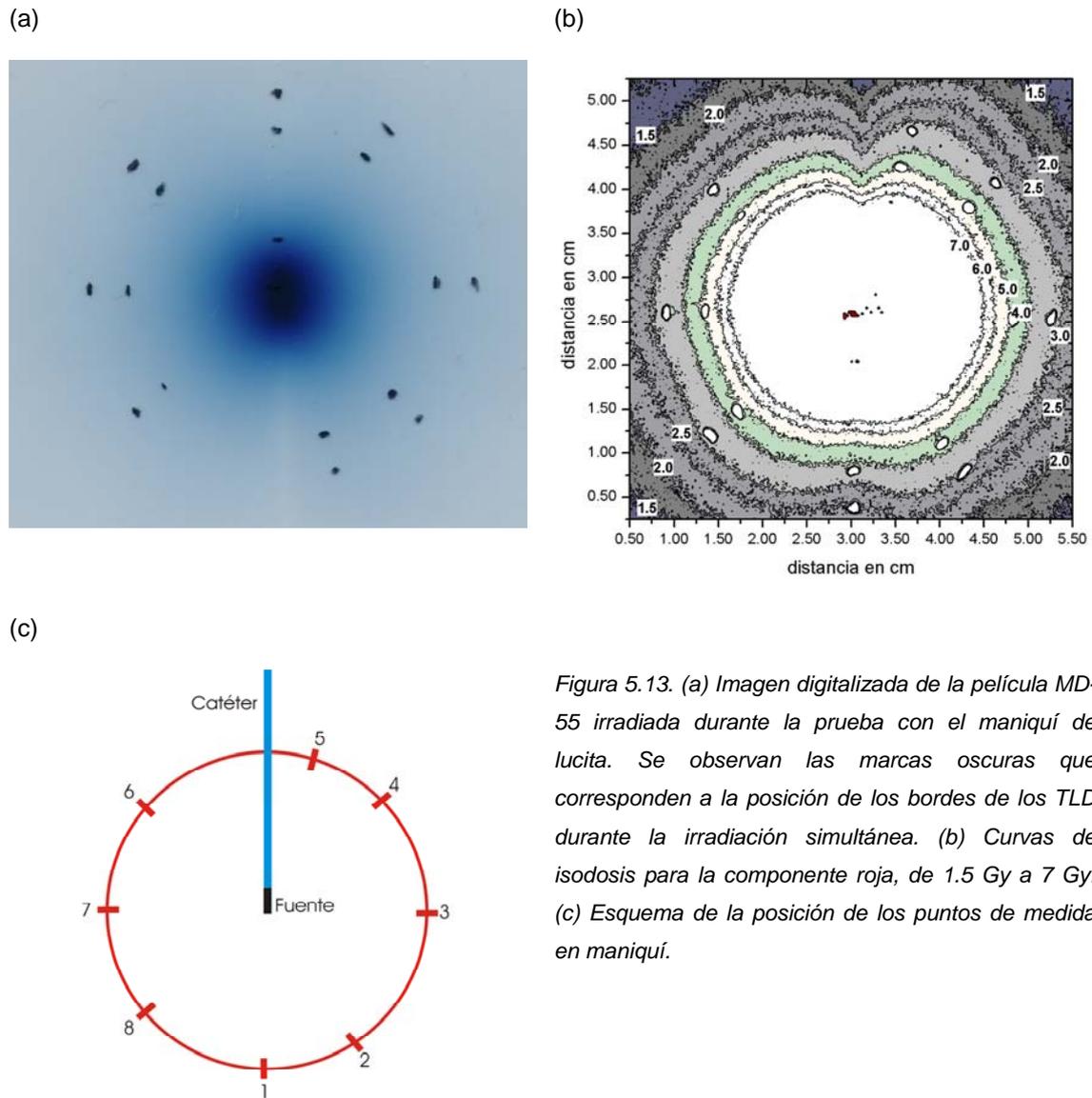


Figura 5.13. (a) Imagen digitalizada de la película MD-55 irradiada durante la prueba con el maniquí de lucita. Se observan las marcas oscuras que corresponden a la posición de los bordes de los TLD durante la irradiación simultánea. (b) Curvas de isodosis para la componente roja, de 1.5 Gy a 7 Gy. (c) Esquema de la posición de los puntos de medida en maniquí.

Supongamos que la atenuación se da sólo por interacciones Compton (fotones con energías menores que 10 MeV, en materiales de Z bajo) [At-86]. Si el número de electrones por cm^2 en una placa de lucita con espesor d_l es el mismo que en una de agua con espesor d_a , se tiene que:

$$d_l N_A \rho_l \left(\frac{Z}{A} \right)_l = d_a N_A \rho_a \left(\frac{Z}{A} \right)_a \quad (11)$$

Donde N_A es el número de Avogadro, ρ_l y ρ_a son las densidades de la lucita y el agua, y

$$\left(\frac{Z}{A}\right)_x = f_1 \left(\frac{Z}{A}\right)_1 + f_2 \left(\frac{Z}{A}\right)_2 + \dots \quad (12)$$

Donde f_1 y f_2 son las fracciones de peso molecular de cada elemento que compone el material. Entonces, para el agua se tiene que:

$$\left(\frac{Z}{A}\right)_a = f_1 \left(\frac{Z}{A}\right)_H + f_2 \left(\frac{Z}{A}\right)_o = (0.1119)(0.9921) + (0.8881)(0.5) = 0.5551$$

De igual forma, para la lucita ($C_6H_8O_2$):

$$\left(\frac{Z}{A}\right)_l = 0.5394$$

Conociendo las fracciones de peso y las densidades del agua ($\rho_a=0.9978 \text{ g/cm}^3$) y la lucita ($\rho_l=1.17 \text{ g/cm}^3$), se tiene que la distancia en lucita correspondiente en agua es de:

$$d_l = \frac{d_a \rho_a \left(\frac{Z}{A}\right)_a}{\rho_l \left(\frac{Z}{A}\right)_l} = 0.8776 d_a$$

Es decir, 1 cm de lucita corresponde a 1.14 cm en agua. Usando esta relación, se corrigió la distancia a la cual se calculó la dosis con el sistema de planeación para los puntos de interés, que se encontraban a 2 cm. Esto significa que el cálculo en el programa SomaVision se realizó en un radio de 2.27 cm, a partir del centro de la fuente. La tabla 5.2 muestra los resultados de las dosis obtenidas con los tres sistemas dosimétricos. La posición en la primera columna de la tabla corresponde al esquema 5.12 (c). Se observa que en general, los datos de las columnas 2 y 3 de la tabla 5.2, coinciden con las isodosis calculadas de la figura 5.12 (b). Es notorio que la dosis medida con TLD en la posición 3, es más baja que la medida con película de tinte radiocrómico en más del 40% (tabla 5.2). La alta diferencia porcentual registrada en esta

medida se debe probablemente a que el dosímetro se dañó al retirarse del maniquí, por ello, no se tomó en cuenta al calcular las diferencias porcentuales de la tabla 5.3.

Tabla 5.2.
Comparación de las dosis obtenidas en la prueba con maniquí.

Posición	Dosis medida con TLD-100 (Gy)	Dosis medida con PTR (Gy)	Planeación (Gy)
1	2.52 ±0.04	2.95 ± 0.01	1.750
2	3.81 ±0.14	3.84 ± 0.01	3.230
3	2.91 ±0.09	4.25 ± 0.01	3.270
4	4.08 ±0.08	4.04 ± 0.01	3.230
5	3.67 ±0.05	3.94 ± 0.01	2.691
6	4.16 ±0.17	4.04 ± 0.01	3.100
7	4.09 ±0.08	3.94 ± 0.01	3.200
8	3.98 ±0.15	3.63 ± 0.01	3.122

Las diferencias porcentuales encontradas (Tabla 5.3) entre las medidas con las películas de tinte radiocrómico y con los dosímetros TLD se encuentran entre -17% a 9% (con una media de -1.14%), lo cual revela que la dosimetría con película y TLD es concordante. Por otro lado, se observó que las diferencias entre las dosis obtenidas con el sistema de planeación y con los dosímetros TLD van de 31% a 15% (con una media de 23%).

Tabla 5.3.
Diferencias porcentuales entre las dosis medidas con TLD y con películas de tinte radiocrómico, y las calculadas con el sistema de planeación.

Posición	TLD con PTR	TLD con Planeación
1	-17%	31%
2	-1%	15%
4	1%	21%
5	-7%	27%
6	3%	25%
7	4%	22%
8	9%	22%

Capítulo 6: Discusión y Conclusiones

Se caracterizaron y calibraron los lotes de dosímetros, usando como parámetro de aceptación que el cristal tuviera una respuesta promedio que fluctuara dentro de una desviación estándar del promedio del lote. Los errores estándar derivados de las pruebas de reproducibilidad de los lotes fueron de 3 % y 5 % para los dosímetros en forma de prisma rectangular y para los de forma de barra, respectivamente. Para homogeneizar la respuesta de cada dosímetro con la respuesta promedio del lote, se multiplicó su respuesta por un factor de sensibilidad calculado, de valor cercano a la unidad.

Los ajustes cuadráticos aplicados a los datos obtenidos en la calibración permiten obtener los valores de la dosis para la señal TL medida durante los tratamientos, tomando en cuenta el comportamiento supralineal de los dosímetros después de 1 Gy.

En cuanto a la dosimetría “in vivo”, se realizaron en total 221 medidas en recto y 90 medidas en vejiga, usando dosímetros TLD (en un total de 10 pacientes).

Para las pacientes que terminaron el tratamiento, se obtuvieron las distribuciones de dosis en el recto, en las distintas aplicaciones. Es necesario aclarar que, algunos datos de las comparaciones que se hicieron, entre las medidas con dosímetros y las dosis proporcionadas por el sistema de planeación, fueron omitidos, debido a que las posiciones de los dosímetros no pudieron ser localizadas en las radiografías ortogonales. El problema fue que las sondas no se colocaron exactamente en la misma posición dentro del recto, en las diferentes aplicaciones del tratamiento, es decir, aunque las distancias entre los dosímetros dentro de la sonda (y la longitud total de la misma) se mantuvieron constantes, la anatomía del recto varía día con día, lo que no asegura que su localización sea exactamente igual. Además, las radiografías usadas para la planeación se tomaron en condiciones similares, pero no exactamente en las mismas que en el

primer tratamiento de la paciente. Lo anterior puede notarse también en las figuras 5.2 y 5.3, donde se observa que el punto que registró la dosis más alta en cada aplicación, no siempre se encuentra en la misma posición dentro de la sonda rectal, para las distintas aplicaciones, en la misma paciente. Desafortunadamente, este problema no puede solucionarse ya que la forma del tracto rectal cambia constantemente.

Al comparar las dosis medidas con el criterio de aceptación del tratamiento, se encontró que en menos del 12% de las aplicaciones las dosis medidas son mayores que el 80% de la dosis prescrita. La importancia de este resultado radica en que, al satisfacerse el criterio de aceptación del tratamiento, disminuye el riesgo de que la paciente presente complicaciones en los órganos sanos debido a su exposición a la radiación.

En el gráfico que compara los datos obtenidos en la dosimetría en el recto con los cálculos del sistema de planeación (figura 5.5) se observa que los datos se ajustan bien a una recta cuya pendiente es 0.874. Para el caso de vejiga (figura 5.6) se observó que la pendiente del ajuste tiende a la unidad (0.946). Esto significa que aunque las medidas de la dosis en vejiga se acercan más a los cálculos realizados con el sistema de planeación, en general, la dosis medida “in vivo” es menor que la dosis calculada por el sistema de planeación, por lo que existe la posibilidad de que el tumor haya sido subdosificado.

En el caso de los datos obtenidos en recto, se observó que el ajuste de los datos muestra una buena correlación, además, es comparable con las reportadas previamente en la literatura (tabla 6.1), donde las medidas se realizaron usando dosímetros TLD y diodos.

Tabla 6.1.
Correlación entre las dosis medida y calculada, encontrada en la literatura

	Tipo de dosímetro usado	R
<i>Este trabajo</i>	TLD (medidas en recto)	0.931
	TLD (medidas en vejiga)	0.529
<i>[Wa-05]</i>	diodos (medidas en recto)	0.8120
	diodos (medidas en vejiga)	0.9055
<i>[Ka-92]</i>	TLD	0.9556
<i>[St-91]</i>	TLD	0.9694
<i>[Sh-99]</i>	TLD	0.2860

Los intervalos de diferencias porcentuales en ambos casos son amplios: -102.9% a 33% (media: -14.7%) para el recto, y -138% a 71.7% (media: -4.1%) para la vejiga. Algo similar se observó para los puntos de medida más cercanos a la fuente.

Autores como Brezovich et al. [Br-00] y Anagnostopoulos et al. [An-03] usaron dosímetros TLD para medir la dosis recibida en la uretra en tratamientos de cáncer de próstata con braquiterapia de alta tasa de dosis. Se encontró en estos estudios que las diferencias entre la dosis medida con TLD y la calculada con el sistema de planeación es significativa. Waldhäuslt et al. [Wa-05], de manera similar a la presentada en este trabajo, midió la dosis durante tratamientos de braquiterapia ginecológica, y la comparó con la calculada por el sistema de planeación. Usando diodos para medir la dosis “in vivo”, Waldhäuslt encontró diferencias porcentuales significativas en medidas en recto (-31 a -90%) y vejiga (-27% a +26%). Se ha reportado también, que las diferencias entre las dosis medidas con TLD y las calculadas por un sistema de planeación que usa radiografías ortogonales puede ser de $\pm 20\%$ [Ka-92]. La tabla 6.2 muestra un compendio de algunos resultados de estudios similares al reportado en este trabajo. Puede notarse que los resultados de obtenidos en este trabajo son comparables con los publicados en la literatura.

Tabla 6.2.

Diferencias porcentuales reportadas en la literatura. Comparación de la dosis "in vivo" respecto al sistema de planeación

Referencia	Dosímetro	Órgano en el que se midió la dosis	Diferencias encontradas (medidas in vivo vs. plan)		# Aplicaciones en el estudio
<i>Este trabajo</i>	TLD	Recto	14.7%	(-102.9% a 33%)	45
		Vejiga	-4.1%	(-138% a 71.1%)	45
		Recto*	-7.3%	(-48.2% a 51.9%)	45
		Vejiga*	4.5%	(-38% a 71.7%)	45
[Wa-05]	Diodos	Recto*	11%	(-31% a 90%)	55
		Vejiga*	4%	(-27% a 26%)	29
[Br-00]	TLD	Uretra	10.4±4.4%		7
[An-03]	TLD	Uretra	8.57±2.61%		18
[Ka-92]	TLD	Recto y Vejiga	±20%		171
[St-91]	TLD	Recto	±20%		71

* Diferencias porcentuales en los puntos de medida más altos

Un factor que podría influir en la sobreestimación de los cálculos de la dosis, es que el sistema de planeación, considera que el volumen de cálculo es homogéneo, y está constituido únicamente por agua. Es decir, en tratamientos convencionales no se toma en cuenta que los aplicadores (colpostatos y/o sonda intrauterina) son de materiales de Z más alta que el tejido, y que por ello atenúan la radiación, de modo que los dosímetros pueden registrar una señal TL más baja de lo esperado, y por consiguiente, una dosis menor.

El movimiento de la sonda durante las mediciones es un factor importante. En el caso particular de las medidas en recto, se utilizó una sonda con un diámetro exterior pequeño, lo cual pudo haber causado un desplazamiento de la misma (durante el periodo de tiempo que comprende la planeación y aplicación del tratamiento), desde la pared anterior del recto hacia los lados, causando así que la posición de los puntos de cálculo en la sonda fueran distintos al momento de llevar a cabo la irradiación. Un movimiento de la sonda rectal de 2.5 mm y en la sonda vesical de 3.5 mm pudo causar las diferencias de dosis mayores al 10% [Wa-05].

Para los resultados obtenidos en la prueba con maniquí se tiene que las diferencias registradas entre la dosimetría con TLD y con película se encuentran dentro de lo esperado. Las películas y los dosímetros TLD mostraron gran similitud entre las dosis medidas al ser irradiados al mismo tiempo.

En cuanto a las diferencias de las dosis medidas con TLD con respecto al sistema de planeación, las diferencias fueron en general, más altas (en promedio 23%). Algunos errores que pueden asociarse con las diferencias porcentuales observadas son [Ch-90]: falta de estabilidad mecánica del equipo de rayos X, que a la vez podría llevar a un error en la reconstrucción 3D (en caso de que las radiografías no fueran ortogonales), la digitalización de las imágenes (1%), el delineado de la localización de la fuente (2%), y la variación de la colocación de los puntos de interés (que en cálculos en pacientes puede ser del 7% para los puntos A y vejiga, y hasta del 50% para los puntos del recto). Asociado a esto, está el hecho de que, aunque el sistema de planeación es capaz de calcular la dosis en 3 dimensiones, al localizar los puntos de interés en las imágenes del software (recto y vejiga), se obtiene la dosis en el pixel correspondiente, la cual no es una dosis promedio como sucede en las películas de tinte radiocrómico y los dosímetros TLD. Además, las diferencias más altas obtenidas en la prueba hecha con el maniquí pueden asociarse a los altos gradientes de dosis cerca de la fuente.

De acuerdo con Kapp et al. [Ka-92], los cálculos de dosis usando radiografías ortogonales para la planeación en lugar de TAC pueden mostrar desviaciones hasta del 10%. Otro dato interesante, encontrado en la literatura, es la publicación de Kirov et al [Ki-95]. Ellos midieron la tasa de dosis alrededor de una fuente de ^{192}Ir usando diodos y dosímetros TLD en un maniquí, a distancias de 0.5 a 100 mm, y compararon la tasa de dosis medida con cálculos de transporte de fotones en Monte Carlo. Encontraron que las medidas con TLD chips en un maniquí de agua sólida, a distancias menores que 2 cm del eje transversal de la fuente, mostraron incertidumbres estadísticas mayores al 10% y un error sistemático de la misma magnitud.

A partir de esta discusión, podemos concluir que:

- Debido a que las dosis medidas con las sondas colocadas en el recto y la vejiga no superan más del 80% de la dosis, se puede decir que el criterio de aceptación de los tratamientos se satisface.
- Se encontraron diferencias entre las dosis calculadas con el sistema de planeación y las medidas “in vivo” realizadas con dosímetros TLD-100, que sugieren una sobreestimación de la dosis por parte del sistema de planeación.
- La sobreestimación de la dosis calculada por el sistema de planeación puede tener como resultado que los órganos en riesgo recibieran una dosis baja, de modo que la probabilidad de que éstos sufran daños graves debido a la radiación recibida decrece significativamente, ayudando a que las pacientes tengan una mejor calidad de vida posterior al tratamiento. Sin embargo, existe la posibilidad de que la sobreestimación de la dosis planeada repercuta en el control del tumor.
- Las diferencias de las medidas “in vivo” pueden deberse a que existen errores de tipo sistemático, como: la amplificación de las imágenes que se utilizan en la planeación, posibles errores en la reconstrucción 3D, falta de resolución mecánica del arco en C usado para la toma de radiografías ortogonales, el delineado de los órganos en riesgo y de la localización del aplicador, la falta de consideración de inhomogeneidades en el sistema de planeación y el desplazamiento de la paciente entre la toma de imágenes y la irradiación.
- El movimiento de las sondas entre el tiempo de planeación y la aplicación (de 15 a 20 minutos) es un factor influyente en las variaciones encontradas.
- Los resultados obtenidos de las diferencias entre la dosimetría “in vivo” y la planeación usando un sistema de cómputo son comparables con los reportados en la literatura.
- Los resultados obtenidos con el maniquí, en un medio homogéneo mostraron que sí existen diferencias que se deben puramente al desempeño del sistema de planeación. No obstante es de suma importancia que sea revisada la corrección realizada para el cambio de la distancia de lucita a agua.

Como trabajo futuro se recomienda:

- Continuar con las mediciones de dosis en “in vivo”, con el objetivo de mejorar la estadística.
- La realización de un seguimiento clínico de las pacientes tratadas dentro del protocolo, de manera que se pueda encontrar o descartar una correlación entre las medidas de las dosis “in vivo” con los efectos de la radiación (complicaciones en recto y vejiga, y el control local del tumor).
- Estudiar cual es el efecto del factor humano y de la imprecisión en la localización de los puntos de cálculo en la incertidumbre de la planeación de tratamientos [Ch-90].
- La elaboración de un manual de procedimientos, en donde se detallen los parámetros adecuados y la estandarización de la localización de los puntos de cálculo en el sistema de planeación, para la realización de las planeaciones, siguiendo las recomendaciones de organismos internacionales.
- Realizar pruebas de control de calidad de manera periódica a los equipos de imagen, utilizados para la toma de radiografías ortogonales.
- Realizar las mediciones pertinentes que proporcionen los valores de las funciones $g(r)$ y $F(r, \theta)$ para el modelo de la fuente de alta tasa de dosis utilizada (VS) por el equipo de carga remota, y comparar con los valores proporcionados por el fabricante.
- Repetir la dosimetría “in vivo” en tratamientos planeados con imágenes tomográficas, para observar cuan discrepantes pueden ser las medidas de los cálculos con un sistema de planeación comercial.

Apéndices

Apéndice A.1. Magnitudes y unidades dosimétricas [At-86]

Fluencia Φ

Antes de definir las magnitudes dosimétricas, consideremos un punto P en un campo de radiación, que sea el centro de una esfera finita imaginaria, de sección transversal da (figura A.1.). Sea Ne el valor esperado del número de rayos que cruzan la esfera imaginaria en un intervalo de tiempo.

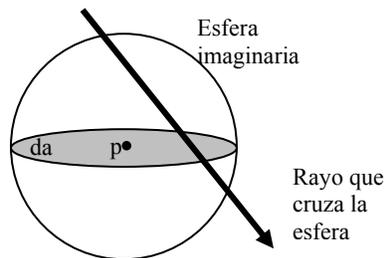


Figura A.1. Fluencia de partículas que atraviesan una esfera centrada en P, de volumen finito y sección transversal da .

La fluencia de partículas Φ es la cantidad de partículas Ne que atraviesan esta esfera finita de sección transversal da (desde cualquier dirección), en un intervalo de tiempo. Si el volumen de la esfera tiende a cero, entonces:

$$\Phi = \frac{dNe}{da} \quad \text{A.1.}$$

La fluencia de partículas tiene unidades de m^{-2} o cm^{-2}

Tasa de Fluencia φ

Es el cambio de la fluencia, respecto del tiempo:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dNe}{da} \right) \quad \text{A.2.}$$

Las unidades de tasa de fluencia son $\text{m}^{-2} \text{s}^{-1}$ o $\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$

Fluencia de energía Ψ

Es una cantidad que describe el campo de radiación, tomando en cuenta la energía individual de los rayos que cruzan la esfera imaginaria, centrada en P. Si R es el valor esperado de la energía total de los Ne rayos que cruzan la esfera finita, se puede definir entonces la fluencia de energía como:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad \text{A.3.}$$

El ICRU en 1980 le dio a R el nombre de “energía radiante”, que se define como la energía de las partículas (excluyendo la energía de su masa en reposo) emitida, transferida o recibida.

Para el caso en que los rayos son monoenergéticos $R = ENe$, y

$$\Psi = E\Phi \quad \text{A.4.}$$

Las unidades de fluencia de energía son J m^{-2} o eV cm^{-2} .

Rapidez de fluencia de energía ψ

Es la variación de la fluencia de energía con respecto al tiempo:

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dR}{da} \right) \quad \text{A.5.}$$

Sus unidades son $\text{J m}^{-2} \text{s}^{-1}$ o $\text{eV cm}^{-2} \text{s}^{-1}$.

Kerma K

El kerma o “Kinetic Energy Released in Material”, está definido para campos de radiación indirectamente ionizante: fotones o neutrones. Puede ser definido en términos de energía transferida ε_{tr} y la energía radiante R .

El kerma es el valor esperado de la energía transferida ε_{tr} , a partículas cargadas, por unidad de masa m , en un punto de interés, incluyendo pérdidas de energía radiativa, pero excluyendo la energía pasada de una partícula cargada a otra:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad \text{A.6.}$$

Las unidades de kerma son Jkg^{-1} .

Para fotones monoenergéticos, el kerma en el punto P se relaciona con la fluencia de energía Ψ mediante el coeficiente másico de transferencia de energía $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{E,Z}$ (en cm^2/g), el cual es característico para la energía E de los fotones y para el número atómico Z del medio en el punto P:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{E,Z} \quad \text{A.7.}$$

Donde $(\mu_{tr})_{E,Z}$ es el coeficiente lineal de transferencia de energía (en cm^{-1}), el cual está definido como la fracción de energía transferida a partículas cargadas del medio, por unidad de longitud, al atravesar el material. ρ es la densidad del medio en P (en g/cm^3).

Kerma de Colisiones

Es el valor esperado de la energía transferida neta, a partículas cargadas, por unidad de masa, en un punto de interés, excluyendo las pérdidas de energía radiativas y la energía pasada de una partícula cargada a otra, es decir:

$$K_c = \frac{d\varepsilon_{tr}^n}{dm} \quad \text{A.8.}$$

Donde ε_{tr}^n es el valor esperado de la energía transferida neta en el volumen V, durante un intervalo de tiempo. Sus unidades son Jkg^{-1} .

Para una fluencia de energía de fotones monoenergéticos:

$$K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad \text{A.9.}$$

Donde μ_{en} es el coeficiente lineal de absorción de energía, definido como $\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g)$, donde g es la fracción promedio de la energía que los electrones secundarios y positrones generados pierden en interacciones radiativas.

Dosis

Es el valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa en un punto de interés.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad \text{A.10.}$$

ε es el valor esperado de la energía impartida en el volumen finito V durante un intervalo de tiempo. Las unidades de dosis son Gy.

Equilibrio de partícula cargada

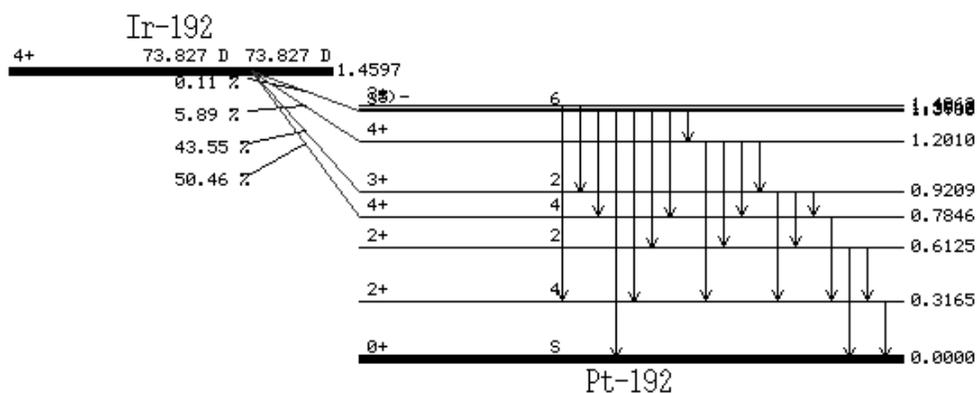
Existe equilibrio de partícula cargada para el volumen v si cada partícula cargada de un tipo y energía dados que sale de v , es reemplazada por una partícula idéntica, de la misma energía que entra, en términos de los valores esperados.

Apéndice A.2. Esquema de decaimiento del ^{192}Ir

Los datos que a continuación se presentan, fueron extraídos de la tabla de radionúclidos de la página web del Korea Atomic Energy Research Institute [ht-02]

^{192}Ir B- DECAY (73.827 D)

Parent state: G.S.
Half life: 73.827 D(13)
Q(gs): 1459.7(19) keV
Branch ratio: 0.9513



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

Max. E(keV)	Avg. E(keV)	Intensity(rel)	Spin
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)

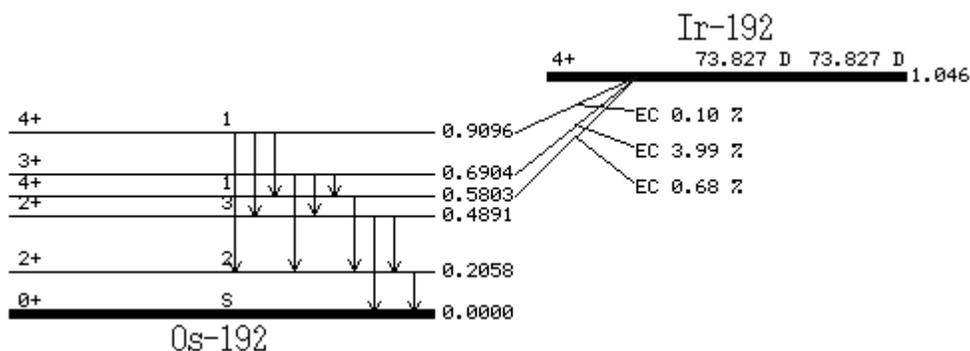
485.30(11)	0.0023(5)
588.5810(7)	4.517(22)
593.49(13)	0.0421(17)
599.41(15)	0.0039(17)
604.41105(25)	8.20(4)
612.4621(3)	5.34(8)
739(1)	-
765.8(3)	0.0013(6)
884.5365(7)	0.291(7)
1061.48(4)	0.053(1)
1089.9(3)	0.0012(2)
1378.20(15)	0.0012(3)

Coral M. Baglin, *Nuclear Data Sheet* 84, 717 (1998)

Please e-mail to jhchang@kaeri.re.kr for any comment. Thank you.

192IR 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



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)

Coral M. Baglin, *Nuclear Data Sheet* 84, 717 (1998) Please e-mail to jhchang@kaeri.re.kr for any comment. Thank you.

Apéndice A.3.

Aspectos importantes del Reporte 38 del ICRU [In-85]

El Reporte 38 del ICRU especifica la dosis de modo que relaciona la distribución de la misma con el volumen blanco, en vez de la dosis en un punto específico. La dosis se prescribe como el valor de una isodosis superficial que rodea al volumen blanco. Los datos recomendados para reportar el tratamiento son:

- Descripción de la técnica. Se refiere a la información mínima del tratamiento: tipo de aplicador, tipo de fuente, radiografías ortogonales de la aplicación.
- Kerma de referencia en aire total: Es la intensidad de kerma en aire total de las fuentes, por el tiempo de duración del implante.
- Descripción del volumen de referencia: Es el volumen de la superficie de la isodosis que rodea el volumen blanco, el cual está basado en el sistema Paris, y es la superficie de 60 Gy. El volumen de referencia esta definido por tres dimensiones: altura, anchura, espesor.
- Dosis absorbida en puntos de referencia. Las siguientes definiciones se aplican en el caso cuando las dosis se calculan con radiografías ortogonales.
 - Puntos de referencia relativamente cercanos a las fuentes, pero relacionados con órganos en riesgo (figura A.2.)
 - Recto: En la radiografía lateral, se dibuja una línea en dirección anteroposterior, que pase por el extremo inferior de la sonda intrauterina (o por la mitad de las sondas intrauterinas). El punto se localiza en esta línea, a 5 mm por debajo de la pared vaginal posterior. La pared vaginal posterior se visualiza por medio de un molde intravaginal, o por opacificación de la cavidad vaginal con gasas radio opacas. En la radiografía anteroposterior, el punto de referencia se encuentra en el extremo inferior de la sonda intrauterina, o en el punto medio de las fuentes intravaginales.
 - Vejiga: Se utiliza un catéter Foley, y su globo se llena con 7 cm³ de fluido radio opaco. El catéter se jala hacia abajo para que el globo quede en contacto con la uretra. En la radiografía lateral, el punto de referencia se

obtiene sobre la línea dibujada en dirección anteroposterior, que pase a través del centro del globo. El punto de referencia se toma en esta línea, en la superficie posterior del globo. En la radiografía frontal, el punto de referencia se toma en el centro del globo.

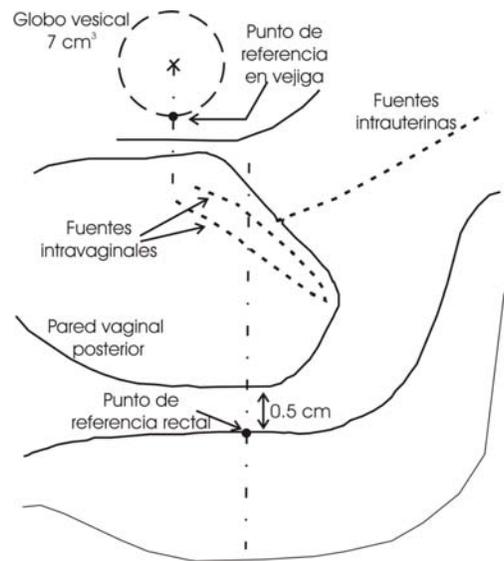


Figura A.2. Esquema de la localización de los puntos de referencia de recto y vejiga, con las recomendaciones del Reporte 38 del ICRU.

- Puntos de referencia relacionados con estructuras óseas
 - Trapezoide linfático: Corresponde a los nodos paraaórticos e iliacos (figura A.3.).

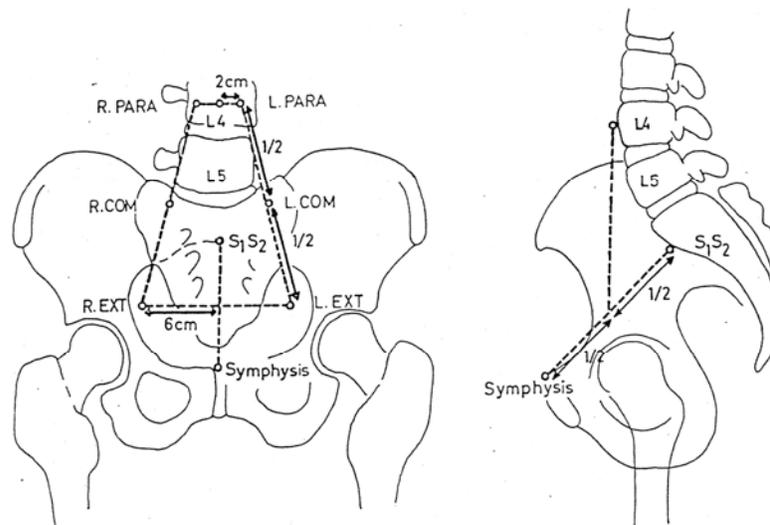


Figura A.3. Esquema del trapecoide linfático

- Punto en pared pélvica: Puede ser visualizado en la radiografía anteroposterior y lateral, y relacionado con las estructuras óseas fijas. Se piensa que la dosis calculada en éste es representativa de la dosis absorbida en la parte distal del parametrio y en los nodos linfáticos obturadores (figura A.4.).

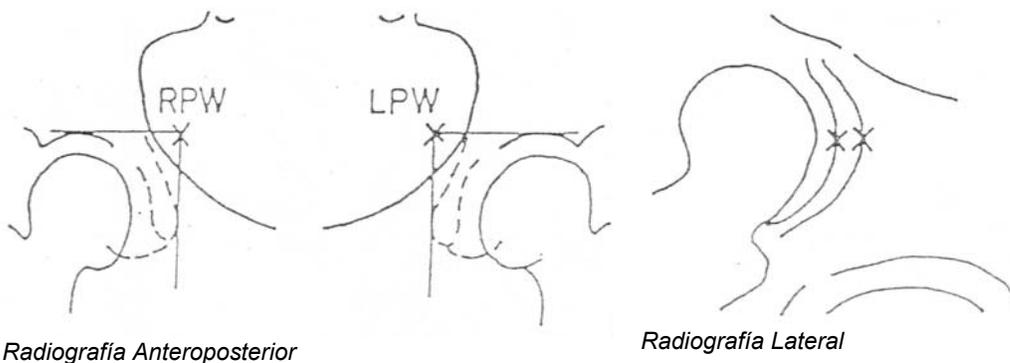


Figura A.4. Esquema de la localización del punto de pared pélvica.

Apéndice A.4. Cálculo de la distribución de dosis de fuentes de braquiterapia: Formalismo TG-43 [Nat-95]

En 1988, el Comité de Radioterapia de la AAPM, formó el grupo de trabajo No. 43, con la finalidad de revisar las publicaciones recientes, sobre la dosimetría de fuentes de braquiterapia intersticiales, y recomendar un protocolo de dosimetría. En el Reporte del TG-43, publicado en 1995 (“Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43”), se presenta un formalismo que define claramente las magnitudes físicas necesarias, tales como: intensidad de kerma en aire, función radial de dosis, función de anisotropía, etc. El formalismo es aplicable a sistemas de braquiterapia de baja y alta tasa de dosis, de carga remota y carga manual.

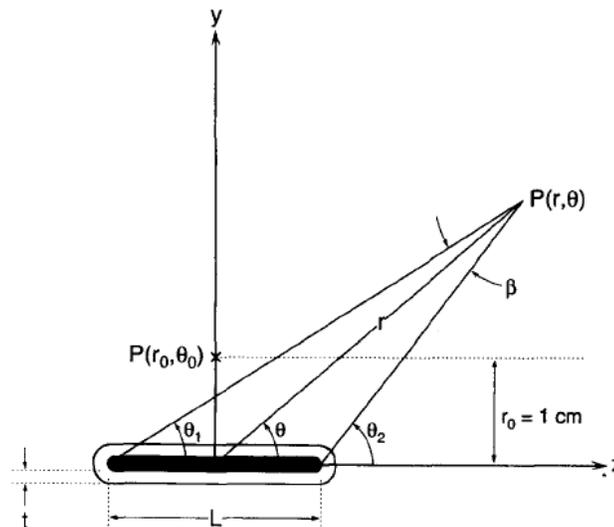


Figura A.5. Ilustración de la geometría que se utiliza en el formalismo para el cálculo de la dosis. El ángulo β es aquel subtendido por la longitud activa de la fuente en el punto P . El punto de referencia se encuentra denotado por $P(r_0, \theta_0)$.

El formalismo se restringe a considerar fuentes simétricas y cilíndricas, para las cuales la distribución de la dosis es bidimensional y puede describirse en términos de coordenadas polares (figura A.5), con origen en el centro de la fuente. En la figura A.5, r es la distancia al punto de interés y θ es el ángulo con respecto al eje largo de la fuente.

El protocolo de cálculo está basado en magnitudes medidas, descompuestas en una serie de factores relacionados entre si. Los efectos de distintos factores físicos se consideran por separado, de modo que la tasa de dosis está definida de la siguiente manera:

$$\dot{D}(r, \theta) = \Lambda S_K \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} F(r, \theta) g(r) \quad \text{A.11.}$$

S_K es la intensidad de kerma en aire, una medida de la intensidad de la fuente, con unidades de U (1 U=1 cGy cm² h⁻¹=1 μGy m² h⁻¹). Es el producto de la tasa de kerma en aire, en el espacio libre, y el cuadrado de la distancia del punto de calibración (del centro de la fuente a lo largo de la línea bisectriz)

$$S_K = (K_l)(d^2) \quad \text{A.12}$$

Λ es la constante de tasa de dosis (cGy h⁻¹ U⁻¹). Depende del tipo de fuente, su construcción y su encapsulado. Es la tasa de dosis por unidad de intensidad de kerma en aire en U a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(1, \pi/2)}{S_K} \quad \text{A.13}$$

$G(r, \theta)$ es el factor geométrico, en cm⁻². Describe la caída geométrica de la fluencia de fotones con la distancia a la fuente, y depende de cómo está distribuido el material radiactivo.

Para una fuente puntual $G(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad \text{A.14}$

Para una fuente lineal $G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad \text{A.15}$

$F(r, \theta)$ es la función de anisotropía. Toma en cuenta la dependencia angular de la absorción y dispersión de la radiación en el encapsulado.

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi / 2)}{D(r, \pi / 2)G(r, \theta)} \quad \text{A.16}$$

$g(r)$ es la función radial de dosis. Describe la dependencia radial de la absorción de fotones y la dispersión en el medio, a lo largo del eje transversal.

$$g(r) = \frac{D(r, \pi / 2)G(1, \pi / 2)}{D(1, \pi / 2)G(r, \pi / 2)} \quad \text{A.17}$$

Referencias

- [Al-06] Alcalá Prieto F., Herrera Gómez A., López Graniel C.M, Dueñas González A., Montalvo Esquivel G., Dolores Velásquez R., “Manual de Oncología: Procedimientos médico quirúrgicos. Capítulo 49: Cáncer cervicouterino”, Tercera Edición, Instituto Nacional de Cancerología, Ed. Mc Graw Hill, 2006, 499-514.
- [An-03] Anagnostopoulos G., Baltas D., Geretschlaeger A., Martin T., Papagiannis P., Tselis N., Zamboglou N., “In vivo thermoluminescence dosimetry: dose verification of transperineal ^{129}Ir high dose rate brachytherapy using CT based planning for the treatment of prostate cancer,” International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2003, 57, 1183–1191.
- [At-86] Attix H., “Introduction to radiological physics and radiation dosimetry”, John Wiley & Sons, USA, 1986.
- [Ba-94] Barillot I, Horiot J.C., Maingon P., Bone-Lepinoy M.C., Valliant D., Feutray S., “Maximum and mean bladder dose defined from ultrasonography: Comparison with the ICRU reference in gynaecological brachytherapy”, Radiotherapy and Oncology, 1994, 30, 231–238.
- [Bau-02] Baucal M., Babic J., Kuzmanovic Z., “Rectal dosimetry in intracavitary applications of cervix carcinoma: Comparison of two methods”, Archive of Oncology, 2002, 10, 253-259.
- [Be-92] Bentel Gunilla C., “Radiation Therapy Planning”, Second Edition, McGraw Hill, 1992, Cap. 15-16.
- [Br-00] Brezovich I.A., Duan J., Pareek P.N., Fiveash J., Ezekial M., “In vivo urethral dose measurements: A method to verify high dose rate prostate treatments”, Medical Physics, 2000, 27, 2297–2301.

- [Ch-90] Chow H., Lane R.G., Rosen I.I., “Uncertainty in dose estimation for gynecological implants”, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1990, 19, 1555-1559.
- [Da-98] Dale R.G., “The clinical radiobiology of brachytherapy”, *British Journal of Radiology*, 1998, 71, 465-483.
- [De-04] Devic S., Seuntjens J., Hegyi G., Podgorsak E.B., Soares C.G., Kirov A.S., Ali I., Williamson J.F., Elizondo A., “Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers”, *Medical Physics*, September 2004, 31, 2392-2401.
- [Di-05] Díaz Aguirre P., “Dosimetría de una fuente de ^{192}Ir usada en braquiterapia de alta tasa de dosis”, Tesis para obtener el grado de Maestro en Ciencias (Física Médica), Posgrado en Ciencias Físicas, Instituto de Ciencias Nucleares, UNAM, 2005.
- [Ga-96] Gamboa de Buen M.I., “Medida de la respuesta termoluminiscente (eficiencia y supralinealidad) de LiF:Mg,Ti expuesto a radiación altamente ionizante”, Tesis para obtener el grado de Doctora en Ciencias (Física), División de Estudios de Posgrado, Facultad de Ciencias, UNAM, 1996.
- [Gr-01] Green J., Kirwan J., Tierney J., Symonds P., Fresco L., Collingwood M., Williams C., “Survival and recurrence after concomitant chemotherapy and radiotherapy for cancer of the uterine cervix: a systematic review and meta-analysis”, *Lancet*, 2001, 358, 781-786.
- [Gr-05] Green J., Kirwan J., Tierney J., Vale C., Symonds P., Fresco L., Williams C., Collingwood M., “Concomitant chemotherapy and radiation therapy for cancer of the uterine cervix”, *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2005, Issue 3.
- [Ho-90] Horowitz Y.S., “The annealing Characteristics of LiF:Mg,Ti ”, *Radiation Protection Dosimetry*, 30, 219 (1990).
- [Ht-02] <http://atom.kaeri.re.kr/>
- [Hu-03] Huh S.J., Lim D.H., Ahn Y.C., Lee J.E., Kang M.K., Shin S.S., Shin K.H., Kim B., Park W., Han Y., “Comparison between in vivo dosimetry and barium contrast technique for prediction of rectal complications in high-dose-rate intracavitary radiotherapy in cervix cancer patients”, *Strahlentherapie und Onkologie*, 2003, 179, 191-196.

- [In-85] International Commission on Radiation Units and Measurements. “ICRU Report 38: Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in radiological physics”, 1 de Marzo 1985.
- [Ka-92] Kapp K.P., Stuecklschweiger G.F., Kapp D.S., Hackl, A.G., “Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical carcinoma: results of orthogonal film, TLD, and CT-assisted techniques”, *Radiotherapy and Oncology*, 1992, 24, 137-146.
- [Kh-94] Khan F.M., “The physics of radiation therapy”, segunda edición, Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [Ki-95] Kirov A.S., Williamson J.F., Meigoonit A.S. Zhu Y. “TLD, diode and Monte Carlo dosimetry of an I92Ir source for high dose-rate brachytherapy”, *Physics in Medicine and Biology*, 1995, 40, 2015-2036.
- [Kr-90] Kron T., “Applications of thermoluminescence dosimetry in medicine”, *Radiation Protection Dosimetry*, 1990, 85 (1-4), 333-340.
- [La-07] Lambert J., Nakano T., Law S., Elsey J., McKenzie D.R., Suchowerska N., “In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD and scintillation detector”, *Medical Physics*, May 2007, 34, 1759-1765.
- [Lo-06] López Saavedra A., Lizano Soberón M., “Cáncer cérvico uterino y el virus del papiloma humano: La historia que no termina”, *Cancerología*, 2006, 1, 31-55.
- [Lu-02] Lukka H., Hirte H., Fyles A., Thomas G., Elit L., Johnston M., Fung Kee Fung M., Browman G., “Concurrent cisplatin-based chemotherapy plus radiotherapy for cervical cancer: a Meta-analysis”, *Clinical Oncology*, 2002, 14, 203-12.
- [Na-00] Nag S., Erickson B., Orton C., Demanes J.D., Petereit D., “The American Brachytherapy Society recommendations for high dose rate brachytherapy for carcinoma of the cervix”. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2000, 48, 201–211.
- [Nat-95] Nath R., Anderson L.L., Luxton G., Weaver G., Williamson J.F., Meigooni A.S., “Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Committee Task Group No. 43”, *Medical Physics*, February 1995, 22, 2, 209-234.

- [Ni-98] Niroomand-Rad A., Blackwell C.R., Gall K., Galvin J.M., Meigooni A.S., Nath R., Rodgers J., Soares C.G., “Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55”, *Medical Physics*, November 1998, 25, 2093-2115.
- [Pa-94] Patel F.D., Sharma S.C., Negi P.S., Ghoshal S., Gupta B.D., “Low dose rate vs. high dose rate brachytherapy in the treatment of carcinoma of the uterine cervix: a clinical trial”, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, January 15, 1994, 28(2), 335-341.
- [Pa-05] Patel F.D., Rai B., Dip N.B., Mallick I., Sharma S.C., “High dose rate brachytherapy in uterine cervical carcinoma”, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2005, 62, 125–130.
- [Po-01] Pötter R., Van Limbergen E., Gerstner N., Wambersie A., “Survey of the use of the ICRU 38 in recording and reporting cervical cancer in brachytherapy”, *Radiotherapy and oncology*, 2001, 58, 11-18.
- [Pod-05] Podgorsak E.B., “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students”, International Atomic Energy Agency, 2005.
- [Sa-07] Salgado F.A., Missarelli P.C., Valdés P.C., Parra P.C., “Análisis dosimétrico en braquiterapia ginecológica de alta tasa de dosis”, *Revista Chilena de Obstetricia y Ginecología*, 2007, 72, 5-10.
- [Sh-99] Shin K.H., Huh S.J., Chie E.K., Choi D.K., Lim D.H., Kim M.K., Lee K.C., Kim D.Y., Ahn Y.C. “Analysis of Correlation between Rectal Complications and Rectal Dose Following High Dose Rate Intracavitary Radiotherapy in Patients with Uterine Cervix Cancer: In vivo Dosimetric Analysis”, *Radiation Medicine*, 1999, 17 No.4, 289–293.
- [Shi-00] Shiu A.S., Mellenberg D.E., “Medical Physics Monograph No. 26, General Practice of Radiation Oncology Physics in the 21st Century” 2000 AAPM Summer School Proceedings. American Association of Physicist in Medicine. Northern Illinois University. Medical Physics Publishing, 2000.
- [St-91] Stueckelschweiger G.F., Anian-Schad K.S., Poier E., Poschauko P., Hacki A., “Bladder and rectal dose of gynecologic high dose rate implants: Comparison of orthogonal radiographic measurements with in vivo and ct assisted measurements”, *Radiology* 1991, 181,889-894.

- [Wa-05] Waldhäusl C., Wambersie A., Pötter R., Georg D., “In vivo dosimetry for gynaecological brachytherapy: Physical and clinical considerations”, *Radiotherapy and Oncology*, 2005, 77, 310–317.
- [Wi-94] Williamson J.F., Thomadsen B.R., Nath R. “Brachytherapy Physics, AAPM Summer School 1994”, Medical Physics Publishing, 1995.