



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**DOSIMETRÍA PARA LA PLANEACIÓN DE UN  
TRATAMIENTO DE IRRADIACIÓN DE CUERPO  
ENTERO CON ELECTRONES**

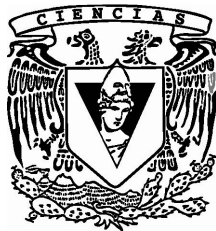
**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**FÍSICO**

**P R E S E N T A :**

**IVAN RODRÍGUEZ JIMÉNEZ**



**DIRECTOR DE TESIS:  
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN  
(2010)**



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.

### Hoja de Datos del Jurado

<p>1. Datos del alumno                  Apellido paterno                  Apellido materno                  Nombre(s)                  Teléfono                  Universidad Nacional Autónoma de México                  Facultad de Ciencias                  Carrera                  Número de cuenta</p>	<p>1. Datos del alumno                  Rodriguez                  Jimenez                  Ivan                  54 27 17 01                  Universidad Nacional Autónoma de México                  Facultad de Ciencias                  Física                  099161171</p>
<p>2. Datos del tutor                  Grado                  Nombre(s)                  Apellido paterno                  Apellido materno</p>	<p>2. Datos del tutor                  Dra.                  María Isabel                  Gamboa                  de Buen</p>
<p>3. Datos del sinodal 1                  Grado                  Nombre(s)                  Apellido paterno                  Apellido materno</p>	<p>3. Datos del sinodal 1                  M. en C.                  Patricia Raquel                  Avilés                  Mandujano</p>
<p>4. Datos del sinodal 2                  Grado                  Nombre(s)                  Apellido paterno                  Apellido materno</p>	<p>4. Datos del sinodal 2                  M. en C                  Santiago Oscar                  Angeles                  Zaragoza</p>
<p>5. Datos del sinodal 3                  Grado                  Nombre(s)                  Apellido paterno                  Apellido materno</p>	<p>5. Datos del sinodal 3                  M. en C.                  Ana Elena                  Buenfil                  Burgos</p>
<p>6. Datos del sinodal 4                  Grado                  Nombre(s)                  Apellido paterno                  Apellido materno</p>	<p>6. Datos del sinodal 4                  Fis.                  Miguel Ángel                  Pérez                  Pastenes</p>
<p>7. Datos del trabajo escrito.                  Título                    Número de páginas                  Año</p>	<p>7. Datos del trabajo escrito                  Dosimetría para la planeación de un                  tratamiento de irradiación de cuerpo                  entero con electrones                   54 p                  2010</p>

## **AGRADECIMIENTOS**

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por su asesoría y dirección en la elaboración de este trabajo. Gracias por las enseñanzas en física de radiaciones, pero sobre todo, por enseñarme que la sencillez y paciencia son posibles aún cuando se han alcanzado los más altos niveles académicos.

A los miembros de mi comité sinodal por la revisión minuciosa del trabajo escrito y sus acertados comentarios: M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, M. en C Santiago Oscar Angeles Zaragoza, Fis. Miguel Ángel Pérez Pastenes.

Al Taller de Física de Radiaciones. Edificio Tlahuizcalpan de la Facultad de Ciencias de la UNAM por el apoyo en el uso del escáner Microtek TNA 16000 Scan Maker.

Al Instituto de Ciencias Nucleares por el apoyo otorgado durante el periodo de elaboración de este trabajo.

Al Instituto Nacional de Cancerología por las facilidades proporcionadas para la realización de la parte experimental, de este trabajo.

## **DEDICATORIAS**

A Delia por su compañía durante estos tres años, por su paciencia conmigo, pero sobre todas las cosas por su incondicional cariño.

A mi tío Ignacio Jiménez Moreno por sus enseñanzas de la vida y por brindarme su amistad.

A mis padres, Rodrigo Rodríguez Hernández y Juana Jiménez Moreno.

A mis hermanos, Rodrigo, Jenni, Evelin, Mizael y Ruth.

A mis sobrinos Manuel, Uriel, Ulises, Mizael, e Ignacio.

A mi familia por su por su gran afecto y confianza en todo momento.

A mis amigos de la facultad: Carlos, Ulises, Arturo, Tom, Romeo, Fernando, Noemí, Néstor, Kiyoshi, David, Moni, Andrómeda, Judith, Beto, Mario y Guillermo por su compañía y apoyo. Y muy en especial a Gabriel por su serenidad, apoyo y compañerismo.

A mis amigos de la maestría: Itzel, Margarita, Verónica, Yira, Diana, Rosa, Alejandro y Diego.

**Y cuando de nuevo la doncella apareció y le ofreció su mano y corazón, él dijo:  
Hermosa, tu sola presencia me llena de deleite; tu voz conmueve a mi alma  
y la llena de arrobamiento; mi “yo” humano volaría hacia ti y sería feliz con tu amor.  
Mas el mundo entero anhela un amor que yo he venido a manifestar.  
Por ello debo mandarte a que te retires de mí; mas nos encontraremos después;  
Nuestros senderos por la tierra no estarán alejados unos del otro.  
Te veo entre las ansiosas multitudes de la tierra como ministradora de amor;  
escucho tu voz que entona cánticos que elevan los corazones de los hombres a cosas mejores.**

P.D Ouspensky, *Jesucristo en el templo de Heliópolis*

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>3</b>
<b>MARCO TEORICO</b> .....	<b>3</b>
1.1 RADIACION IONIZANTE .....	3
1.2 INTERACCION DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA [AT 86] .....	3
1.2.1 Radiación de frenado .....	3
1.2.2 Poder másico de frenado por colisión .....	4
1.2.3 Poder másico de frenado radiativo .....	5
1.2.4 Poder másico de frenado total .....	5
1.3 MAGNITUDES DOSIMETRICAS .....	5
1.3.1 Dosis .....	5
1.3.2 Curva de isodosis .....	6
1.3.3 Porcentaje de dosis en profundidad.....	7
1.4 DOSIMETRIA TERMOLUMINISCENTE .....	8
1.4.1 Termoluminiscencia .....	8
1.4.2 Modelo simple de termoluminiscencia .....	8
1.4.3 Curva de Brillo .....	10
1.4.4 Características del dosímetro TLD-100 .....	11
1.5 DOSIMETRIA CON PELÍCULA DE TINTE RADIOCRÓMICO.....	12
1.5.1 Películas de tinte radiocrómico .....	12
1.5.2 Película XR-QA.....	13
1.5.3 Respuesta de las PTR.....	13
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	<b>14</b>
<b>CLINICA</b> .....	<b>14</b>
2.1 ACELERADOR LINAC .....	14
2.2 MANIQUÍ .....	15
2.3 IRRADIACIÓN DE CUERPO ENTERO: PROTOCOLO DE LA AAPM REPORTE 23 [AA 87] .....	16
2.3.1 Introducción .....	16
2.3.2 Requerimientos de los haces de irradiación .....	16

2.3.3	Requisitos de la sala de irradiación .....	17
2.3.4	Técnicas de irradiación .....	17
2.3.5	Características del haz en el plano del tratamiento .....	17
2.3.6	Haces en campos dobles .....	17
2.3.7	Condiciones de operación del Linac (acelerador lineal).....	17
2.3.8	Monitoreo del haz. ....	17
2.3.9	Dosimetría e instrumentación .....	17
<b>CAPÍTULO 3</b>	.....	<b>17</b>
<b>METODO EXPERIMENTAL</b>	.....	<b>17</b>
3.1	DOSÍMETRÍA .....	17
3.1.1	Dosimetría TLD.....	17
3.1.2	Protocolo para hacer dosimetría PTR .....	17
3.2	CALIBRACIÓN DE LOS TLD Y LAS PTR.....	17
3.3	MEDIDA DE LAS CURVAS DE ISODOSIS .....	17
3.3.1	Irradiación de los TLD en el INCan .....	17
3.4	PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD.....	17
3.4.1	Irradiación de las PTR en el INCan.....	17
<b>CAPÍTULO 4</b>	.....	<b>17</b>
<b>RESULTADOS</b>	.....	<b>17</b>
4.1	CARACTERIZACIÓN DE LOS TLD .....	17
4.2	CALIBRACION DE LOS TLD Y LAS PTR .....	17
4.3	CURVAS DE ISODOSIS.....	17
4.4	PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD.....	17
<b>CONCLUSIONES</b>	.....	<b>17</b>
<b>PROTOCOLO</b>	.....	<b>17</b>
<b>REFERENCIAS</b>	.....	<b>17</b>



## INTRODUCCIÓN.

Actualmente en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan) se dan tratamientos de radioterapia para controlar la micosis fungoide (cáncer de piel). Para esto se irradia, con electrones de 6 MeV, al paciente acostado en la camilla del acelerador, con un gran número de campos de alrededor de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  lo que conduce a tiempos muy largos de tratamiento durante cada sesión (del orden de 3 horas).

Debido a esto, los físicos médicos del INCan quieren implementar una técnica en la cual el paciente se encuentra de pie a una distancia tal de la fuente de electrones, que pueda ser tratado con dos campos grandes ( $80 \times 100 \text{ cm}^2$ ) lo que reduce los tiempos de irradiación y de tratamiento. De acuerdo con el reporte 23 de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) es necesario que la dosis impartida en el plano de tratamiento por el haz total (suma de los dos haces) sea homogénea dentro de un 7% [AA 87].

El objetivo de esta tesis es la elaboración de un protocolo para realizar la dosimetría de un campo dual de electrones de energía nominal de 6 MeV utilizado en radioterapia de cuerpo entero.

El trabajo se basó en el reporte 23 de la AAPM midiéndose la dosis en el plano de tratamiento y el porcentaje de dosis en profundidad para un campo dual, utilizando un maniquí de agua. Debido a que se debe realizar esta dosimetría para cada paciente, antes de proporcionarle el tratamiento, se requiere tomar las medidas para los 6 campos duales de acuerdo con el protocolo para un sólo campo dual propuesto en esta investigación.

En la realización del estudio se utilizaron dosímetros termoluminiscentes (TLD) para la obtención de las curvas de isodosis, encontrándose la homogeneidad requerida del

campo en el plano de irradiación. Para obtener el porcentaje de dosis en profundidad y determinar la profundidad de dosis máxima, se usaron películas de tinte radiocrómico (PTR).

Este trabajo está dividido en cinco capítulos:

En el capítulo 1 se mencionan conceptos de importancia para la realización de este estudio, como la radiación ionizante, radiación de frenado, el poder másico de frenado total, dosis, curvas de isodosis y porcentaje de dosis en profundidad, así como las características de la dosimetría termoluminiscente y dosimetría con película de tinte radiocrómico.

En el capítulo 2 se muestra la descripción del acelerador lineal, la construcción del maniquí y el reporte 23 de la American Association of Physicists in Medicine para la irradiación de cuerpo entero con electrones.

En el capítulo 3 se da la descripción del desarrollo experimental realizado en el INCan, las condiciones de tratamiento y lectura de los dosímetros utilizados, la calibración de los TLD y las PTR y la medida de las distribuciones de dosis en el plano de tratamiento y en profundidad.

En el capítulo 4 se muestran los resultados experimentales obtenidos.

En el capítulo 5 se presentan las conclusiones obtenidas en este estudio, así como la propuesta del protocolo de la dosimetría de un haz de electrones de energía nominal de 6 MeV para realizar radioterapia de cuerpo entero.

# CAPÍTULO 1

## MARCO TEORICO

### 1.1 RADIACION IONIZANTE

A la radiación formada por fotones o partículas que, en su interacción con la materia produce iones ya sea directa o indirectamente, se le denomina *radiación ionizante* y puede ser clasificada de la siguiente manera:

*Radiación directamente ionizante.* Partículas cargadas rápidas, que ceden su energía directamente a la materia por muchas interacciones coulombianas a lo largo de las trayectorias de las partículas. [At 86]

*Radiación indirectamente ionizante.* Fotones de rayos  $\gamma$  o rayos X o neutrones que primero transfieren su energía a partículas cargadas en la materia a través de la cual experimentan una o pocas interacciones. Las partículas cargadas resultantes entonces entregan la energía a la materia.

### 1.2 INTERACCION DE LOS ELECTRONES CON LA MATERIA [AT 86]

#### 1.2.1 Radiación de frenado

De acuerdo con las leyes de la teoría electromagnética clásica, una partícula cargada y acelerada radía energía en forma de radiación electromagnética [Or 96], por lo que, cuando un haz de partículas cargadas incide en un medio, las partículas pueden ser desviadas o cambiar su velocidad emitiendo radiación electromagnética, llamada radiación de frenado o *bremstrahlung*, cuya intensidad es proporcional al cuadrado de su aceleración.

Para el caso de una partícula de masa  $m$  y carga  $ze$  que penetra en el campo eléctrico de un núcleo atómico de carga  $Ze$ , si la partícula interacciona electromagnéticamente experimentará una aceleración proporcional a

$$a \propto \frac{Zze^2}{m} \quad 1.1$$

Entonces, la intensidad de la radiación de frenado está dada por

$$I \propto \frac{Z^2 z^2 e^4}{m^2} \quad 1.2$$

Lo cual muestra que la intensidad es proporcional al cuadrado de la aceleración. También pone en evidencia que la radiación de frenado será más importante cuanto mayor sea el producto de las cargas eléctricas.

Vemos que la radiación de frenado es directamente proporcional al cuadrado del número atómico  $Z$  del material absorbente, por lo que para una misma partícula, la radiación de frenado será mayor en un medio pesado que en un medio ligero.

### 1.2.2 Poder másico de frenado por colisión

Se define como la rapidez de pérdida de energía, por unidad de longitud de trayectoria, debida a las interacciones de colisión, que producen ionización y excitación de los átomos del medio. Se denota por [At 86]

$$\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_c \quad 1.3$$

Donde  $T$  es la energía cinética del electrón,  $x$  la longitud de trayectoria y  $\rho$  la densidad del medio absorbedor.

Normalmente, las unidades que se usan son:

$$\frac{MeV}{g/cm^2} \quad \text{o} \quad \frac{J}{kg/m^2}$$

### 1.2.3 Poder másico de frenado radiativo

Se define como la rapidez de pérdida de energía, por unidad de longitud de trayectoria, debida a las interacciones radiativas, basado únicamente en la producción de radiación de frenado. La radiación electromagnética puede propagarse por el medio material y disipar su energía en un punto muy lejano del lugar en que se ha originado. Se denota por

$$\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_r \quad 1.4$$

Las unidades son las mismas que en el caso anterior.

### 1.2.4 Poder másico de frenado total

El poder másico de frenado total está dado por la suma del poder másico de frenado por colisión y del poder másico de frenado radiativo, o sea

$$\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_{total} = \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_c + \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_r \quad 1.5$$

## 1.3 MAGNITUDES DOSIMETRICAS

### 1.3.1 Dosis

Para definir el concepto de *dosis absorbida* es conveniente primero entender el significado de la *energía impartida*  $\epsilon$ , que está dada por

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \Sigma Q \quad 1.6$$

Donde  $(R_{in})_u$  y  $(R_{out})_u$  son las energías radiantes de partículas no cargadas que entran y que salen del volumen, respectivamente,  $(R_{in})_c$  y  $(R_{out})_c$  son las energías radiantes de partículas cargadas que entran y que salen del mismo volumen, respectivamente y  $\Sigma Q$  es la energía neta liberada a partir de la masa en reposo.

La dosis absorbida se define como el valor esperado de la energía impartida por la radiación a la materia, por unidad de masa en un volumen dado  $V$ , esto es

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \tag{1.7}$$

La dosis absorbida es importante para todo tipo de radiación ionizante, sea ésta directa o indirectamente ionizante, así como para cualquier fuente de radiación ionizante distribuida dentro de un medio absorbente.

La unidad en el sistema internacional (SI) es el J/Kg que se denomina Gray y se representa por Gy.

### 1.3.2 Curva de isodosis

Para determinar la distribución de la dosis en un medio, se mueve un pequeño detector de radiación a través de éste, o bien, se pueden colocar en él varios de estos detectores. La forma del campo de radiación es usualmente rectangular y son medidas las distribuciones de dosis del campo perpendicular al haz. Los puntos de igual dosis de radiación son graficados como curvas continuas, llamadas curvas de isodosis. Al punto de máxima dosis de radiación se le asigna usualmente el valor del 100%, y se pueden evaluar las curvas de isodosis de porcentajes menores (90%, 80%,..., 10%). [Ca 78]

El proceso de determinación de la mejor combinación del haz de radiación y su orientación es una parte de la planeación de tratamiento.

### 1.3.3 Porcentaje de dosis en profundidad

El porcentaje de dosis en profundidad PDP, se define como el cociente de la dosis a una profundidad determinada  $D(d)$  y la dosis a la profundidad de dosis máxima  $D(d_{\max})$  paralelo al eje del haz.

$$PDP = \frac{D(d_0)}{D(d_{\max})} \times 100 \quad 1.8$$

Para cada medida de PDP se deben de establecer las condiciones de referencia: tamaño de campo, energía del haz, distancia de fuente superficie, etc.

En la Figura 1.1 se muestra la curva de porcentaje de dosis en profundidad para electrones de 6 MeV. Se observa que la dosis se incrementa hasta a la dosis máxima  $D_{\max}$ , y cae rápidamente hasta una profundidad igual al alcance de los electrones y posteriormente se observa un bajo nivel de dosis debido a la radiación de frenado.

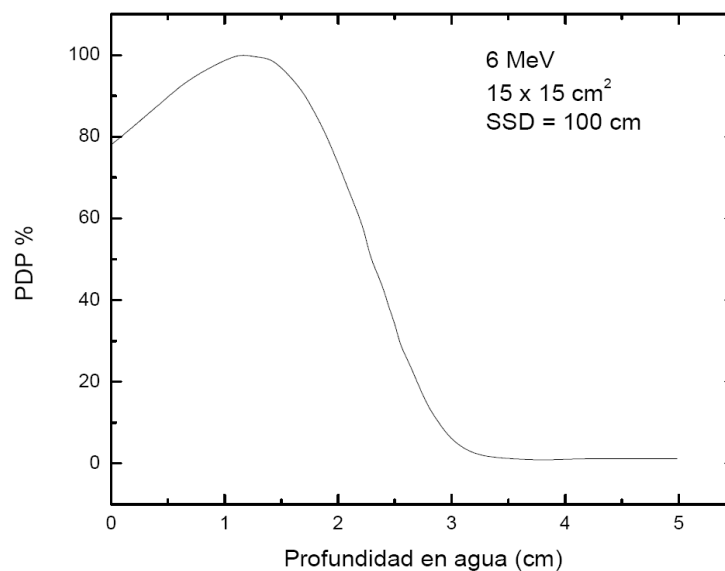


Figura 1.1 Curva de porcentaje de dosis en profundidad para un haz de electrones de 6 MeV con un campo de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  a un  $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ .

## **1.4 DOSIMETRIA TERMOLUMINISCENTE**

### **1.4.1 Termoluminiscencia [Re 97]**

Todo cristal llamado luminiscente presenta el fenómeno de luminiscencia, esto es, la emisión de luz después de la absorción inicial de energía desde una fuente externa de energía (luz ultravioleta o radiación de alta energía). La emisión puede ser categorizada como fluorescencia o fosforescencia dependiendo de la característica del tiempo de vida  $\tau$  entre la absorción de la energía de excitación y la emisión de la luminiscencia. Para emisión luminiscente con  $\tau \leq 10^{-8}$  s el proceso se llama fluorescente, y para  $\tau \geq$  algunos pocos segundos el proceso es fosforescente.

La termoluminiscencia se puede interpretar como una fosforescencia acelerada por el aumento en la temperatura.

### **1.4.2 Modelo simple de termoluminiscencia [Gr 81]**

La mayoría de los materiales cristalinos almacena la mayor parte de la energía absorbida en su estructura cuando se irradian con radiación ionizante. Si el material es subsecuentemente calentado, parte de la energía almacenada es liberada como luz.

En la estructura de un cristal inorgánico, los niveles electrónicos de energía exteriores son perturbados por una interacción mutua entre los átomos de manera que se tienen niveles de energía ensanchados, llamados bandas de energía permitida, separados por regiones de energía prohibida. Las bandas se extienden por todo el cristal y los electrones se mueven dentro sin una contribución adicional de energía. La banda de valencia está separada de la banda de conducción por una brecha de energía de unos cuantos eV. Si los electrones en la banda de valencia reciben suficiente energía son transferidos a la banda de conducción, dejando una vacancia en la banda de valencia



llamada un hoyo positivo. El electrón y el hoyo positivo se mueven independientemente a través de sus respectivas bandas.

Lo dicho anteriormente se cumple para los cristales perfectos. En la práctica ocurren variaciones en las bandas de energía debido a la existencia de defectos en la estructura o a la presencia de impurezas. Estas variaciones producen niveles locales de energía permitida en las regiones prohibidas entre la banda de valencia y la banda de conducción.

Cuando el cristal es irradiado un electrón en la banda de valencia V puede recibir suficiente energía hasta conseguir llegar a la banda de conducción C, (Figura 1.2a paso 1) y migra a través de ella (paso 2) desde la cual puede regresar a la banda de valencia o al centro de recombinación o luminiscente (paso 3) o puede caer en la trampa H (paso 4).

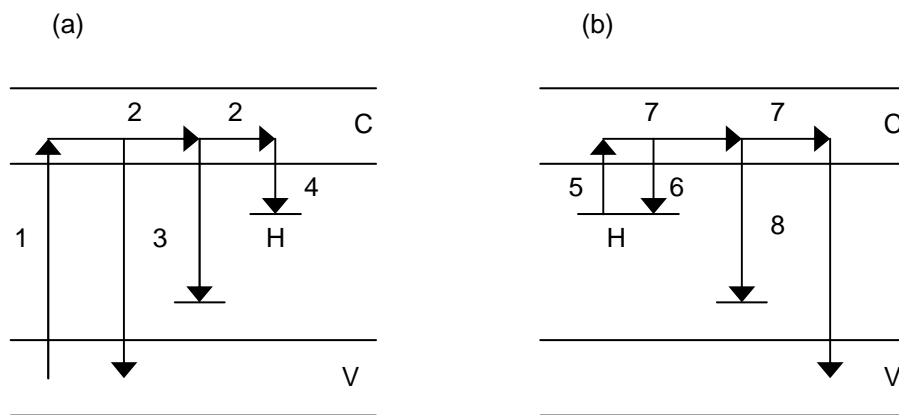


Figura 1.2 Proceso de termoluminiscencia a) .Irradiación, b) Calentamiento.

Si la trampa en que el electrón es atrapado no es muy profunda, el electrón puede recibir suficiente energía a temperatura ambiente para salir de la trampa y recombinarse. Si la trampa es profunda el cristal puede necesitar ser expuesto a altas temperaturas para que los electrones reciban suficiente energía térmica para alcanzar la banda de conducción (Figura 1.2 b paso 5) desde donde puede caer en la trampa

(paso 6) o emigrar a través de la banda de conducción (paso 7) y caer en el centro de recombinación o en la banda de valencia (paso 8). Si estas transiciones están acompañadas por la emisión de luz, el fenómeno es llamado termolumiscencia.

Si la transición del nivel H a C ocurre a una temperatura  $T$ , donde la energía  $E$  de separación entre H y C es tal que  $E \geq$  algunos  $kT$  ( $k$  es la constante de Boltzmann) entonces es probable que el electrón permanezca en H por un largo periodo. En este caso se tiene una distribución maxweliana de energías, la probabilidad de escape de los electrones por unidad de tiempo  $p$ , para la excitación térmica desde la trampa H es exponencialmente dependiente de la temperatura de acuerdo con

$$p = s \exp\{-E / kT\} \quad 1.9$$

donde  $s$  es una constante llamada factor de frecuencia, con dimensiones del recíproco de tiempo. De este modo, el tiempo entre la excitación y la relajación final para volver al estado base es retrasado porque el electrón permanece en el estado metaestable H.

### 1.4.3 Curva de Brillo

Si suponemos que la intensidad de la luz emitida es proporcional a la razón de escape de los electrones de las trampas, se observa un pico de brillo termoluminiscente a la temperatura  $T_m$ , donde  $T_m$  es la temperatura a la cual la tasa de escape de los electrones de sus trampas es máxima.

La presencia de varias trampas en un cristal da lugar a múltiples picos de brillo. La intensidad de brillo contra el incremento de la temperatura se conoce como curva de brillo la cual es característica de cada tipo de dosímetro. En la Figura 1.3 se muestra una curva de brillo de TLD-100 irradiado con rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ .

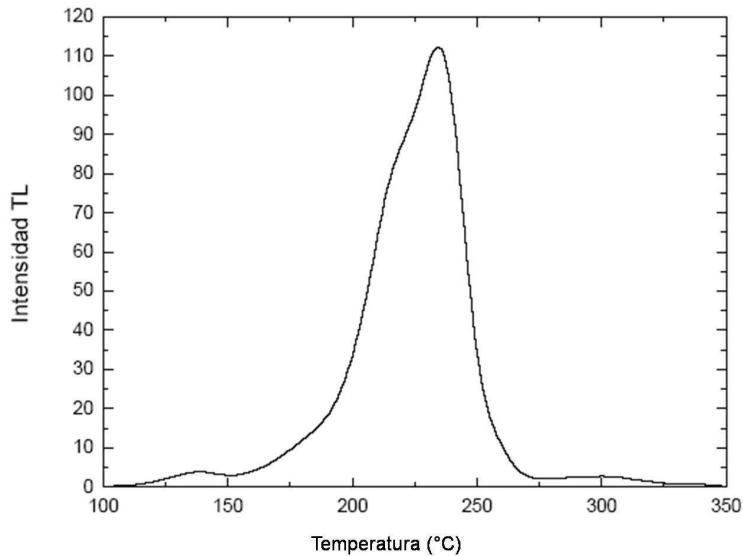


Figura 1.3 Curva de brillo de TLD-100 irradiado con rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ .

#### 1.4.4 Características del dosímetro TLD-100

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) son ampliamente usados para medidas en aplicaciones médicas y dosimetría espacial, ambiental y personal. En este trabajo se usaron dosímetros comerciales de fluoruro de litio,  $\text{LiF:Mg,Ti}$  (TLD-100), que consisten en polvo sinterizado a alta presión.

Las principales características de estos dosímetros son: dimensiones de  $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$ , densidad de  $2.64 \text{ g/cm}^3$ , número atómico efectivo de 8.2 y desvanecimiento<sup>1</sup> del 5 % al año. [Zo 00]

Se pueden mencionar algunas de las ventajas del uso de TLD-100: su tamaño facilita su colocación en sitios de pequeñas dimensiones y de difícil acceso; su número

---

<sup>1</sup> Entendiendo por desvanecimiento la pérdida de información (intensidad TL) en función del tiempo transcurrido desde la irradiación hasta la evaluación del dosímetro.

atómico (8.2) es convenientemente equivalente al del tejido humano (7.6) [At 86]; su respuesta es lineal hasta 10 Gy [Ga 96], son reutilizables y tienen una precisión adecuada para las medidas que se realizan en aplicaciones médicas.

Para su reutilización el TLD-100 es sometido a un proceso previo de horneado (el cual restablece las condiciones iniciales del dosímetro), éste se menciona en la sección 3.1.3.

El rendimiento del dosímetro puede ser afectado por distintos factores; exposición a la luz ultravioleta, humedad a la que se somete, historial del dosímetro, estado de limpieza, etc.

## **1.5 DOSIMETRIA CON PELÍCULA DE TINTE RADIOCRÓMICO**

La dosimetría con películas de tinte radiocrómico (PTR) se efectúa midiendo su oscurecimiento, que aumenta con la energía total absorbida por la película. El oscurecimiento es entonces determinado por un método apropiado de medición.

### **1.5.1 Películas de tinte radiocrómico**

En 1988 se introdujeron las PTR llamadas GafChromic, este tipo de película consiste básicamente de una capa radio-sensible elaborada con microcristales orgánicos incoloros dispersos en un gel, una capa adhesiva y una película de plástico que sirve de soporte del gel. [Co 05]

La parte sensible de las PTR contiene un sustrato microcristalino compuesto de un monómero llamado diacetileno, cuyos átomos se encuentran dispuestos en forma de cadenas. Cuando la radiación ionizante interacciona con la parte sensible, las cadenas de monómeros empiezan a rotar y a trasladarse hasta que se combinan formando polímeros, y produciendo así un cambio de tono de color en la película. [Co 05]

### 1.5.2 Película XR-QA

Las películas GrafChromic tipo XR-QA, que son usadas para esta tesis, tienen dos capas radio-sensibles con un espesor aproximado de 25  $\mu\text{m}$  cada una, colocadas entre dos láminas de poliéster de 97  $\mu\text{m}$ , una transparente de color amarillo y una blanco opaco.

Si la película es expuesta a radiación ionizante, el color amarillo de la película sin irradiar empieza a tornarse más oscuro conforme la dosis aumenta.

Cuando la dosis impartida a la XR-QA excede el límite admitido por la película (0.2 Gy) o es sometida a temperaturas mayores que 60  $^{\circ}\text{C}$ , se forma un entrecruzamiento de las cadenas de los monómeros que produce una coloración rojiza. [Re 06]

Las XR-QA son sensibles a la exposición a la luz ultravioleta, a la humedad y a la temperatura, por lo que en su almacenamiento se debe tener un control sobre estos factores.

### 1.5.3 Respuesta de las PTR

La respuesta óptica de las PTR se define como el cambio en la densidad óptica de una película al ser irradiada, donde el cambio de la densidad óptica puede entenderse como el oscurecimiento de la PTR. La respuesta óptica está dada por

$$R = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) \quad 1. 10$$

Donde  $I_0$  es la intensidad de tono de color de la película no irradiada e  $I$  la intensidad de color de la película irradiada.

## CAPÍTULO 2

### CLINICA

#### 2.1 ACELERADOR LINAC

Uno de los modos para realizar las terapias con haces externos es mediante el uso de aceleradores lineales médicos, llamados así porque los electrones son acelerados de un modo lineal a lo largo de la guía de aceleración.

El pulso de microondas se producen en un oscilador de alta frecuencia, este pulso es amplificado en el *Klyston*, la salida del *Klyston* se conecta a una guía de ondas que transporta el pulso de microondas a la guía aceleradora. El cañón de electrones, proporciona los electrones que serán acelerados en la guía aceleradora. Al final de la guía se encuentra un discriminador magnético de energías que selecciona los electrones con la energía requerida. La guía de ondas y la de aceleración así como el discriminador magnético son mantenidos bajo un alto vacío para prevenir la ionización no deseada en el viaje de los electrones a través de la guía aceleradora. Si se desea utilizar el haz de electrones, el haz de electrones es entonces dirigido a un dispersor de bajo número atómico que proporcione un haz intenso. Pero si se desea utilizar un haz de fotones, el haz de electrones es dirigido a un blanco con alto número atómico para producir radiación de frenado. En la Figura 2.1 se muestra el acelerador lineal Clinac® 2100 que se utilizó en este trabajo, el cual pertenece al Instituto Nacional de Cancerología (INCan). En él se producen haces de electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV y fotones 6 y 15 MV.



Figura 2.1 Acelerador Lineal Clinac® 2100.

## 2.2 MANIQUÍ

En este trabajo se diseñó un maniquí, que se fabricó en el Instituto de Ciencias Nucleares (ICN) de la UNAM, y consta de tres módulos paralelepípedos de acrílico que se llenan de agua para simular el cuerpo del paciente (Figura 3.5). Las dimensiones de estos se pueden observar en la Tabla 2.1.

	Largo (cm)	Ancho (cm)	Altura (cm)
Módulo 1	53.5	52.5	49.5
Módulo 2	30	52.5	50
Módulo 3	30	52.5	50

Tabla 2.1. Dimensiones de los tres módulos que componen al maniquí.

## **2.3 IRRADIACIÓN DE CUERPO ENTERO: PROTOCOLO DE LA AAPM REPORTE 23 [AA 87]**

### **2.3.1 Introducción**

El reporte 23 de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [AA 87] describe la técnica y dosimetría para una terapia de irradiación de cuerpo entero con electrones (TSET- Total Skin Electron Therapy) con energías entre 3 y 7 MeV en los pacientes, 4 y 10 MeV en el haz de salida del acelerador (energía nominal). Los requerimientos del haz de irradiación están identificados con base en las necesidades clínicas para el tratamiento del linfoma cutáneo de células T, un linfoma crónico progresivo, la mayoría de las veces tratado con TSET. La micosis fungoide es un tipo de linfoma cutáneo de células T. Esta terapia es también identificada en la literatura como irradiación de piel completa, irradiación superficial o con haz de electrones.

### **2.3.2 Requerimientos de los haces de irradiación**

Los requerimientos para los haces de irradiación involucran características del haz de electrones para el tratamiento y el tipo de enfermedad. Se incluyen especificaciones de: medidas del campo, penetración del haz, energía, dosis, intervalo de la dosis, aplanado del campo en el plano del tratamiento, radiación X de fondo y del número de campos. El paciente debe de estar de pie. El requerimiento principal es tratar la superficie del cuerpo entero a una profundidad limitada y a una dosis uniforme usando electrones con una baja radiación de fondo.

El campo del haz de electrones en el plano de tratamiento del paciente debe ser aproximadamente de 200 cm de alto por 80 cm de ancho, abarcando al paciente. Dentro de este rectángulo, se puede lograr una uniformidad vertical de  $\pm 8\%$  y una uniformidad horizontal de  $\pm 4\%$  sobre el área central de 160 cm x 60 cm del plano del tratamiento para la mayoría de las técnicas. La uniformidad de la dosis obtenida en el plano de tratamiento durante el estudio en el maniquí no puede ser reproducida sobre el



paciente. Kumar et al.[AA 87], por ejemplo, encontraron que una variación de  $\pm 7.5\%$  en el plano del tratamiento puede incrementarse a  $\pm 15\%$  en el paciente debido a la distancia variable de la piel a la ventana del acelerador, al autoblandaje, y al movimiento del paciente, excepto en la región perineal en donde la dosis puede caer al 30 o 40% de los valores prescritos.

La profundidad de penetración del haz usualmente se modifica con el estado y el tipo de enfermedad, utilizando haces de electrones de diferente energía, y puede variar sobre la superficie del cuerpo debido a la diferencia en las distancias entre ésta y la ventana del acelerador. La mayoría de las lesiones se pueden tratar con haces con un intervalo en profundidad de penetración desde aproximadamente 5 mm a 15 mm.

### **2.3.3 Requisitos de la sala de irradiación**

Para proveer una dosis uniforme sobre el alto y el ancho del paciente usualmente se necesitan distancias grandes entre la ventana del acelerador y el paciente, típicamente de 2 a 7 metros, habiendo una dependencia entre la distancia y la técnica. Las salas de tratamiento existentes tienen diseños que pueden restringir el uso de la técnica TSET.

### **2.3.4 Técnicas de irradiación**

Es necesario tomar las precauciones adecuadas en el uso de los electrones producidos en el acelerador para tener un bajo fondo de rayos-X en el procedimiento de los tratamientos, y estar seguro de que el haz de electrones es monitoreado apropiadamente para no sobreexponer inadvertidamente al paciente.

La dosis acumulada debida a la componente de los rayos-X medida a 10 cm de profundidad y promediada sobre el volumen del paciente para todos los campos es típicamente de 1 a 4 % de la máxima dosis de electrones recibida en o cerca de la superficie. Los números más altos están asociados con las altas energías, con las técnicas no óptimas de dispersión del haz y el uso de algunos campos. Un 4 % de la

dosis promedio debida a rayos X (aproximadamente 1.5 Gy) sobre el cuerpo es considerada clínicamente insatisfactoria por algunos practicantes.

#### **2.3.4.1 Pares de haces inclinados de electrones**

La mayoría de los métodos comúnmente usados para obtener campos grandes para la irradiación completa de la piel con un acelerador lineal isocéntricamente montado utilizan pares de haces inclinados (de dos a ocho). Esta técnica está ilustrada en la Figura 2.2. Usualmente es colocado un dispersor externo frente a la ventana del acelerador localizada a varios metros del paciente. Esta geometría resulta en una distribución de dosis razonablemente uniforme en el plano del tratamiento. Los ángulos de los dos campos se determinan de manera que cada campo contribuya con el 50 % de la dosis en el punto de calibración.

El eje central del haz se dirige por debajo de los pies del paciente para la mitad del tratamiento y por encima de la cabeza para el resto. Típicamente los ángulos entre los haces y el plano del tratamiento, que se encuentra a 3 metros de la ventana del acelerador son de  $\pm 20^\circ$ .

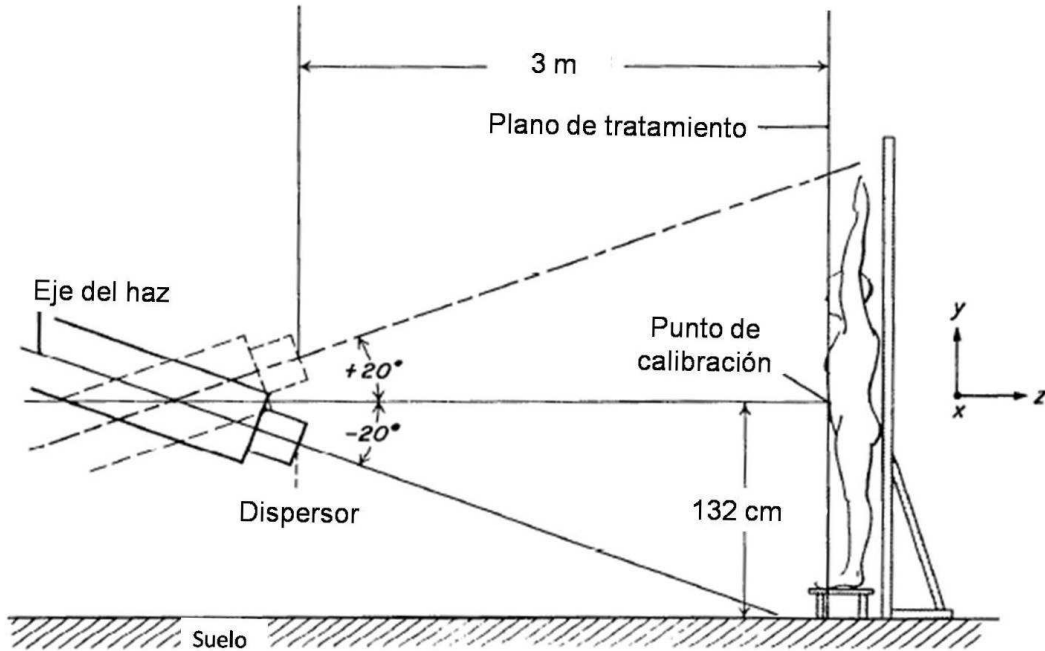


Figura 2.2 Arreglo geométrico de la técnica de tratamiento con dos campos simétricos. Se dan exposiciones iguales con cada campo. El punto de calibración está en  $x = 0$  y  $y = 0$  en el plano de tratamiento.

### 2.3.5 Características del haz en el plano del tratamiento

Las características dosimétricas del haz del TSET son examinadas para un sólo haz horizontal, un sólo ángulo del haz en doble campo y para el arreglo completo para los seis haces en dobles campos mostrados en la Figura 2.3. Estos parámetros incluyen la dosis en profundidad, la distribución de isodosis, el aplanado del campo en el plano de tratamiento y el fondo de rayos-X. Por ejemplo, usando electrones de 8 MeV de energía nominal, se tiene que la contribución de los rayos-X de fondo a la dosis es del 0.7 % para cada campo doble.

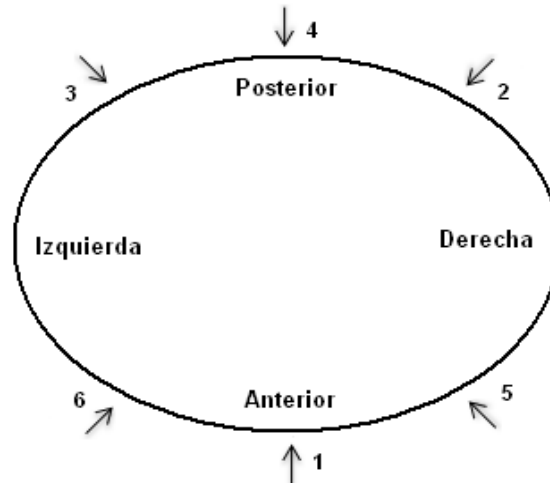


Figura 2.3 Orientación angular de los seis campos duales para el tratamiento del paciente.

### 2.3.6 Haces en campos dobles

Dos campos inclinados pueden proporcionar una mejor uniformidad de dosis sobre áreas del tamaño de las dimensiones del paciente. En esta técnica se dan dos exposiciones iguales, una para cada ángulo de los dos componentes del campo doble como se muestra en la Figura 2.2.

La Figura 2.4 ilustra una curva típica de dosis en profundidad en agua para un sólo campo doble y para seis campos dobles en  $\theta = \pm 20^\circ$  para las mismas condiciones de operación del LINAC. La energía más probable del haz de electrones,  $E_{p,o}$ , en la superficie del maniquí para un sólo campo doble es de 3.8 MeV calculada a partir del alcance práctico  $R_p$  de 1.7 cm usando la ecuación  $E_{p,o} = 1.95 R_p + 0.48$ . La energía promedio  $E_o$ , en la superficie del maniquí para un sólo campo doble es de 2.6 MeV calculada para el alcance  $R_{50}$  de 1.1 cm con  $E_o = 2.33 R_{50}$ .

Los rayos-X debidos a los campos dobles están dirigidos a la parte superior y a la inferior del paciente que se encuentra de pie, resultando en los perfiles dados en la Figura 2.5. Su promedio es de alrededor de 0.7% para un sólo campo doble y alrededor

del 1.5% para una irradiación completa de seis campos dobles (en cualquier punto, tres campos dobles contribuyen a dosis de electrones y seis a dosis de rayos X).

DOSIS EN PROFUNDIDAD PARA TRATAMIENTOS CON CAMPOS GRANDES DE ELECTRONES PARA  $\theta = \pm 20^\circ$

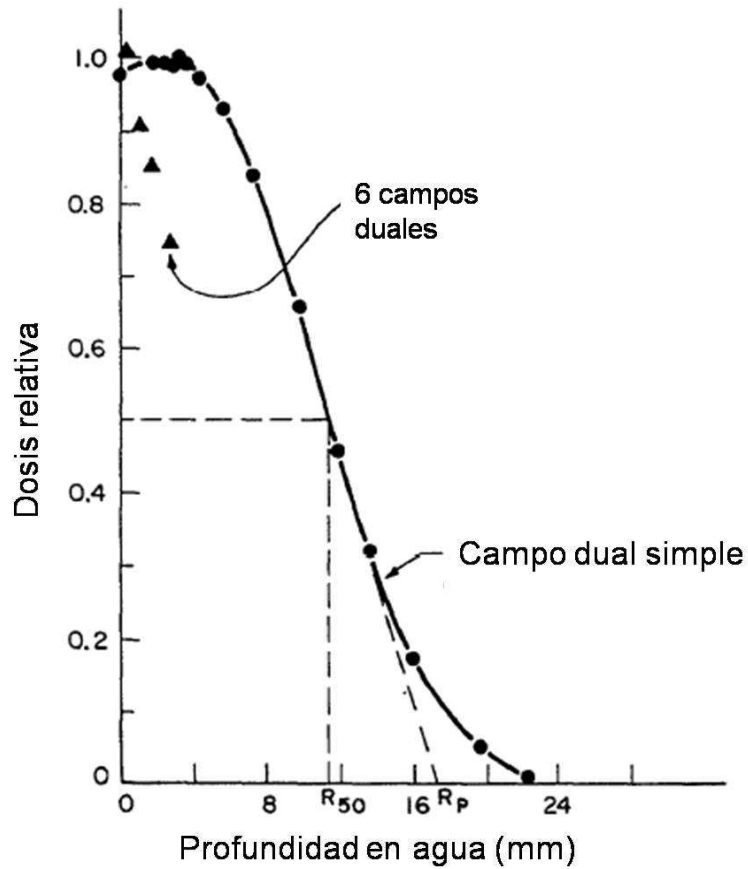


Figura 2.4 Dosis relativa como función de la profundidad para una única exposición con un campo doble a  $\pm 20^\circ$  para una energía nominal de 4 MeV.

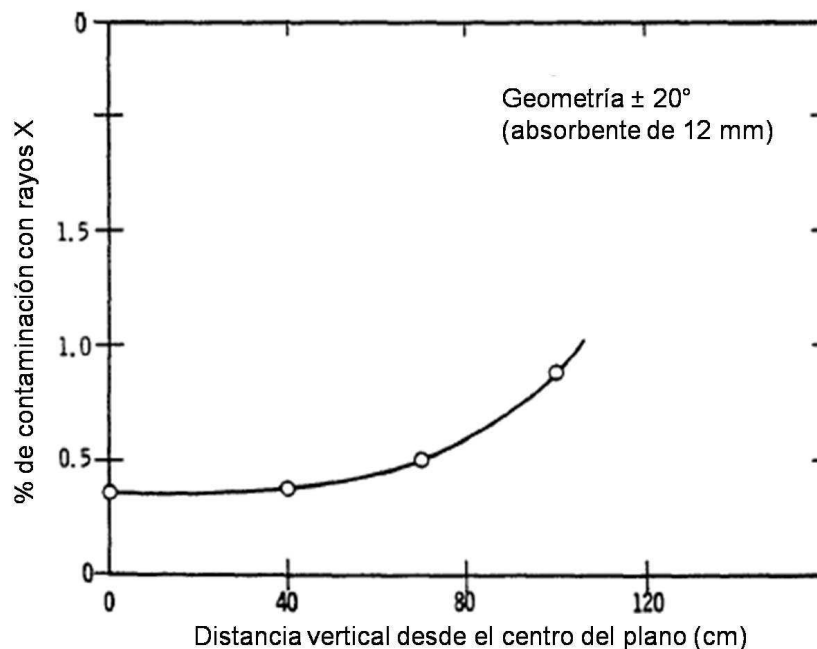


Figura 2.5 Fondo de rayos-X relativo en la dirección y a  $x = 0$  para un campo doble. Las medidas fueron realizadas a una profundidad de  $4.0 \text{ g/cm}^2$  de poliestireno.

### 2.3.7 Condiciones de operación del Linac (acelerador lineal)

#### 2.3.7.1 Parámetros de operación del Linac (Acelerador lineal)

Los parámetros de operación incluyen las UM por minuto<sup>2</sup> y la energía del haz, junto con el ajuste del colimador. Es fundamental que la energía del haz sea estable y reproducible para tener un tratamiento de TSET satisfactorio. En algunos aceleradores lineales, cuando hay una gran distancia fuente superficie (SSD), los cambios en la energía pueden mover los campos lateralmente y producir cambios en la dosis de calibración y la uniformidad del haz.

<sup>2</sup> La unidad monitor (UM) es una medida del rendimiento de un acelerador lineal en radioterapia. Los aceleradores lineales son calibrados para una energía específica tal que 1 UM da una dosis absorbida de  $0.01 \pm 2\%$  cGy a la profundidad de dosis máxima para un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}$  y a una distancia fuente-isocentro de 100 cm.

Es necesaria una gran corriente del haz para tener una tasa de dosis alta en el plano del tratamiento del paciente a varios metros de distancia (e.g al menos 0.25 Gy/min en  $D_{m\acute{a}x}$ , la dosis máxima). Es deseable que se tengan tasas de dosis en el paciente de 1 Gy/min o más altas para reducir el tiempo de tratamiento y redundando en una menor fatiga del paciente.

### **2.3.7.2 Dispensor del haz y reductor de energía**

Para obtener campos grandes y uniformes de electrones de baja energía, para tratamientos TSET, es necesario interponer materiales para la dispersión del haz y se puede requerir material adicional para reducir la energía del haz a un valor deseado a partir de una energía disponible más alta.

Los materiales gruesos utilizados principalmente para este último propósito se denominan "reductores de energía" o "desaceleradores". Los materiales delgados utilizados principalmente para difundir el haz se denominan "dispensores". Ambos materiales dispersan el haz de electrones incidente y reducen su energía, y generan rayos-X de frenado.

La posición a lo largo del eje del haz del material usado para degradar la energía del haz es importante en la determinación de la tasa de dosis de electrones, la uniformidad, la dosis en profundidad y la radiación X de fondo relativa sobre el plano del tratamiento, debido a su efecto sobre la dispersión de los electrones.

Kumar, et al.[AA 87] encontraron que para un haz de electrones de 6 MeV, se obtiene una intensidad relativa de rayos X > 15% cuando la placa dispersora-reductora de plexiglás de 9.6 mm es montada frente a la superficie del colimador. Cuando se monta como un gran panel a 15 cm del paciente, la intensidad de rayos X es reducida a menos del 2%.

### **2.3.8 Monitoreo del haz.**

Hay tres posibilidades en la colocación de la cámara de ionización monitor.

- a) Cámaras de transmisión existentes situadas a unos 25 cm o menos de la ventana del acelerador.
- b) Cámaras exteriores colocadas en o cerca de la superficie frontal del cabezal a 50 cm de la fuente de electrones.
- c) Cámaras externas colocadas en o cerca del plano de tratamiento del paciente, usualmente de 2 a 7 metros de distancia.

### **2.3.9 Dosimetría e instrumentación**

La dosimetría para TSET es difícil y compleja debido a la necesidad de medir y evaluar la dosis absorbida en una zona amplia en el plano de tratamiento de los pacientes. Estas grandes áreas espaciales no se prestan fácilmente a la medición con escáneres lineales convencionales y equipos medidores de isodosis. Si se requieren una calibración y una dosimetría precisas se debe tener una atención especial debido al corto alcance de los electrones.

Muchos detectores de radiación son demasiado gruesos para estos campos con altos gradientes de dosis en profundidad, o exhiben variaciones significativas en la respuesta direccional. La corriente eléctrica generada por el pequeño volumen de las cámaras de ionización de alta resolución es a menudo tan pequeña que el ruido y las señales espurias derivadas de la irradiación del cable se vuelven dominantes. Sin embargo, con la elección de los detectores y los instrumentos adecuados, observando las precauciones y cuidados adecuados se pueden obtener medidas de dosis válidas para su uso en el tratamiento de los pacientes.



### **2.3.9.1 Métodos de dosimetría**

Hay muchos detectores de radiación disponibles para la adquisición de datos, pero la elección del correcto es importante para TSET. Los detectores adecuados para esta tarea son las cámaras de ionización, las películas, los materiales termoluminiscentes, los dosímetros de Fricke, los colectores de electrones, y las copas de Faraday. Es imprescindible conocer en detalle cómo funciona cada uno, de modo que se aprovechen sus características especiales.

## **CAPÍTULO 3**

### **METODO EXPERIMENTAL**

#### **3.1 DOSÍMETRÍA**

Como se indicó en las secciones 1.4 y 1.5, los dosímetros utilizados en este trabajo son los dosímetros comerciales TLD-100 y las películas de tinte radiocrómico Gafchromic XR-QA, que cuentan con un gran número de referencias en la literatura científica, para el uso de la medición de la radiación ionizante.

##### **3.1.1 Dosimetría TLD**

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) antes de ser irradiados se sometieron a un tratamiento térmico de 400 °C durante 1 hora y después a 100 °C durante 2 horas [Ga 96]. Después de las dos fases de horneado los TLD son enfriados a temperatura ambiente. El tratamiento térmico a 400°C restablece las condiciones iniciales de los dosímetros, pues borra la señal que se ha acumulado durante su almacenamiento y el de 100°C estabiliza la contribución a la señal termoluminiscente de los picos de baja temperatura.

##### **3.1.1.1 Equipo lector TL**

El instrumento utilizado para medir la respuesta termoluminiscente (STL), una vez que se han irradiado los dosímetros, es llamado lector TL, en la Figura 3.1 se muestra un diagrama esquemático. El TLD es colocado en la plancheta a temperatura ambiente y calentado al paso de una corriente eléctrica por ella. Al ser calentado el dosímetro emite luz que llega al tubo fotomultiplicador (TFM), el cual convierte la luz en corriente eléctrica y por último se amplifica la señal. La señal amplificada es integrada en un integrador durante el tiempo que dura la lectura. La lectura se realiza en una atmósfera de N<sub>2</sub> para evitar la oxidación de la plancheta y disminuir su emisión en el infrarrojo.

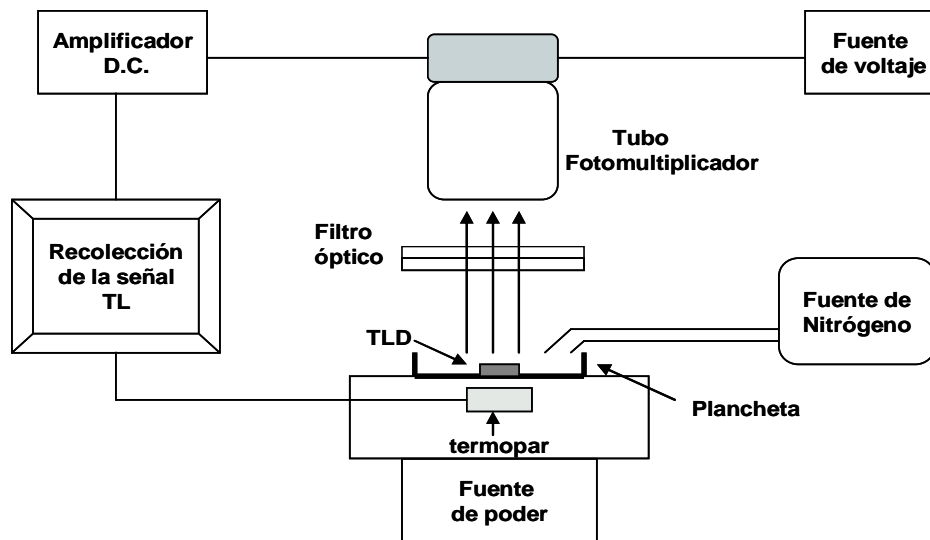


Figura 3.1 Diagrama esquemático de un lector TL.

En este caso se utilizó un equipo lector de la marca Harshaw modelo 3500 que pertenece al ICN de la UNAM, el cual se muestra en la Figura 3.2. El perfil de calentamiento utilizado durante todas las mediciones de este trabajo es: rapidez de calentamiento de  $10^{\circ}\text{C/s}$ , calentando desde  $50^{\circ}\text{C}$  hasta  $350^{\circ}\text{C}$ .



Figura 3.2 Equipo lector Harshaw modelo 3500 ICN.

### 3.1.1.2 Caracterización de los TLD

La caracterización de los TLD consiste en que a cada cristal se le asigna un factor individual de sensibilidad  $f_i$ , el cual es determinado con respecto al valor promedio de lectura del grupo de los 77 dosímetros utilizados.

Usando la fuente calibrada de  $^{60}\text{Co}$ , del GammaCell del ICN, se irradiaron los dosímetros a la misma dosis en dos ocasiones.

La irradiación de los dosímetros se realizó bajo condiciones de equilibrio de partícula cargada<sup>3</sup>, colocándolos en medio de dos placas de lucita de 0.6 cm de grosor para posteriormente leer su respuesta en el equipo lector.

El factor individual de sensibilidad  $f_i$  para cada detector se obtiene a partir de la expresión 3.1 [Mu 94]. Este factor disminuye las incertidumbres de las medidas de cada dosímetro con relación al grupo.

$$f_i = \frac{\bar{m}}{m_i} \quad 3.1$$

Donde  $\bar{m}$  es el valor promedio del grupo y  $m_i$  es la lectura del detector  $i$ . Este factor individual es obtenido desde la primera utilización de un grupo, siendo empleado al corregir nuevas medidas del grupo durante los experimentos.

### 3.1.2 Protocolo para hacer dosimetría PTR

Las PTR son sensibles a la luz ultravioleta, a la humedad y a la temperatura, por lo que su almacenamiento debe ser en un medio seco y oscuro, además de que no se deben

---

<sup>3</sup> El equilibrio de partícula cargada existe para un volumen  $v$  si cada partícula cargada de un determinado tipo y energía que sale de  $v$  es remplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra en  $v$ .

exceder los 60°C de temperatura pues se produce una coloración rojiza en las películas lo cual altera la medida de la dosis.

El tiempo necesario para que se produzca la estabilización de las reacciones químicas después de que las películas fueron irradiadas es de al menos 72 horas. Es por tal motivo que se recomienda que las lecturas se realicen después de este tiempo para contar con una mayor reproducibilidad en ellas.

### 3.1.2.1 Lectura de las PTR

Una vez transcurrido el tiempo que se recomienda para la estabilización de las reacciones químicas, la respuesta de las películas se determina obteniendo imágenes digitalizadas de las PTR empleando un escáner. Para este trabajo se utilizó un escáner Microtek TNA 16000 Scan Maker 9800X4 (Figura 3.3) que pertenece al Taller de Física de Radiaciones que se encuentra en la Facultad de Ciencias de la UNAM. Las PTR se digitalizaron en colores con una resolución de 300 pixeles por pulgada (ppp) con todas las funciones de corrección automática desactivadas.



Figura 3.3 Escáner Microtek utilizado para digitalizar las películas de tinte radiocrómico.

Una vez concluida la digitalización de las PTR, se efectúa el análisis de las imágenes, el cual se realiza haciendo uso del programa ImageJ Launcher [ImageJ]. Con éste se descompone la imagen en los tres colores: rojo, verde y azul. Se elige el que más convenga, o sea el que no se sature y a la vez que no presente una respuesta muy débil. En este trabajo se utilizó convenientemente el color rojo.

### 3.2 CALIBRACIÓN DE LOS TLD Y LAS PTR

Para la calibración de los TLD y las PTR en el INCan se montó el dispositivo mostrado en la Figura 3.4.

Se utilizó un haz de electrones de 6 MeV, una distancia fuente superficie de 100 cm, un campo de  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  con un cono de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , los dosímetros se colocaron a la profundidad de dosis máxima (13 mm) entre placas de agua sólida con 8 cm de espesor bajo ellos. El rendimiento es de 0.9983 cGy/UM a la profundidad de dosis máxima.

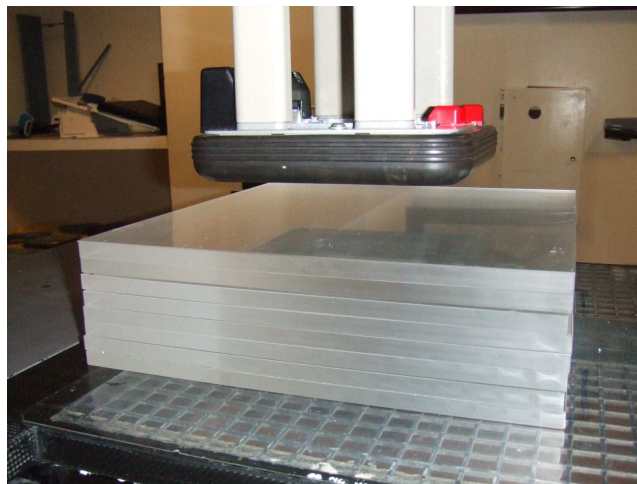


Figura 3.4. Dispositivo realizado para la calibración de los TLD y las PTR.

El intervalo de dosis al que fueron expuestos los TLD fue de 0 a 2.5 Gy, que es el adecuado para las dosis de los TLD irradiados para obtener las curvas de isodosis en el

plano del maniquí. Mientras que el de las PTR fue de 0 a 40 Gy, que es el intervalo de la dosis absorbida en las PTR utilizadas para obtener el PDP.

### **3.3 MEDIDA DE LAS CURVAS DE ISODOSIS**

La distribución de la dosis en un plano la dan las curvas de isodosis. Para su obtención se utilizaron los dosímetros TLD (lote de 77) colocados en un plano del maniquí. La elección de este dosímetro es debido a su pequeño tamaño y a que la perturbación del campo de radiación por su presencia es despreciable.

#### **3.3.1 Irradiación de los TLD en el INCan**

Los TLD fueron irradiados en un plano del maniquí, que consta de un arreglo de tres módulos paralelepípedos de acrílico, colocados sobre una plataforma de madera de 35 cm de altura, que se llenan de agua para simular el cuerpo del paciente. La distribución de los TLD en el plano del maniquí se muestra en la Figura 3.5. Cada dosímetro se colocó a una distancia vertical y horizontal de 10 cm de sus más próximos vecinos, esto con el propósito de medir la dosis en el plano del maniquí. Se puede observar que los TLD están envueltos por un sobre de papel color verde.

En cada serie medida con los TLD, se colocó una cámara de ionización plano paralela (marca PTW modelo 31002 serie 812) a 161 cm de altura con respecto al suelo y se midió la carga con un electrómetro (marca PTW UNIDOS modelo 10001 serie 10654).

Se realizaron 5 series de medidas; cada TLD se colocó en diferente posición en cada medida para evitar que un dosímetro en particular tenga influencia en el valor de la medida en una posición particular.

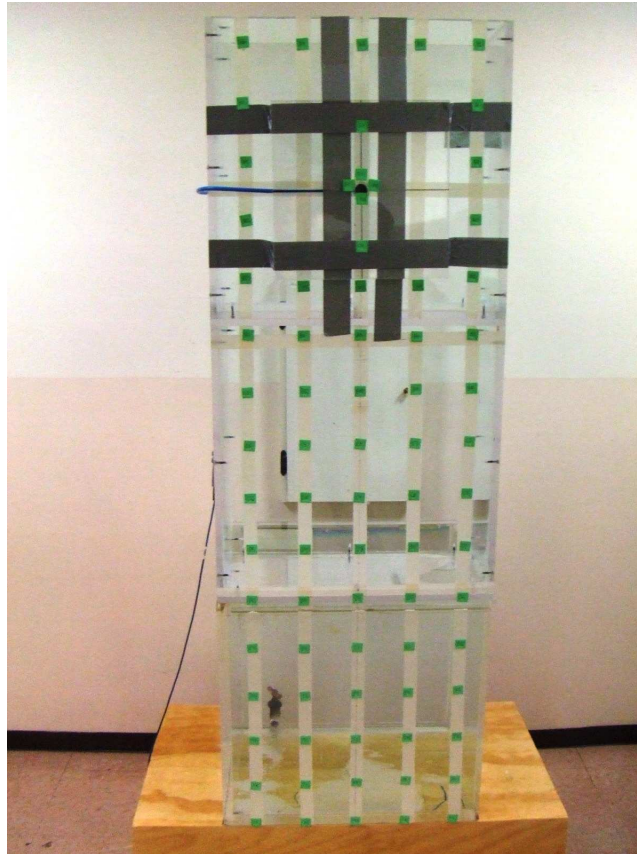


Figura 3.5 Dosímetros TLD y cámara de ionización colocados en el plano del maniquí.

Las condiciones de irradiación fueron las siguientes:

La distancia entre el piso y el ombligo del paciente es ( $d_{p,o}$ ), es de 135 cm. La cámara de ionización se colocó a 26 cm por encima del ombligo. La ubicación de los dosímetros con respecto al ombligo es: positiva por encima y negativa por debajo de éste. La distancia entre la placa de acrílico (0.6 mm) y el maniquí es de 15 cm, y la distancia entre la ventana de salida del acelerador y el ombligo del paciente es ( $d_{v,o}$ ) es de 337.5 cm.

Se realizaron medidas con la cámara de ionización para determinar los ángulos del cabezal, necesarios para medir la mitad de la dosis en la región entre los campos con respecto de la medida en el centro de uno de ellos. Con base en las medidas, el



proceso de irradiación se realizó en dos partes: campo 1 con el cabezal a  $102.3^\circ$  (arriba) y el campo 2 con el cabezal a  $79.6^\circ$  (abajo), ver Figura 3.6.

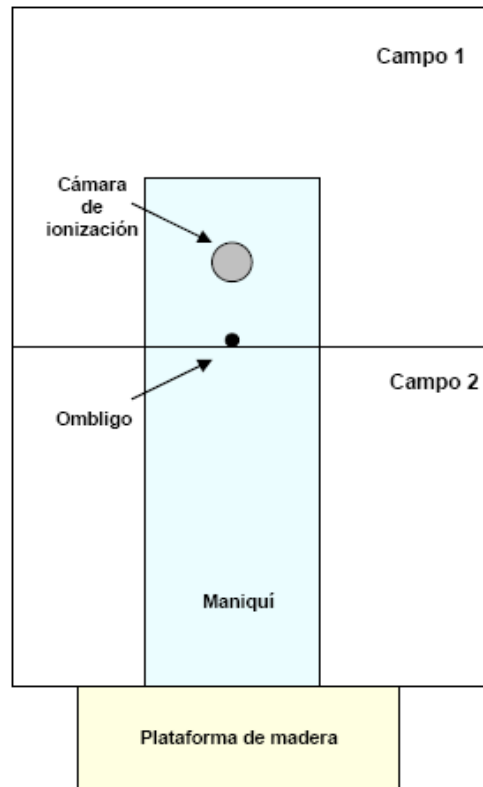


Figura 3.6 Diagrama que muestra la posición de los campos.

Para cada una de las series se irradió a 3000 UM en cada uno de los campos, midiéndose, con la cámara de ionización, una carga de 562.0 pC en el campo 1 y una de 93.0 pC en el campo 2. La diferencia en las cargas medidas se debe a que en el campo 1 la cámara de ionización estaba expuesta directamente al haz de electrones en tanto que en el campo 2 sólo se irradiaba con el haz de electrones disperso en la placa de acrílico. Esta medida se llevó a cabo en todas las irradiaciones de los TLD para verificar que se realizaran a la misma dosis.

### 3.4 PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD

El porcentaje de dosis en profundidad (PDP) determina cuánta dosis es entregada a una profundidad relativa a la dosis máxima. Para la obtención del PDP se utilizaron las PTR, ya que al colocarlas paralelas al haz casi no interfieren con el campo de radiación debido a que su espesor es muy pequeño.

#### 3.4.1 Irradiación de las PTR en el INCan

Se hicieron dos medidas del PDP colocando las PTR, de 10 cm de ancho por 20 cm de profundidad, entre el segundo y el tercer módulo del maniquí a 134.5 cm de altura con respecto al suelo como se muestra en la Figura 3.7. En cada irradiación también se midió con la cámara de ionización.

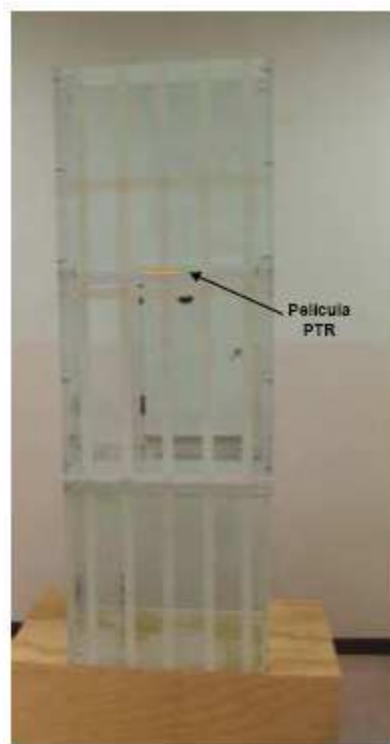


Figura 3.7 Posición en la que se colocó la película PTR.

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS

#### 4.1 CARACTERIZACIÓN DE LOS TLD

En la Figura 4.1 se muestra la respuesta normalizada con respecto al promedio del lote en a) el promedio de dos lecturas sin corregir por el factor de sensibilidad, las incertidumbres se encuentran entre 3.9 y 5.5% y b) las lecturas corregida por el factor de sensibilidad, las incertidumbres varían entre 1.3 y 4.1%. La incertidumbre se calculó para el cociente de las incertidumbres de cada medida.

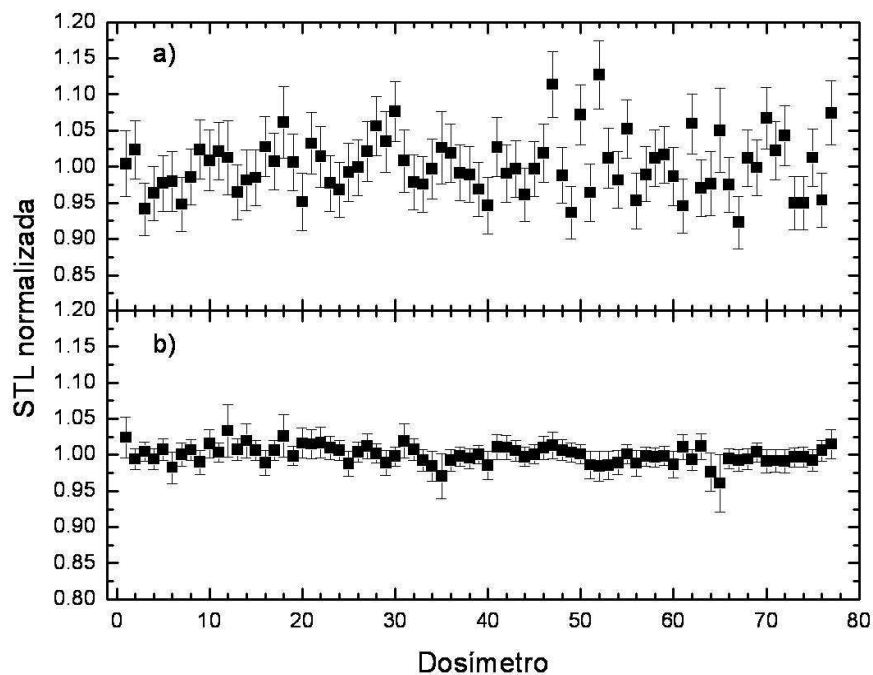


Figura 4.1. Caracterización del lote de TLD. Respuesta normalizada con respecto al promedio del lote a) Sin corregir por el factor de sensibilidad y b) corregida por el factor de sensibilidad

## 4.2 CALIBRACION DE LOS TLD Y LAS PTR

En la Figura 4.2 y en la Figura 4.3 se presentan las curvas de calibración obtenidas para los TLD y las PTR, respectivamente.

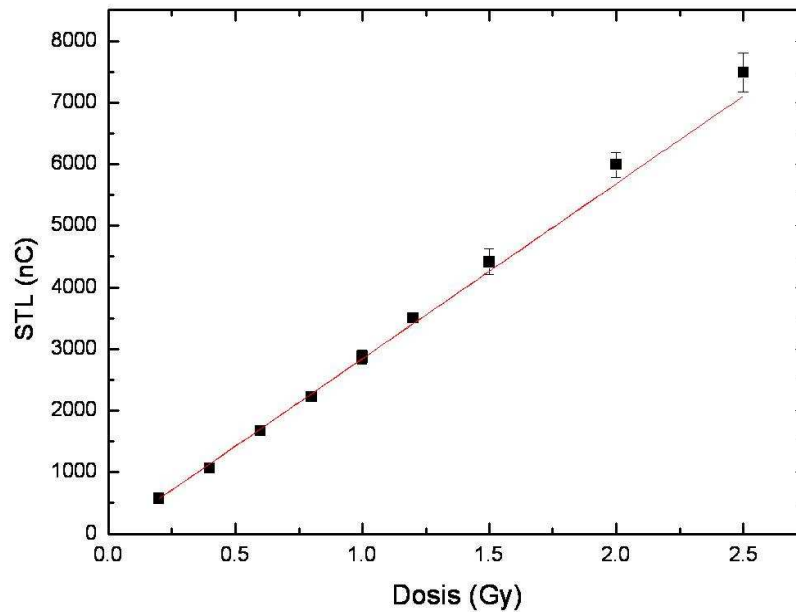


Figura 4.2. Curva de calibración de los TLD irradiados con electrones de 6 MeV.

En el ajuste realizado a la curva de calibración para los TLD se obtuvo la siguiente ecuación,  $STL (nC) = 2842 D(Gy)$  para el intervalo de 0.2 a 1.5 Gy.

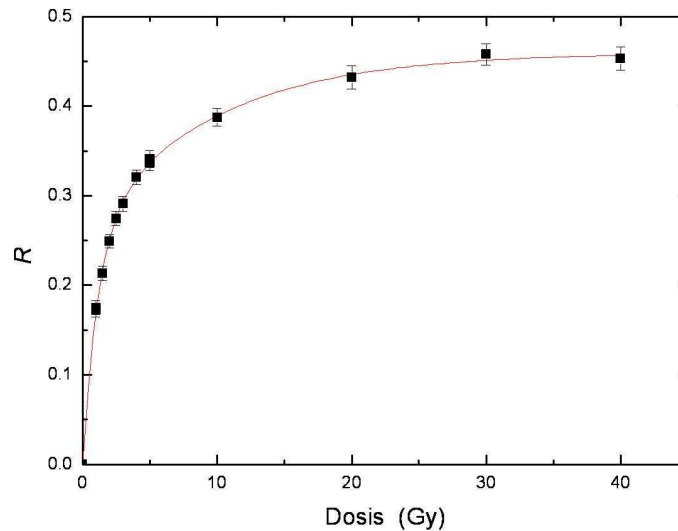


Figura 4.3 Curva de calibración de las PTR irradiados con electrones de 6 MeV.

Para el caso del ajuste realizado a la curva de calibración de las PTR irradiadas con electrones de 6 MeV se obtuvo la respuesta (R) en función de la dosis (D) cuya ecuación es  $R = 0.26(1 - \exp(-D/1.14)) + 0.20(1 - \exp(-D/9.5))$ , con la dosis en Gy. El cálculo de la dosis a partir de la respuesta medida en las PTR irradiadas utilizando la ecuación anterior se realizó por un método de iteración.

El método de iteración se llevó a cabo de la siguiente manera:

- 1) Se obtuvo  $D = -1.14 \ln[(1 - R/0.26) + (0.20/0.26)(1 - \exp(-D/9.5))]$
- 2) Para cada valor de R y utilizando la gráfica de la figura 4.3 se determinó un valor inicial  $D_i$  de la dosis cercano al valor real
- 3)  $D_i$  se introdujo en la ecuación del punto 1 y se obtuvo un valor  $D_1$
- 4)  $D_1$  se introdujo en la ecuación del punto 1 y se obtuvo un valor  $D_2$ .
- 5) Se repitió el paso 4 hasta que el valor introducido,  $D_f$  fue igual al obtenido en el cálculo
- 6)  $D_f$  es el valor de la dosis que corresponde a la respuesta R

### 4.3 CURVAS DE ISODOSIS

En la

Tabla 4.1 se presentan las dosis obtenidas del promedio de las cinco medidas con TLD en cada posición y en la Figura 4.4 las curvas de isodosis correspondientes.

Ancho (cm) \ Altura (cm)		Dosis (Gy)				
		-20	-10	0	10	20
50		0.839	0.832	0.876	0.791	0.830
40		0.912	0.944	0.959	0.945	0.903
30		1.025	1.078	1.101	1.037	1.016
20		1.090	1.116	1.164	1.093	1.117
10		1.147	1.191	1.226	1.182	1.172
0		1.138	1.283	1.218	1.210	1.136
-10		1.209	1.239	1.215	1.251	1.139
-20		1.130	1.239	1.254	1.219	1.153
-30		1.143	1.191	1.213	1.190	1.154
-40		1.137	1.231	1.185	1.179	1.145
-50		1.097	1.172	1.164	1.195	1.129
-60		1.206	1.150	1.155	1.170	1.122
-70		1.175	1.256	1.243	1.200	1.151
-80		1.206	1.253	1.242	1.240	1.182
-90		1.175	1.250	1.246	1.232	1.194
-100		1.190	1.240	1.234	1.245	1.160

Tabla 4.1 Dosis promedio medidas en el plano de tratamiento utilizando TLD.

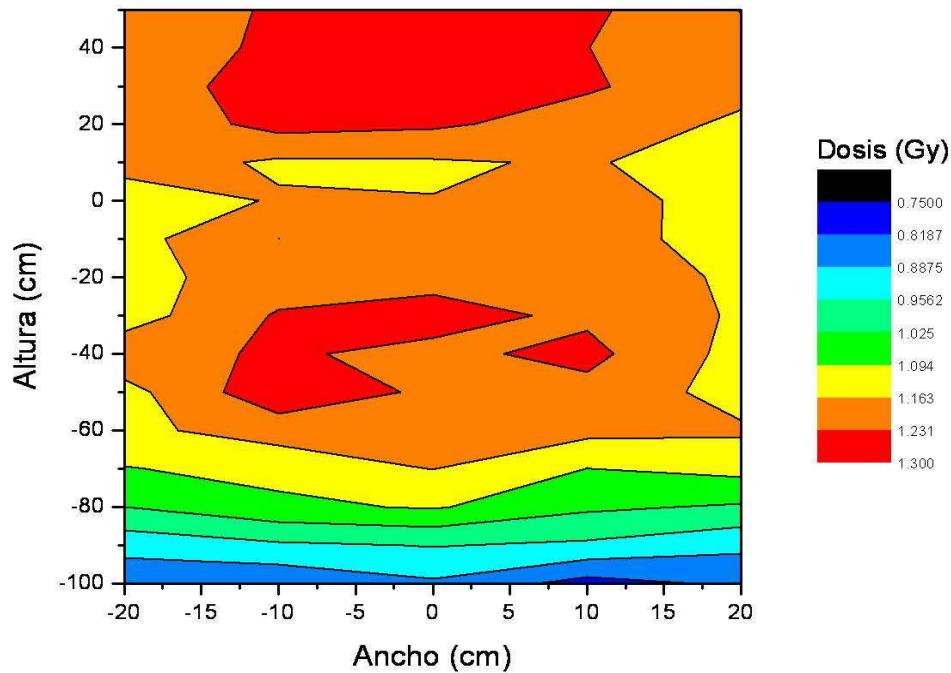


Figura 4.4. Curvas de isodosis medidas con TLD.

El intervalo de la dosis en el plano del maniquí, para alturas entre -90 y 50 cm, se encuentra entre 0.1 es 17% menor que la dosis promedio en el resto de éste, esto se debe a que la radiación dispersa que llega a esta región es menor que la que incide en el resto del maniquí.

En la

Tabla 4.2 se presentan los valores de la rapidez de dosis medida en el plano del maniquí y en la Figura 4.5 las curvas de rapidez de dosis encontrándose que, para las alturas entre -90 y 50 cm, el promedio es de  $0.194 \pm 0.014$  Gy/min. Este valor es utilizado para determinar el tiempo de exposición del paciente.

Ancho (cm) \ Altura (cm)		Rapidez de dosis (Gy/min)				
		-20	-10	0	10	20
50		0.140	0.139	0.146	0.132	0.138
40		0.152	0.157	0.160	0.158	0.151
30		0.171	0.180	0.184	0.173	0.169
20		0.182	0.186	0.194	0.182	0.186
10		0.191	0.199	0.204	0.197	0.195
0		0.190	0.214	0.203	0.202	0.189
-10		0.202	0.206	0.202	0.208	0.190
-20		0.188	0.206	0.209	0.203	0.192
-30		0.191	0.198	0.202	0.198	0.192
-40		0.190	0.205	0.197	0.196	0.191
-50		0.183	0.195	0.194	0.199	0.188
-60		0.201	0.192	0.192	0.195	0.187
-70		0.196	0.209	0.207	0.200	0.192
-80		0.201	0.209	0.207	0.207	0.197
-90		0.196	0.208	0.208	0.205	0.199
-100		0.198	0.207	0.206	0.208	0.193

Tabla 4.2 Rapidez de dosis promedio medida en el plano de tratamiento utilizando TLD.



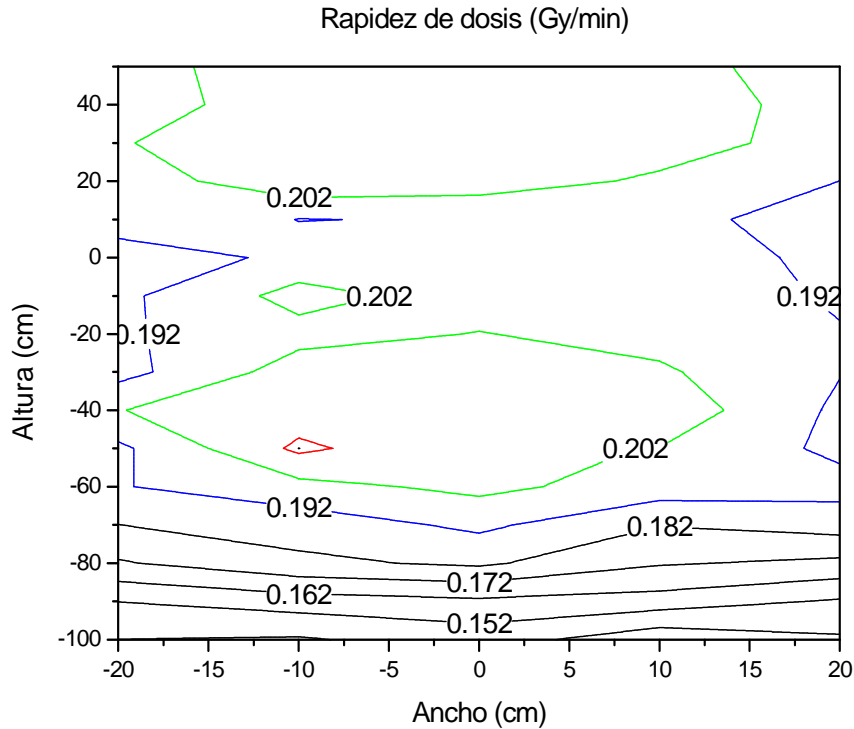


Figura 4.5 Curvas de rapidez de dosis medidas con TLD en el plano de tratamiento para un haz de electrones de energía nominal de 6 MeV

#### 4.4 PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD

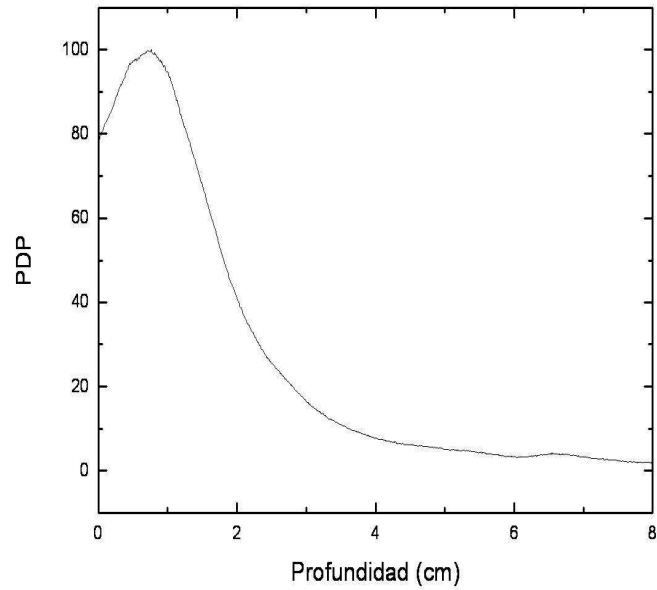
La PTR utilizada para medirlo se presenta en la Figura 4.6a y el PDP obtenido en función de la profundidad se muestra en la

Tabla 4.3 y en la Figura 4.6b, la cual es la curva característica de la interacción de los electrones con la materia, en este caso con el maniquí.

La dosis máxima se encuentra a una profundidad de 0.76 cm.

Profundidad (cm)	PDP	Profundidad (cm)	PDP	Profundidad (cm)	PDP
0.000	0.780	1.600	0.619	4.605	0.058
0.102	0.826	1.702	0.562	4.801	0.057
0.203	0.863	1.803	0.502	5.004	0.051
0.305	0.910	1.905	0.449	5.207	0.047
0.406	0.948	2.007	0.407	5.403	0.046
0.500	0.973	2.202	0.335	5.606	0.040
0.602	0.985	2.405	0.276	5.809	0.036
0.704	0.997	2.609	0.236	6.002	0.035
0.762	1.000	2.802	0.200	6.205	0.033
0.805	0.990	3.005	0.164	6.401	0.038
0.907	0.971	3.200	0.139	6.604	0.040
1.008	0.947	3.404	0.119	6.807	0.037
1.110	0.891	3.607	0.101	7.003	0.033
1.201	0.841	3.802	0.089	7.206	0.027
1.303	0.786	4.006	0.077	7.409	0.025
1.405	0.731	4.209	0.069	7.602	0.022
1.506	0.675	4.402	0.063	8.000	0.020

Tabla 4.3 Porcentaje de dosis en profundidad medido con PTR.



b)

Figura 4.6 a) Película de tinte radiocrómico utilizada para medir la dosis como función de la profundidad y b) Porcentaje de dosis en profundidad como función de la profundidad.

## CONCLUSIONES

Se determinó la utilización de dos campos con el cabezal a 102.3° para el campo 1 y a 79.6° para el campo 2, además de la colocación del plano de tratamiento a 337.5 cm de distancia.

Se obtuvieron las curvas de isodosis a partir del promedio de los cinco conjuntos de medidas realizadas con TLD, encontrándose una homogeneidad del campo en el plano de irradiación (de 50 cm de ancho y 140 cm de altura) de 7% que está en el intervalo requerido de acuerdo con el protocolo de la AAPM [AA 87].

Se determinó que el valor promedio de la rapidez de dosis en el plano del maniquí (de 90 a 50 cm) es de  $0.194 \pm 0.014$  Gy/min.

Utilizando las PTR se determinó la curva de porcentaje de dosis en profundidad de la cual se obtuvo que la dosis máxima se encuentra a una profundidad de 0.76 cm.

El protocolo (anexo) ha sido utilizado para efectuar el primer tratamiento de micosis fungoide con irradiación de cuerpo entero con electrones de 6 MeV en el INCan.

## PROTOCOLO

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo a continuación se propone el siguiente protocolo para la dosimetría de un haz de electrones de energía nominal de 6 MeV para realizar radioterapia de cuerpo entero.

### **A. Condiciones de exposición del maniquí para determinar las curvas de isodosis y el PDP:**

- 1) La distancia entre ventana de salida del haz y el plano de tratamiento de 337.5 cm.
- 2) La distancia entre la placa de acrílico y el plano de tratamiento de 15 cm.
- 3) La distancia entre la ventana de salida del haz y la placa de acrílico de 322.5 cm
- 4) El grosor la placa de acrílico de 6 mm.
- 5) El tamaño del campo debe ser  $35 \times 35 \text{ cm}^2$ .
- 6) Cono de  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ .
- 7) El haz de electrones con energía nominal de 6 MeV.
- 8) Colocar a 35 cm de altura, sobre una base de madera, el maniquí de acrílico con los tres módulos llenos de agua.
- 9) Los ángulos del cabezal se determinan para cada paciente dependiendo de su altura, tomando como punto de referencia la altura del ombligo como límite entre los dos campos como se ilustra en la Figura 3.6 Diagrama que muestra la posición de los campos. Como referencia, para una altura de 135 cm entre el suelo y el ombligo del paciente, i.e. para un paciente cuyo ombligo esté a 1 m de altura, el cabezal se debe colocar a  $102.3^\circ$  para realizar las medidas en el campo 1 (superior) y a  $79.6^\circ$  para hacerlas en el campo 2 (inferior).
- 10) Medir con la CI en uno de los dos campos para verificar que se aplique la dosis adecuada para la medida con los TLD o la PTR en cada plano de tratamiento.

- 11) Exponer los TLD-100 colocados sobre el maniquí en el plano de tratamiento, con una distribución mínima de dosímetros como la presentada en este estudio, para obtener las curvas de isodosis.
- 12) Colocar la PTR entre el segundo y el tercer módulo del maniquí a 134.5 cm de altura con respecto al suelo.
- 13) Leer los TLD y escanear las PTR y obtener la rapidez de dosis en el plano de tratamiento y el PDP.

**B. Condiciones de exposición del paciente:**

- 1) Colocar las condiciones 1 a 7 utilizadas en el punto A.
- 2) Colocar al paciente sobre la base de madera de 35 cm de altura.
- 3) A partir de la rapidez de dosis obtenida en el punto 13), determinar el tiempo de exposición del paciente para impartir la dosis prescrita por el médico, para cada uno de los campos determinados en 9) por el ángulo del cabezal.
- 4) Exponer al paciente para cada campo y cada posición.

## REFERENCIAS

---

- [At 86] Attix, F. H., *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, John Wiley and Sons, USA, 1986.
- [Or 96] Ortega Aramburu Xavier, Jorba Bisbal Jaume, *Radiaciones ionizantes utilización y riesgos-I*, Edicions UPC, Barcelona, 1994.
- [Ca 78] Cameron John R., James G. Skofronick, *Medical Physics*, John Wiley & Sons, USA, 1978.
- [Re 97] Reuven Chen, Stephen W.S. McKeever, *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena*, World Scientific, Singapore, 1997.
- [Gr 81] Greening, J. R., *Fundamentals of Radiation Dosimetry*, Adam Hilger Ltd, Bristol, 1981.
- [Zo 00] Zoetelief J., Julius H. W., Christensen P., *Recommendations for patients dosimetry in diagnostic radiology using TLD*, European Communities, Belgum, 2000.
- [Ga 96] Gamboa de Buen María Isabel, *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 Física, Facultad de Ciencias, UNAM, México, 1996.
- [Co 05] Colin Vargas Luis Manuel, *Tiempo de estabilización del color en películas de tinte radiocrómico HD-810 y MD-55-2*, Tesis para obtener el grado de Física, Facultad de Ciencias, UNAM, México, 2005.

- 
- [Re 06] Rentería Servín Beatriz Olivia, *Calibración, con Solución Fricke, de un irradiador tipo GammaCell 200*, Tesis para obtener el grado de Física, Facultad de Ciencias, UNAM, México, 2006.
- [AA 87] AAPM Report #23, *Total Skin Electron Therapy Technique and Dosimetry*, American Association of Physicists in Medicine. USA, 1987.
- [Mu 94] Muñiz J L, A Delgado, J M Gómez Ros and A Brosted, Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF TLD-100, *Phys. Med. Biol.* 40 (1995) 253-268
- [ImageJ] ImageJ 1.36b Wayne Rasband, Nacional Institutes of Health, US, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>