



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

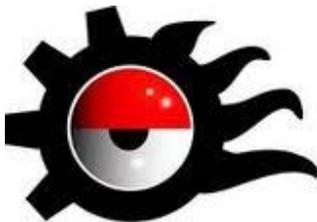
**CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA  
APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA**  
Unidad Legaria.

## **T e s i s**

“Implementación dosimétrica de la técnica de irradiación a  
cuerpo entero con electrones de 6 MeV por  
termoluminiscencia”

Que para obtener el título de:

**Maestro en:  
Tecnología Avanzada**



Presenta: Omar Flores López

Directores de Tesis: Dr. Teodoro Rivera Montalvo  
M. en C. Luis Felipe Villaseñor Navarro

**México, D.F. Junio de 2011**

## **Agradecimientos**

A Dios porque me ha dado el regalo de la vida y más de lo que me he ganado.

Al Instituto Politécnico Nacional del cual me siento parte, por darme la oportunidad de superarme.

Al pueblo de México del cual orgullosamente formo parte, por contribuir al sustento de las instituciones y con ello la búsqueda de un país mejor.

Al CONACYT por brindarme el apoyo durante el desarrollo de este trabajo.

Al Doctor Teodoro Rivera Montalvo por mostrar su confianza en mí aún cuando no la había ganado y por su continuo apoyo como asesor, profesor y persona.

A los profesores del CICATA- LEGARIA por compartir su conocimiento conmigo y contribuir a mi formación como profesional.

Al jurado que evalúa este trabajo quien dedica su preciado tiempo, por enriquecer este trabajo con sus comentarios y preguntas.

Al Maestro Luis Felipe Villaseñor por permitirme contribuir en esta investigación

A la Doctora Janette Rodriguez Cortez y el Maestro Omar Hernández Oviedo por dedicar su tiempo en la asesoría de este trabajo.

Al Dr. Juan Azorín Nieto por colaborar en este trabajo.

A mis padres: Isabel y David quienes me enseñaron que lo más valioso en esta vida es intangible.

A mi hija Lilith por inundar mi vida de alegría y encaminar mi nuevo rumbo.

A Paloma por mostrar su apoyo en los momentos difíciles.

A mis hermanos: Ludim, Elda y David, por darme su consejo, motivación y apoyo.

A mis compañeros del CICATA-LEGARIA, por hacer del CICATA un lugar inolvidable.



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

SIP-14

*ACTA DE REVISIÓN DE TESIS*

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 11:00 horas del día 20 del mes de Junio del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-LEGARIA para examinar la tesis titulada:

**Implementación dosimétrica de la técnica de irradiación a cuerpo entero con electrones de 6 MeV por termoluminiscencia**

Presentada por el alumno:

FLORES  
Apellido paterno

LOPEZ  
materno

OMAR  
nombre(s)

Con registro: 

A	0	9	0	6	0	0
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de: MAESTRÍA EN TECNOLOGÍA AVANZADA

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACIÓN DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

DR. TEODORO RIVERA MONTALVO

M: en C. LUIS FELIPE VILLASEÑOR NAVARRO

DR. JOSE GUZMAN MENDOZA

DR. JOSE ANTONIO CALDERON ARENAS

DR. JUAN AZORIN NIETO

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO

DR. JOSÉ ANTONIO IRÁN DÍAZ GONGORA



CENTRO DE INVESTIGACION  
EN CIENCIA APLICADA Y  
TECNOLOGÍA AVANZADA



*INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL  
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO*

*CARTA CESIÓN DE DERECHOS*

En la Ciudad de México, D.F. el día 17 del mes Junio del año 2011, el (la) que suscribe Omar Flores López alumno (a) del Programa de Maestría en Tecnología Avanzada con número de registro A090600, adscrito al Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, Unidad Legaria, manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Dr. Teodoro Rivera Montalvo y el M. en C. Luis Felipe Villaseñor Navarro y cede los derechos del trabajo intitulado Implementación dosimétrica de la técnica de irradiación a cuerpo entero con electrones de 6 MeV por termoluminiscencia, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección omar-18f@hotmail.com. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.



Omar Flores López

## ÍNDICE

### RESUMEN

### ABSTRACT

### I. INTRODUCCIÓN

Pregunta de Investigación

Hipótesis

Objetivos

### II. MARCO TEÓRICO

2.1. Fundamentos de radiación

2.2. Electrones

2.3. Haces de electrones de alta energía

2.3.1. Características físicas del haz de radiación

2.3.2. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: TRS N° 398

2.4. Interacción de la radiación con la materia

2.4.1. Interacción de fotones con la materia

2.4.2. Interacción de partículas cargadas con la materia

2.5. Unidades y Medidas dosimétricas

2.5.1. Fluencia  $\Phi$

2.5.2. Densidad de flujo  $\phi$

2.5.3. Fluencia de energía  $\Psi$

2.5.4. Flujo energético  $\psi$

2.5.5. Exposición

2.5.6. Dosis absorbida

2.5.7. Rapidez de dosis

2.5.8. Eficiencia biológica, dosis equivalente y efectiva.

2.5.9. Kerma

2.5.10. Actividad

2.6. Irradiación a cuerpo entero

3.6.1. Técnicas de irradiación a cuerpo entero.

2.7. Termoluminiscencia

1.7.1. Modelos de defectos para la termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100)

1.7.2. Materiales termoluminiscentes en irradiación a cuerpo entero

2.8. Dosimetría termoluminiscente

3.8.1. Dosimetría termoluminiscente en irradiación a cuerpo entero

2.9. Acelerador lineal

2.10. Equipo de cobalto 60

2.11. Fantoma

2.12. Efectos biológicos de la radiación ionizante

2.13. Micosis Fungoides

### III. MATERIALES Y METODOS

#### 3.1 MATERIALES

- 3.1.1. Dosímetros Termoluminiscentes TLD- 100 (LiF:Mg, Ti)
- 3.1.2. Fantoma sólido
- 3.1.3. Base de madera y acrílico.
- 3.1.4. Lector de dosímetros termoluminiscentes Harshaw 3500
- 3.1.5. Mufla
- 3.1.6. Acelerador Lineal
- 3.1.7. Unidad de Cobalto ( $^{60}\text{Co}$ )

#### 3.2. METODOLOGÍA

- 3.2.1. Verificación de la calidad del haz
- 3.2.2. Calibración de dosímetros termoluminiscentes TLD-100
  - 3.2.2.1. Tratamiento térmico
  - 3.2.2.2. Irradiación
  - 3.2.2.3. Lectura de la respuesta de TLD
- 3.2.2. Clasificación de los dosímetros de calibración
- 3.2.3. Calibración de los dosímetros de campo
- 3.2.4. Curva de brillo
- 3.2.5. Linealidad de la respuesta en función de la dosis con haz de electrones
- 3.2.6. Mediciones de la dosis absorbida “*in vivo*”

### IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

- 4.1. Verificación de la calidad del haz de radiación
- 4.2. Calibración de dosímetros termoluminiscentes TLD-100
- 4.3. Curva de brillo
- 4.4. Linealidad de la respuesta en función de la dosis con haz de electrones
- 4.5. Distribución de dosis en el plano de tratamiento
- 4.6. Mediciones de la dosis absorbida “*in vivo*”

### V. CONCLUSIONES

#### REFERENCIAS

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Clasificación de la radiación

Figura 2.2. Porcentaje de dosis en profundidad ilustrando las definiciones de  $R_{90}$ ,  $R_{50}$  y  $R_p$ .

Figura 2.3. Perfiles del haz para haces duales

Figura 2.4. Parámetros de energía usados para caracterizar un haz de terapia de electrones.

Figura 2.5. Geometría del tratamiento para terapia de cuerpo entero con electrones.

Figura 2.6. Posiciones del paciente para la terapia de cuerpo entero con electrones.

Figura 2.7. Mecanismo de termoluminiscencia

Figura 2.8. Generación de la curva termoluminiscente

Figura 2.9. Curva de termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100).

Figura 2.10. Estructura de red del Fluoruro de Litio.

Figura 2.11. Espectro de absorción del LiF:Mg,Ti ( TLD-100) irradiado.[65]

Figura 2.12. Diagrama a bloques de un acelerador lineal clínico.

Figura 2.13. Diagrama del decaimiento de un núcleo de Cobalto 60.

Figura 2.14. Enrojecimiento de la piel y desarrollo de placas de Micosis Fungoides.

Figura 2.15. Distribución de los dosímetros sobre la piel del paciente.

Figura 3.1. Dosímetros termoluminiscentes TLD-100

Figura 3.2. Fantoma de Polimetil metacrilato

Figura 3.3. Barrera crítico colocado en la base de madera

Figura 3.4. Esquema de lectura del material termoluminiscente.

Figura 3.5. Lector HARSHAW 3500

Figura 3.6. Mufla

Figura 3.7. Equipo de Cobalto ( $^{60}\text{Co}$ )

Figura 3.8. Gráfica de tasa de dosis a diferentes campos.

Figura 3.9. Acelerador Lineal Elekta SL-15.

Figura 3.10. Aplicador para alta tasa de dosis.

Figura 3.11. Fantoma de agua

Figura 3.12. Cámara de ionización PPC05 utilizadas en la verificación de la calidad del haz.

Figura 3.13. Arreglo para radiar los dosímetros con  $^{60}\text{Co}$

Figura 3.14. Campo 10cmx10cm A 80 cm de la fuente en el equipo de Cobalto  $^{60}\text{Co}$

Figura 3.15. Distribución de los puntos de medición en el plano de tratamiento.

Figura 3.16. Diagrama del arreglo experimental.

Figura 3.17. Arreglo experimental: acelerador, base de madera y acrílico.

Figura 3.18. Distribución de los dosímetros sobre la piel del paciente.

Figura 3.19. Campos laterales

Figura 4.1. Porcentaje de dosis en profundidad para un haz de electrones de 6MeV

Figura 4.2. Gráfica de dispersión de los ECC de dosímetros de campo.

Figura 4.3. Gráfica de dispersión de los ECC de 13 dosímetros de campo calibrados.

Figura 4.4. Curva de brillo

Figura 4.5. Respuesta de los dosímetros termoluminiscentes TLD-100 a diferentes dosis.

Figura 4.6 Distribución del porcentaje de dosis para el campo dual.

Figura 4.7. Distribución de isodosis en el plano de tratamiento

Figura 4.8. Perfil vertical del plano de tratamiento altura vs porcentaje

Figura 4.9. Perfil horizontal del plano de tratamiento posición vs porcentaje

Figura 4.10. Porcentajes de dosis del plano de tratamiento posición vs porcentaje

Figura 4.11 Piel del paciente después del tratamiento.

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de electrones ( $R_{50}$ ).

Tabla 2.2 Valores para el factor de puesta en escala de la profundidad,  $C_{pl}$ , y la densidad nominal,  $\rho_{pl}$ ,

Tabla 2.3 Factor de calidad para diferentes tipos de radiación

Tabla 2.4 Características de materiales utilizados en fantomas

Tabla 3.1 Pesos de los dosímetros TLD-100

Tabla 3.2 Parámetros de lectura para material TLD 100

Tabla 3.3 Descripción de los lugares donde se colocaron los dosímetros termoluminiscentes.

Tabla 4.1 Coeficientes de corrección de los dosímetros de campo

Tabla 4.2 Temperaturas de los picos TL en la curva de brillo del TLD – 100.

Tabla 4.3. Dosis recibidas sobre la piel en diferentes partes anatómicas del paciente.

## RESUMEN

El trabajo presenta los resultados experimentales de la implantación dosimétrica de la técnica de irradiación a cuerpo entero con electrones (Total Skin Electron Therapy). El cual surge de la necesidad de conocer de manera precisa las características dosimétricas sobre el plano de tratamiento del paciente y en diferentes partes anatómicas del paciente. Para este tratamiento se utilizó la técnica de cuatro campos duales utilizando un acelerador lineal de la marca Elekta para generar los electrones de 6 MeV en modo alta tasa de dosis (HDR por sus siglas en ingles), lo cual permite entregar 10 cGy por Unidad Monitor (UM).

La investigación fue desarrollada en las instalaciones del Hospital General de México en el departamento de Física Médica en el servicio de Oncología. El objetivo principal fue conocer si la elección de la angulación de los haces y del dispersor-degradador fueron las correctas, de tal forma que se obtenga una adecuada uniformidad sobre la piel del paciente, para lo cual se realizaron mediciones “in vivo” de la dosis que el paciente recibió cada sesión de su tratamiento de irradiación a cuerpo entero.

La distribución de la dosis sobre el plano de tratamiento fue medida para los haces duales angulados a 252° y 285°, mediante los dosímetros termoluminiscentes que se colocaron en un fantoma de agua sólida el cual está compuesto de Polimetil Metacrilato (PMMA) y Oxido de Titanio (TiO<sub>2</sub>).

Para tratamiento de irradiación a cuerpo entero se utilizó un haz de electrones cuya energía fué de 6 MeV en modo “alta tasa de dosis” y debido a que esta energía es excesiva para este tipo de tratamiento, se interpuso en la trayectoria de los electrones una placa de acrílico de 1cm de espesor y de 100cm x 200cm de área transversal localizada aproximadamente a 11 cm del paciente, con el fin de disminuir la energía de los electrones y hacer más homogénea la dosis en el plano de tratamiento.

Para medir la dosis que el paciente recibe en cada parte del cuerpo se utilizaron dosímetros termoluminiscentes TLD-100, los cuales fueron colocados durante el tratamiento sobre la piel del paciente en diversas partes de su anatomía.

Se realizó el análisis de la distribución de los porcentajes de dosis en el plano de tratamiento, lo cual permitió determinar la distribución de las curvas de isodosis presentes en la superficie de dicho plano. Así como la representación tridimensional de la distribución de los porcentajes de dosis, de donde se desprende la obtención de los perfiles vertical y horizontal.

Los resultados obtenidos utilizando el material que se emplea como dispersor-degradador (PMMA) en la trayectoria de los electrones no son tan homogéneos ya que existe una variación del 51% con respecto a la dosis máxima, estos resultados sugieren que quizás modificar la técnica de irradiación de 4 campos a 6 campos pudiera contribuir a mejorar la homogeneidad de la dosis.

## ABSTRACT

The paper presents experimental results of implantation dosimetric technique of Total Skin Electron Therapy (TSET). Which arises from the need to know precisely the dosimetric characteristics of the patient's treatment plan in different anatomical parts of the patient. For this treatment was used four dual fields technique using a linear accelerator Elekta brand to generate electrons from 6 MeV in mode high dose rate (HDR), which can deliver 10 cGy per Unit Monitor (UM).

The research was conducted on the premises of the Hospital General of Mexico in the Department of Medical Physics in the Oncology Department. The main objective was to determine whether the choice of beam angulation and scatterer-degrader were correct, so as to obtain adequate dose uniformity over the patient's skin, for which measurements were performed "in vivo" of dose the patient received each treatment session of his whole body irradiation.

The distribution of dose over the treatment plan was measured for dual beams angled at 252 ° and 285 °, using thermoluminescent dosimeters were placed in a solid water phantom which is composed of polymethylmethacrylate (PMMA) and oxide Titanium (TiO<sub>2</sub>).

For treatment of whole body irradiation using a beam of electrons whose energy was 6 MeV in "high dose rate" and because this energy is excessive for this type of treatment, stood in the path of an electron an acrylic plate 1cm thick and 100cm x 200cm cross-sectional area located approximately to 11 cm from the patient, in order to decrease the energy of the electrons and more homogeneous dose in the treatment plan.

To measure the dose the patient receives in each body part were used TLD100 thermoluminescent dosimeters, which were placed for treatment on the patient's skin at various parts of his anatomy.

We performed the analysis of the distribution of the percentages of dose in the treatment plan, which allowed us to determine the distribution of isodose curves on the surface of that plane. As the three-dimensional distribution of dose rates, from which it follows to obtain vertical and horizontal profiles.

Results obtained using the material to be used as a dispersant-degrader (PMMA) in the path of the electrons are not as homogeneous as there is a variation of 51% compared to the maximum dose, these results suggest that it may modify the technique irradiation of 4 fields to 6 fields could contribute to improve the homogeneity of the dose.

## INTRODUCCIÓN

La micosis fungoides es una enfermedad crónica y fatal que afecta principalmente la piel aunque puede permanecer en la piel sin desarrollarse en órganos internos. Existen diferentes tratamientos para los pacientes con micosis fungoide como; la fototerapia, que es el uso de luz y fármacos para hacer que las células cancerosas sean más sensibles a la luz, la quimioterapia, que es el uso de fármacos para eliminar las células cancerosas y radioterapia que el uso de radiación de alta energía para eliminar las células cancerosas. Esta última es la terapia que ha resultado ser más efectiva en un gran número de pacientes aunque se debe ser cuidadoso en la planeación ya que la radioterapia representa un incremento del riesgo por los efectos secundarios de la radiación ionizante, particularmente tumores secundarios y enfermedades del corazón [1][2].

Diferentes técnicas en radioterapia se han desarrollado para el tratamiento de esta enfermedad y se describen en detalle en el reporte No. 23 publicado por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), la técnica de irradiación a cuerpo entero con electrones TSET ( por sus siglas en Ingles) de baja energía generados por un acelerador lineal, ha sido usada para el tratamiento de micosis fungoides desde 1950 [3].

La técnica de irradiación a cuerpo entero tiene como principal objetivo tratar la superficie completa del cuerpo del paciente de manera uniforme y a una profundidad limitada. Para lograr esto, el tamaño de campo del haz de electrones en el plano de tratamiento debe tener al menos 200 cm en altura y 80 cm de anchura con la finalidad de abarcar pacientes grandes. Dentro del área central de 160 x 60 cm<sup>2</sup> del plano de tratamiento, una meta alcanzable en la mayoría de las técnicas la uniformidad vertical es del  $\pm 8\%$  y para la uniformidad horizontal es del  $\pm 4\%$  [3]. Sin embargo, aún si se logra una buena uniformidad del haz en el plano de tratamiento, la uniformidad de la dosis en la superficie del paciente no puede ser mejor que  $\pm 15\%$  debido a las diferencias en curvatura de la piel del paciente, el auto-blindaje de algunas zonas del cuerpo, y a las variaciones en distancia de la piel con respecto a la fuente del haz de electrones [4].

Se han realizado varios estudios acerca de la combinación de la angulación de los haces de radiación: su posicionamiento y las dimensiones de los dispersores del haz que pueden ser usados con el fin de lograr de uniformidad del haz y penetración de dosis en el paciente. La irradiación con electrones en modo alta tasa de dosis HDR (por sus siglas en ingles) está ahora disponible en varios aceleradores lineales comerciales. La HDR es de gran utilidad para acortar los tiempos de tratamiento, debido a que el tratamiento de los pacientes es a grandes distancias por lo cual requiere de tiempos prolongados [5].

En los tratamientos normales, el acelerador lineal se calibra de tal manera que a una distancia fuente superficie de 100 cm y a una profundidad de referencia dependiente del tipo de radiación (fotones o electrones) y de la energía de la misma, se entregue 1 cGy por cada unidad monitor (*UM*). Mientras que en alta tasa de dosis, bajo las mismas condiciones, el acelerador debe proporcionar 10 cGy por cada unidad monitor, reduciendo con ello el tiempo de exposición [6].

La terapia de irradiación a cuerpo entero pretende proporcionar una dosis uniforme alrededor del paciente, para lo cual se utilizan haces múltiples o rotacionales. Estudios reportan que la uniformidad de la dosis es mejor para la técnica rotacional que para la técnica de dos o cuatro campos [3].

Para lograr una dosis uniforme y una profundidad adecuada se selecciona la energía de los electrones y del ángulo de incidencia de los mismos sobre la piel del paciente. Se consideran adecuadas las profundidades de penetración tales que la línea de isodosis del 50% se encuentra entre los 5-15 mm [7].

La técnica de irradiación a cuerpo entero debe adaptarse de acuerdo a las instalaciones donde se encuentra el dispositivo acelerador de electrones ya que existen bunkers de dimensiones limitadas para este tipo de tratamiento. En este trabajo las dimensiones del bunker donde se encontraba el acelerador lineal era de 3 metros aproximadamente.

Se han realizado mediciones de la distribución de dosis absorbida en el plano de tratamiento mediante cámaras de ionización en los tratamientos de irradiación a cuerpo entero, no obstante existe una diferencia entre la dosis absorbida medida en el plano de tratamiento y la dosis absorbida sobre la piel del paciente. Esto se debe a causas como debido a la incapacidad del paciente de permanecer en una posición fija durante largos periodos de tiempo y por otro lado el auto blindaje de zonas anatómicas como las regiones axilares, perineal, y los glúteos

Las mediciones por dosimetría termoluminiscente (TLD) tienen la ventaja pueden ser utilizadas para evaluar la distribución de dosis absorbida en sobre la piel del paciente, debido a que presentan varias ventajas para su uso en dosimetría “in vivo” por su tamaño pequeño (2-3mm), equivalencia a tejido blando, exactitud, sensibilidad, y que permiten la realización de varias medidas simultáneamente [37].

Este trabajo presenta los datos de la dosimetría “in vivo” por termoluminiscencia, del tratamiento de irradiación a cuerpo entero con electrones en pacientes que padecen micosis fungoides.

## **PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

¿La dosis recibida por el paciente que padece micosis fungoides en el tratamiento de irradiación a cuerpo entero de 4 campos duales con electrones de 6 MeV es tan uniforme sobre la piel del paciente comparada con la dosis del plano de tratamiento plano de tratamiento?

## **HIPOTESIS**

Los dosímetros termoluminiscentes TLD-100 permiten medir la dosis que se deposita sobre la piel del paciente. La uniformidad de la dosis sobre la piel paciente varía con respecto a la dosis medida sobre el plano de tratamiento en términos aceptables.

## **OBJETIVOS**

Evaluar la eficacia del tratamiento de irradiación a cuerpo entero y la distribución de la dosis absorbida sobre la piel en pacientes que padecen micosis fungoides y reciben un tratamiento de irradiación a cuerpo entero (técnica de cuatro campos duales) con haces de electrones de 6 MeV a alta tasa de dosis.

## **OBJETIVOS PARTICULARES**

1. Determinar la dosis sobre la superficie del plano de tratamiento y cuantificar las diferencias de dosis en puntos críticos sobre la piel del paciente.
2. Determinar la energía con la cual llegan los electrones a la superficie del fantoma, la penetración del haz y la uniformidad de la dosis en el área del plano de tratamiento.
3. Obtener una representación gráfica en tres dimensiones de la distribución de dosis en la superficie del plano de tratamiento.
4. Verificar que la elección de la angulación de los haces no tiene un efecto no deseado sobre la uniformidad del haz en el perfil vertical.

# Capítulo 2: Marco Teórico

### 3.1 Fundamentos de radiación

El termino radiación involucra emisiones electromagnéticas como los rayos gamma, los rayos X, las microondas , las ondas de radio y las luz visible infrarroja y ultravioleta; y emisiones corpusculares como las partículas alfa y beta, los neutrones y electrones acelerados. La radiación es la emisión y propagación de la energía a través del espacio o un medio material. Sin embargo el termino se emplea frecuentemente en el sentido de radiación ionizante; es decir, que al interaccionar con la materia logra desprender un electrón y de esta manera alterar el estado físico de la materia en la que incide haciendo que sus átomos queden eléctricamente cargados.

Por radiación de partículas nos referimos a la energía propagada por el viaje de corpúsculos que tienen una masa en reposo dentro de límites definidos y tienen un momento y posición definida en cualquier instante. Sin embargo, la diferencia entre la radiación de partículas y las ondas electromagnéticas se hizo menor cuando Broglie introdujo una hipótesis sobre la naturaleza dual de la materia. La teoría de Broglie dice que las ondas electromagnéticas se comportan como partículas (momento de exhibición) y que las partículas de materia como los electrones, protones y átomos tienen algún tipo de movimiento ondulatorio asociado a ellas (refracción) [8].

La radiación se clasifica en dos categorías principales en función de su capacidad para ionizar la materia: ionizante y no ionizantes. Las radiaciones no ionizantes no tienen la capacidad de ionizar la materia, porque su energía es menor que el potencial de ionización de la materia. Por su parte la radiación ionizante puede ionizar la materia, ya sea directamente o indirectamente porque su energía es superior al potencial de ionización de la materia. En la Figura 2.1 se muestra la clasificación de la radiación.

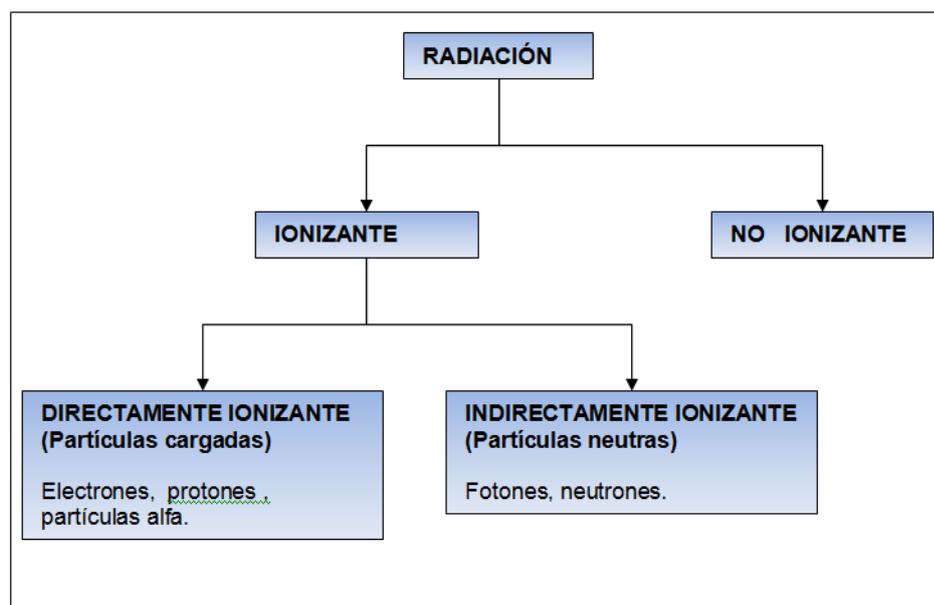


Figura 2.1 Clasificación de la radiación

La radiación ionizante se divide en: radiación directamente ionizante, que son las partículas cargadas; como electrones, protones, partículas alfa, iones pesados y la radiación indirectamente ionizante, que son las partículas neutras como los neutrones y los fotones de rayos X y rayos gamma.

Se le conoce como radiación directamente ionizante a las partículas cargadas que tienen la energía suficiente para ionizar el medio donde viajan, mediante interacciones coulombianas entre los electrones de orbitales y las partículas. Durante estas interacciones se deposita la energía en el medio y se logra desprender un electrón del átomo.

La radiación ionizante indirecta es la radiación que involucra fotones o neutrones, es decir partículas neutras, este tipo de radiación deposita energía a través de los siguientes pasos: primero una partícula cargada que se libera en el medio debido a la interacción de los fotones se liberan electrones y segundo, la liberación de partículas cargadas depositan energía al medio a través de la interacción directa de Coulomb con los electrones orbitales de los átomos en el medio.

## 2.2 Electrones

Un electrón ( $e^-$ ) es una partícula elemental del átomo cuya masa es de  $9.11 \times 10^{-31}$  kilogramos y con una carga eléctrica negativa de  $1.602 \times 10^{-19}$  coulombs, de igual magnitud pero de polaridad contraria a la del protón. Dicha magnitud, es llamada carga elemental o fundamental, y es considerada a veces un cuanto de carga eléctrica, asignándosele un valor unitario.

Cuando los electrones viajan a través de un medio, estos interactúan con los átomos por una variedad de procesos propios de interacciones de la fuerza de Coulomb, los procesos son:

- 1) colisiones inelásticas con electrones atómicos (ionización y excitación).
- 2) colisiones inelásticas con núcleos (bremsstrahlung),
- 3) colisiones elásticas con electrones atómicos
- 4) colisiones elásticas con núcleos.

En medios con número atómico bajo tales como el agua o tejido ( $\bar{Z} = 7.64$ ), los electrones pierden energía predominantemente a través de eventos de ionización con electrones atómicos. En materiales con número atómico alto, como el plomo ( $Z = 82$ ), la producción bremsstrahlung es más importante. En el proceso de colisión con electrones atómicos, si la energía cinética adquirida por el electrón expulsado es suficientemente grande para que este cause más ionización, el electrón es conocido como un electrón secundario. En general, cuando un haz de electrones viaja a través de un medio, la energía es continuamente degradada hasta alcanzar energías térmicas y finalmente son capturados por los átomos de los alrededores [9].

Los electrones pierden energía continuamente cuando son frenados en la materia. Sin embargo, estos pueden perder una gran fracción de su energía en una colisión simple con un electrón atómico debido a la semejanza de sus masas, por lo que sufren relativamente grandes deflexiones. Debido a su masa pequeña, los electrones son frecuentemente dispersados por núcleos a través de grandes ángulos, cambiando su dirección de movimiento. Las partículas cargadas pesadas y los electrones no viajan en línea recta a través de la materia; pueden también ser desviado bruscamente por un núcleo atómico, ocasionando la emisión de un fotón en el proceso llamado radiación de frenado.

## 2.3 Haces de electrones de alta energía

Esta sección proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y algunas recomendaciones para la dosimetría relativa en haces clínicos de electrones con energía en el intervalo de 3 a 50 MeV. Se basa en un factor de calibración para un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua,  $N_{D,w,Q_0}$ , en un haz de referencia de calidad  $Q_0$ . En estos casos, la calidad de referencia puede ser la radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$  o una calidad de haz de electrones.

Además de tener su fundamento en patrones de dosis absorbida, el cambio más significativo respecto a la práctica actual es el uso de una nueva profundidad de referencia. Esta profundidad ha demostrado reducir significativamente la influencia tanto de las diferencias espectrales entre los distintos aceleradores como de la contaminación electrónica y fotónica en los haces clínicos de electrones.

Para simplificar, las calidades de los haces y todos los factores dependientes de las mismas se expresan en términos de la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ , la cual se define como la profundidad en agua (en  $\text{g/cm}^2$ ) en la que la dosis absorbida es el 50% del valor de la dosis absorbida máxima y se utiliza en lugar de la energía del haz. La elección de  $R_{50}$  como el índice de calidad del haz es un cambio en la práctica actual de especificar la calidad del haz en términos de la energía media,  $\bar{E}_0$ , en la superficie del fantoma. Como  $\bar{E}_0$  se obtiene normalmente a través de  $R_{50}$ , este cambio en el índice de calidad del haz es meramente una simplificación que evita la necesidad de una conversión a energía [9].

Para haces de electrones, se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$  en agua; medida con una distancia fuente-superficie constante de 100 cm y un tamaño de campo en la superficie del fantoma de al menos  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  [9].

Las condiciones de referencia para la determinación de  $R_{50}$  se muestran en la Tabla Para todas las calidades de haces, la cámara plano-paralela es la mejor elección como detector para la medida de  $R_{50}$ . Para calidades  $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_o \geq 10 \text{ MeV}$ ) se puede usar una cámara cilíndrica con el punto de referencia colocado  $0.5 r_{cyl}$  más profundo que el punto de interés en el fantoma. Se recomienda usar un fantoma de agua. En un haz vertical, la dirección del movimiento de la cámara debe ser hacia la superficie, para reducir el efecto de formación de meniscos. Para calidades  $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_o \leq 10 \text{ MeV}$ ) se puede utilizar un fantoma de plástico, en cuyo caso todas las profundidades deberían ponerse en escala [9].

Tabla 2.1 Condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de electrones ( $R_{50}$ ).

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del fantoma	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$ , agua Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ , agua o plástico
Tipo de cámara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$ , plano-paralela o cilíndrica Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ , plano-paralela
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de dicha ventana Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en el punto de interés. Para cámaras cilíndricas, $0.5 r_{cyl}$ más profundo que el punto de interés
DFP	100 cm
Tamaño de campo en la superficie del fantoma	Para $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$ , al menos $10 \times 10 \text{ cm}^2$ Para $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$ , al menos $20 \times 20 \text{ cm}^2$

Las correcciones por recombinación de iones y polaridad son necesarias en todas las profundidades. Se pueden deducir de un grupo reducido de medidas representativas, por ejemplo cerca de la superficie, en el máximo de ionización y en las profundidades correspondientes al 90% y 50% del máximo de ionización[9].

Cuando se usa una cámara de ionización, la magnitud que se mide es el 50% de la distribución de ionización en profundidad en agua,  $R_{50,ion}$ . Esta es la profundidad en agua ( $\text{g/cm}^2$ ) en la que la corriente de ionización es el 50% de su valor máximo. El valor de la profundidad de hemiabsorción en agua para la distribución de dosis en profundidad,  $R_{50}$ , se obtiene usando:

$$R_{50} = 1.029 R_{50,ion} - 0.06 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2)$$

$$R_{50} = 1.059 R_{50,ion} - 0.37 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2)$$

Y la profundidad de referencia  $z_{ref}$  viene dada por

$$z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50} \text{ en g/cm}^2)$$

Esta profundidad está próxima a la del máximo de la dosis absorbida,  $z_{max}$ , para haces de calidades  $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_o \leq 10 \text{ MeV}$ ), pero para calidades superiores es más profunda que  $z_{max}$ . Se reconoce que esta elección de la profundidad de referencia puede ser menos conveniente que la recomendada, ya que para un acelerador dado, no habrá dos haces de referencia con la misma profundidad de referencia. Sin embargo, la nueva profundidad ha demostrado reducir significativamente las variaciones de los factores de calibración de la cámara de acelerador a acelerador y la exactitud ganada justifica su uso, especialmente para cámaras de tipo plano-paralelas [9].

La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia,  $z_{ref}$ , en agua, en un haz de electrones de calidad  $Q$  y en ausencia de la cámara, viene dada por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o}$$

donde  $M_Q$  es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia temperatura y presión, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y recombinación de iones.  $N_{D,w,Q_o}$  es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia  $Q_o$ , y  $k_{Q,Q_o}$  es el factor específico de la cámara que corrige por las diferencias entre la calidad  $Q_o$  del haz de referencia y la calidad del haz del usuario  $Q$  [9]

### 2.3.1. Características físicas del haz de radiación.

Una parte integral de TSET es el contar con un riguroso programa de calidad, debido a que usualmente se utiliza alta tasa de dosis con electrones para minimizar el tiempo de tratamiento en un plano a varios metros de distancia. El requerimiento central es tratar virtualmente toda la superficie del cuerpo a una profundidad limitada y con una dosis uniforme usando electrones y con contaminación de rayos X baja.

El haz de electrones es esencialmente monoenergético cuando sale de la guía de ondas del acelerador; sin embargo, el haz de electrones que golpea el fantoma o la superficie del paciente a una distancia fuente-piel (DFP) nominal exhibe un espectro de energías que resulta de la dispersión causada por la interacción de los electrones con el aire y los componentes del cabezal del linac. Una distribución del porcentaje de dosis en profundidad (PDP) de un haz de electrones se muestra en la figura 2.2[3].

El tamaño de campo del haz de electrones compuesto, en el plano de tratamiento del paciente debe ser aproximadamente de 200 cm en altura por 80 cm de ancho para abarcar pacientes grandes, motivo por el cual se deben emplear dos haces angulados con respecto al eje horizontal. Dentro de este rectángulo, una uniformidad vertical de  $\pm 8\%$  y una uniformidad horizontal de  $\pm 4\%$  sobre el área central de  $160 \times 60 \text{ cm}^2$  del plano de tratamiento son metas que se logran en la mayoría de las técnicas. Sin embargo, la uniformidad de la dosis lograda en estudios en fantomas en el plano de tratamiento no puede reproducirse sobre el paciente debido a las inhomogeneidad de la superficie del cuerpo [3].

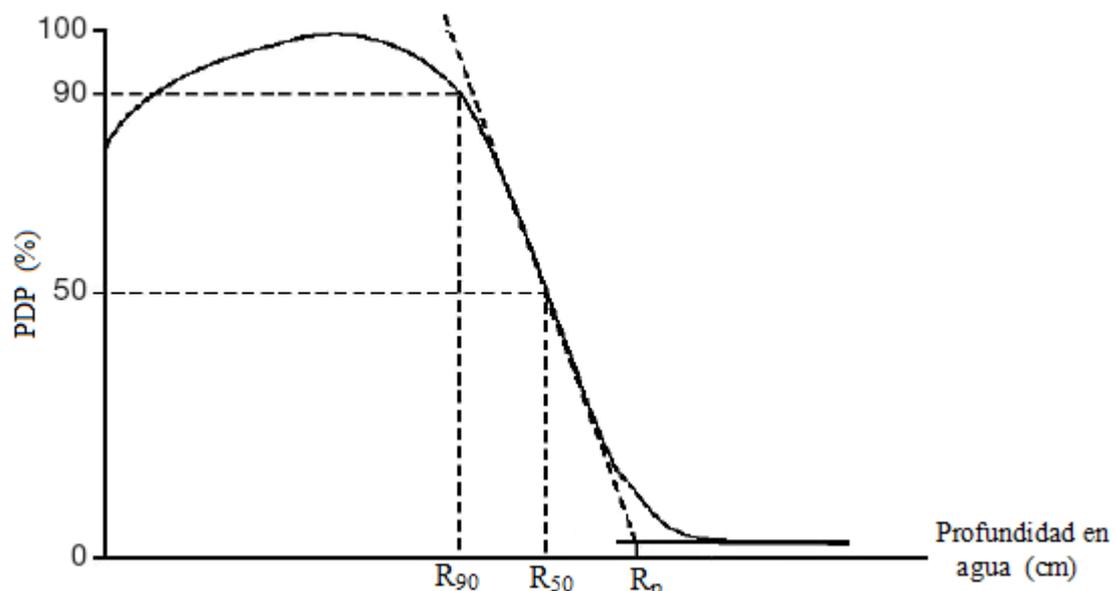


Figura 2.2 Porcentaje de dosis en profundidad ilustrando las definiciones de  $R_{90}$ ,  $R_{50}$  y  $R_p$ .

La angulación de los haces con respecto a la horizontal debe ser tal que para cada haz, se obtenga en el punto de calibración una aproximación al valor del 50% de la medición del campo directo con el linac a 90° o 270° según sea necesario y dirigido hacia la cámara de ionización; o bien se coloquen en sus líneas del 50%. La figura 2.3 ilustra los efectos drásticos que puede tener la angulación de los haces sobre la uniformidad del haz, por lo que, la elección de la angulación es muy importante, se muestran los perfiles del haz vertical a 1 cm de profundidad en poliestireno a 340 cm de la ventana de salida del acelerador se muestran para haces duales con angulación  $\pm 14^\circ$ ,  $\pm 16^\circ$ ,  $\pm 18^\circ$ ,  $\pm 20^\circ$ , y  $\pm 22^\circ$  desde el isocentro horizontal. En este ejemplo, la angulación de  $\pm 18^\circ$  es la que mejor distribución posee, basándonos en la simetría y aplanado de este perfil vertical del haz [10].

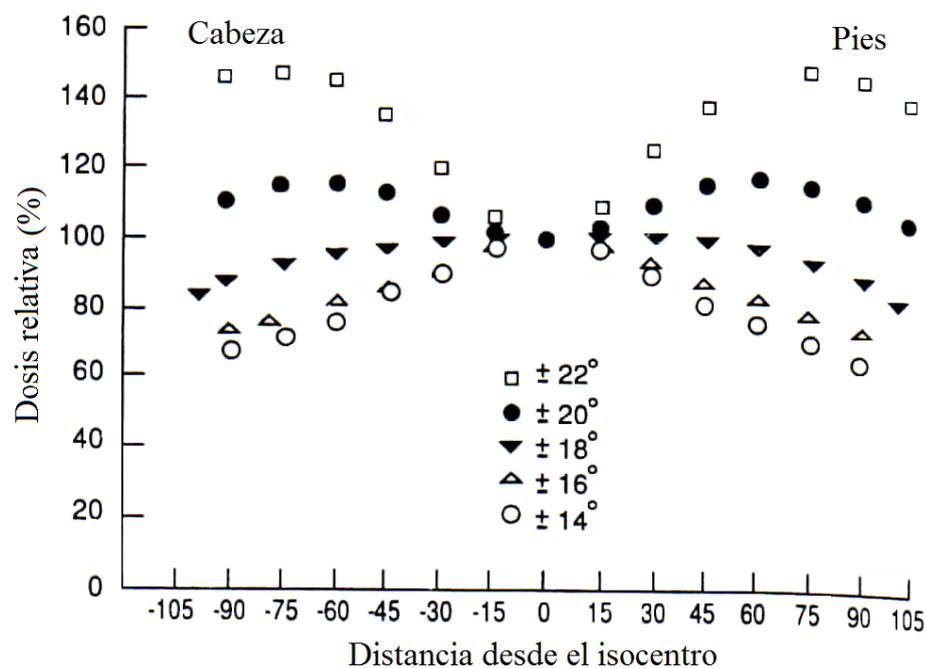


Figura 2.3. Perfiles del haz para haces duales[10]

La dispersión de los electrones juegan un papel importante en la determinación de la forma de las curvas de isodosis ya que existen diferencias significativas entre la forma de las curvas de isodosis para diferentes máquinas. Esas diferencias surgen como resultado de los diferentes sistemas de colimación que los aceleradores emplean. Los sistemas de colimación y el aire causan una dispersión angular del haz además de la distribución en energía. Así, los haces con igual energía,  $E_o$ , que pasan a través de diferentes sistemas de colimación dan origen a diferentes distribuciones de dosis. La uniformidad del haz de electrones por lo general se especifica en un plano perpendicular al eje del haz y a una profundidad fija. La Comisión Internacional en Unidades de Radiación (ICRU por sus siglas en ingles) especificó el aplanado del haz en términos de un índice de uniformidad, el cual se define como la razón del área de dosis que excede el 90% de su valor en el eje central al área de la sección transversal del haz geométrico en la superficie del fantoma [10].

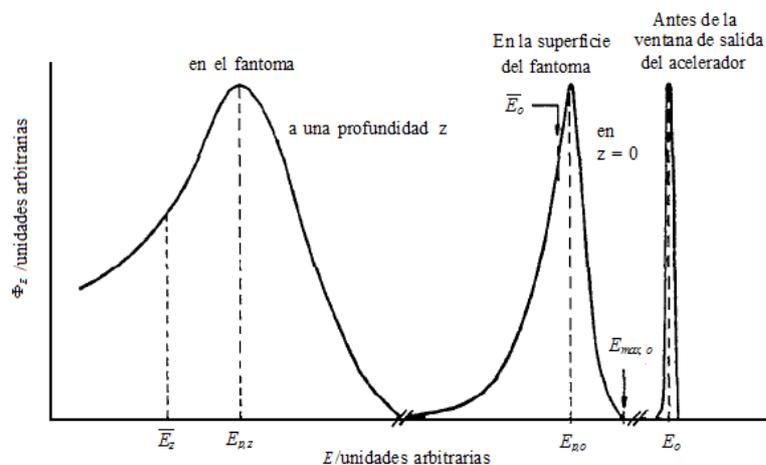
Por otra parte, la AAPM [3] recomienda que el aplanado del haz de electrones se especifique en el plano perpendicular al eje central, a la profundidad del 95% de isodosis más allá de la profundidad de máxima dosis. Mientras que la simetría del haz compara un perfil de dosis sobre un lado del eje central con el del otro lado, y la AAPM recomienda que el perfil del haz transversal en el plano de referencia no difiera en más del 2% en cualquier par de puntos localizados simétricamente en lados opuestos del eje central.

El haz de electrones incidente sobre la ventana de salida del acelerador puede caracterizarse por una distribución de energía relativamente amplia cuyo máximo es llamado la energía del acelerador,  $E_0$ . Cuando el haz pasa a través de la ventana de salida y diferentes materiales entre la ventana de salida y la superficie del fantoma, la energía disminuye y la dispersión en energía se incrementa. La distribución de energía del haz que llega al plano de tratamiento (superficie del fantoma) se caracteriza por su máximo, o energía más probable  $E_{p,o}$ , y una energía promedio menor  $\bar{E}_0$ . La siguiente relación de alcance-energía se usa para relacionar la energía más probable en la superficie del fantoma,  $E_{p,o}$  en MeV, al alcance práctico,  $R_p$  en cm de agua, el cual se define como la profundidad donde la tangente al punto de inflexión de la curva de dosis en profundidad intercepta la línea extrapolada del fondo bremsstrahlung.

$$E_{p,o} = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2$$

donde para agua,  $C_1 = 0.22 \text{ MeV}$ ,  $C_2 = 1.98 \text{ MeV cm}^{-1}$ , y  $C_3 = 0.0025 \text{ MeV cm}^{-2}$ .

La calidad del haz de electrones clínico se ha especificado en prácticamente todos los protocolos disimétricos por  $\bar{E}_0$ , la energía media de los electrones que golpean la superficie de tratamiento. Este índice de calidad del haz fue derivado de las mediciones de la profundidad del alcance-medio  $R_{50}$ , definido como la profundidad a la cual la dosis del haz de electrones disminuye al 50% de su valor máximo [11][12].



**Figura 2.4** Parámetros de energía usados para caracterizar un haz de terapia de electrones.

La relación empírica entre  $\bar{E}_0$  y  $R_{50}$  en cm en agua, es:

$$\bar{E}_0 = C_4 \cdot R_{50}$$

donde  $C_4 = 2.33 \text{ MeV cm}^{-1}$  para agua. Estrictamente hablando, la ecuación anterior es solo válida para tamaños de campo grandes, energías entre 5 y 30 MeV, y para  $R_{50}$  determinada de la distribución de dosis a profundidad medida en agua con una distancia fuente-cámara constante [12].

El protocolo TG-21 de la AAPM recomendó el valor de  $C_4$  como  $2.33 \text{ MeV cm}^{-1}$ . Sin embargo, cálculos más recientes en Monte Carlo realizados por Rogers y Bielajew muestran que el valor de  $C_4$  en el alcance de energía es cercano a  $2.4 \text{ MeV cm}^{-1}$  [13].

La energía promedio a la profundidad  $z$  en un fantoma,  $\bar{E}_z$ , es también una cantidad de uso general en dosimetría del haz de electrones. Una relación empírica, originalmente propuesta para la energía más probable de un espectro de electrones a una profundidad  $z$  en un fantoma de agua, ha sido recomendada por muchos protocolos de dosimetría de electrones para determinar  $\bar{E}_z$  de acuerdo a:

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 \left(1 - z/R_p\right)$$

La ecuación anterior es solo una aproximación aceptable de la energía promedio a profundidad en agua para haz de electrones con energía incidente menor a 10 MeV o para profundidades pequeñas a altas energías.

Cuando las mediciones se realizan en fantomas de plástico (alternativa para  $E_0 \leq 10 \text{ MeV}$ )  $R_{50,pl}$  y  $R_{p,pl}$  deben convertirse a valores en agua a fin de obtener la energía promedio en la superficie del fantoma usando la empírica entre  $\bar{E}_0$  y  $R_{50}$  en cm en agua.

Así, los alcances del electrón en plástico  $R_{pl}$  deben convertirse en alcances en agua como sigue:

$$R_{agua} = R_{pl} C_{pl}$$

donde  $C_{pl}$  es un factor de corrección que depende del material del cual está constituido el fantoma, y se define en el protocolo TRS 381 de la IAEA [17] como el cociente entre la profundidad media de penetración de los electrones en agua y en plástico. En la Tabla se dan valores de  $C_{pl}$  para algunos plásticos. Los valores nominales de la densidad  $\rho_{pl}$  para cada plástico se muestran también en la tabla 2.2.

Tabla 2.2 Valores para el factor de puesta en escala de la profundidad,  $C_{pl}$ , y la densidad nominal,  $\rho_{pl}$ , para algunos plásticos.

<b>Fantoma plástico</b>	<b><math>C_{pl}</math></b>	<b><math>\rho_{pl}</math> (g/cm<sup>3</sup>)</b>
Agua sólida (WT1)	0.967	1.020
Agua plástica	0.991	1.013
PMMA	1.123	1.190
Poliestireno claro	0.908	0.940
Poliestireno blanco <sup>a</sup>	0.981	1.060
A-150	1.067	1.127

### 2.3.2. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: TRS N° 398[14]

El TRS N° 398[14] es un código de práctica internacional que proporciona una metodología para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua en haces de fotones de baja, media y alta energía, haces de electrones, haces de protones y haces de iones pesados utilizados en radioterapia externa.

La estructura de este código de práctica difiere de TRS N° 277[14] y tiene un gran parecido con TRS N° 381, en que las recomendaciones prácticas y los datos para cada tipo de radiación se han colocado en una sección individual dedicada a ese tipo.

## 2.4 Interacción de la radiación con la materia.

El término radiación se aplica para describir la emisión y propagación de energía a través del espacio o de un medio material; y por interacción de la radiación con la materia, se entiende los mecanismos mediante los cuales ésta cede energía a los átomos que encuentra en su trayectoria. Existen varios tipos de radiación y dependiendo de su capacidad de ionizar la materia, se clasifica en dos categorías: radiación ionizante y no ionizante.

En este trabajo nos interesa la radiación ionizante que es aquella capaz de excitar y ionizar átomos de la materia con la que interactúa. Entre las radiaciones ionizantes tenemos los rayos  $\gamma$ , rayos X, electrones, partículas cargadas pesadas (alfas, protones, etc.), y neutrones. Además, la radiación ionizante por su forma de interactuar con la materia se puede clasificar en radiación directamente ionizante o indirectamente ionizante.

### 2.4.1 Interacción de fotones con la materia.

Los fotones (rayos X y  $\gamma$ ) son de origen electromagnético, son eléctricamente neutros y no pierden energía de manera constante cuando atraviesan la materia. A su vez, ellos pueden viajar cierta distancia antes de interactuar con un átomo. Cuando el fotón interactúa con la materia puede ser absorbido y desaparecer, o puede ser dispersado cambiando su dirección de viaje con o sin pérdida de energía.

Cuando los fotones pasan a través de la materia, depositan energía en el medio a través de un proceso de dos pasos [15]:

- I. El fotón incidente interactúa con el medio liberando una partícula cargada (electrones). Esta interacción se lleva a cabo a través de uno de los tres mecanismos fundamentales por los cuales los fotones depositan su energía en la materia: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares; cuyas probabilidades de ocurrencia dependen de la energía inicial de los fotones. Durante estos procesos el fotón incidente transfiere una parte o toda su energía a un electrón orbital, el cual adquiere cierta energía cinética y se convierte en un electrón primario.
- II. Los electrones primarios, depositan su energía en el medio a través de interacciones directas de Coulomb con otros electrones orbitales de los átomos en el medio. La pérdida de energía de los electrones primarios corresponde a la energía absorbida por el medio y constituye la dosis absorbida, la cual es importante en radioterapia. Sin embargo, no toda la energía transferida puede ser absorbida localmente, los electrones con suficiente energía pueden gastar algo o toda su energía en el proceso bremsstrahlung, durante el cual la energía del fotón es radiada lejos y no se absorbe localmente.

Si el medio en el cual interactúan los electrones consiste de tejido vivo, la energía depositada en las células puede destruir su capacidad reproductiva; la mayor parte de la energía absorbida se convierte en calor produciendo efectos no biológicos.

## 2.4.2. Interacción de partículas cargadas con la materia.

Existe una diferencia fundamental entre de un haz de partículas cargadas y un haz de fotones cuando interactúan con la materia. Mientras que los fotones interactúan por los procesos fotoeléctrico, dispersión Compton y producción de pares; las interacciones o colisiones de las partículas cargadas (electrones, protones, partículas  $\alpha$ , y núcleos) son debidas a fuerzas de Coulomb, entre el campo eléctrico de la partícula cargada y el campo eléctrico de los electrones orbitales, y el núcleo de los átomos del material. Las colisiones entre las partículas y los electrones atómicos resultan en ionización y excitación de los átomos, mientras que las colisiones entre la partícula y los núcleos resultan en pérdida radiativa de energía o bremsstrahlung [15].

La rapidez a la cual una partícula cargada pierde energía al pasar a través de un material depende de la naturaleza de las partículas incidentes y del blanco. Esta cantidad es conocida en la literatura como poder de frenado del material,  $-dE/dx$ .

En general, el poder de frenado es una medida de la eficiencia de una partícula para ocasionar ionización, por lo que, cuando una partícula se mueve a través de la materia su capacidad de ionización cambia.

Para un tipo de partícula cargada con cierta energía, el poder de frenado está dado por el producto de la probabilidad  $\mu$  por unidad de distancia viajada de que ocurra una colisión electrónica (sección eficaz macroscópica, o coeficiente de atenuación) y la energía promedio perdida por colisión,  $Q_{prom}$ . Esta última está dada por

$$Q_{prom} = \int_{Q_{min}}^{Q_{max}} Q W(Q) dQ$$

$W(Q)$  es una densidad de probabilidad por eV, tal que,  $W(Q)dQ$  es la probabilidad que en una colisión dada resulte una pérdida de energía entre  $Q$  y  $Q + dQ$ , con  $Q$  expresada en eV.

Así, el poder de frenado  $-dE/dx$  está dado por

$$-\frac{dE}{dx} = \mu Q_{prom} = \mu \int_{Q_{min}}^{Q_{max}} Q W(Q) dQ$$

Si  $\mu$  se expresa en  $\text{cm}^{-1}$  y  $Q$  en MeV, entonces la ecuación anterior da el poder de frenado en  $\text{MeV cm}^{-1}$ . Las cantidades  $\mu$  y  $Q_{prom}$ , y por tanto  $-dE/dx$ , dependen del tipo de partícula, su energía, y el medio que cruza.

El poder de frenado, también es referido como la transferencia lineal de energía (LET por sus siglas en inglés) de la partícula, usualmente expresada en  $\text{keV } \mu\text{m}^{-1}$  en agua. El poder de frenado y LET están asociados cercanamente con la dosis entregada por la partícula cargada (o partículas cargadas en retroceso producidas por fotones incidentes o neutrones) y con la efectividad biológica de diferentes tipos de radiación [3].

El concepto de transferencia lineal de energía, o LET, se introdujo a principios de 1950 para caracterizar la rapidez de transferencia de energía por unidad de distancia a lo largo de la trayectoria de la partícula cargada. Como tal, el LET y el poder de frenado fueron sinónimos. Al estudiar los efectos de la radiación en términos de LET, la distinción fue hecha entre la energía transferida en un blanco por una partícula cargada y la energía que en realidad se absorbía allí. En 1962 la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU), definió el LET como el cociente  $-dE_L/dx$ , donde  $dE_L$  es la “energía promedio impartida localmente” a un medio por una partícula cargada al recorrer una distancia  $dx$ . Las palabras “impartida localmente”, sin embargo, no se especificaron con precisión, y el LET no se utilizó siempre con el mismo significado. En 1980, la ICRU [24] definió  $LET_\Delta$  como el poder de frenado restringido para pérdidas de energía que no excedan  $\Delta$ :

$$LET_\Delta = \left( -\frac{dE}{dx} \right)_\Delta = \mu \int_{Q_{\min}}^\Delta QW(Q) dQ,$$

Y con el símbolo  $LET_\infty$  se denota el poder de frenado usual (no restringido).

Por otra parte, se sabe que las partículas con carga viajan cierta distancia antes de llegar al reposo, a esta distancia se le conoce como “alcance” de la partícula, y además el recíproco del poder de frenado da la distancia viajada por unidad de energía pérdida. Por tanto, el alcance  $R(T)$  de una partícula de energía cinética  $T$  es la integral de esta cantidad definida por:

$$R(T) = \int_0^T \left( -\frac{dE}{dx} \right)^{-1} dE$$

La trayectoria de una partícula cargada en un medio no es en línea recta; al contrario, la partícula se mueve en pequeños segmentos de línea recta debido a múltiples dispersiones de Coulomb. Esto implica que el alcance de un haz de partículas deberá mostrar una fluctuación estadística alrededor de un valor medio.

## 2.5. Unidades y Medidas dosimétricas

Las magnitudes y unidades empleadas en dosimetría se utilizan para caracterizar y cuantificar los campos de radiación y describir la interacción de la radiación con la materia como función del tipo de radiación ionizante incidente.

A continuación se presentan las principales magnitudes dosimétricas y su definición según la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU). Los conceptos de dosis absorbida y dosis equivalente se han revisado por la ICRP, en su publicación número 60 publicada en 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection [16].

### 2.5.1 Fluencia $\Phi$ [16]

Proporciona una caracterización del campo de radiaciones sin referirse a su interacción con el material irradiado. La fluencia de partículas se define como el número de partículas que atraviesan una esfera finita.

$$\Phi = dN / da \quad [m^{-2}]$$

Donde  $dN$  es el número de partículas que penetran en una esfera y  $da$  es el área de la sección normal de dicha esfera.

### 2.5.2 Densidad de flujo $\phi$

El flujo,  $\phi$ , es el cociente de  $d\Phi$  por  $dt$  donde  $d\Phi$  es el incremento de fluencia en el intervalo de tiempo  $dt$ .

$$\phi = d\Phi / dt \quad [m^{-2} s^{-1}]$$

### 2.5.3 Fluencia de energía $\Psi$ [16]

Es el cociente entre la energía de la radiación incidente  $dR$  y la sección normal en una esfera  $da$ .

$$\Psi = dR / da \quad [J m^{-2}]$$

### 2.5.4 Flujo energético $\psi$ [16]

También conocido como tasa de fluencia de energía  $\psi$ , es el cociente de  $d\Psi$  por  $dt$ , donde  $d\Psi$  es la variación de la fluencia de energía por intervalo de tiempo  $dt$ .

$$\psi = d\Psi / dt \quad [J m^{-2} s^{-1}]$$

### 2.5.5. Exposición.

Esta magnitud, que se aplica solamente a los rayos X y los rayos gamma en aire y se representa con el símbolo **X**. Se define como el cociente de la carga absoluta **dQ**; es decir, a partir de la carga total de los iones de un signo producidos cuando todos los electrones liberados por fotones son frenados completamente; entre una masa de aire **dm**.

$$X = dQ / dm \quad [C/Kgr]$$

La unidad de exposición en el Sistema Internacional (SI) es coulomb entre kilogramo (C/Kg).

### 2.5.6. Dosis absorbida.

Es el cociente entre  $d\varepsilon$  y  $dm$

$$D = d\varepsilon / dm \quad [Gray (Gy) = 1J / Kg]$$

Donde  $d\varepsilon$  es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen y **dm** la masa de materia contenida en dicho volumen. La energía impartida, y por lo tanto, la dosis, depende del tipo de radiación y de su intensidad, así como de la naturaleza del material irradiado <sup>[18]</sup>.

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas considera que esta cantidad física es de tal importancia en Radiología, Radioterapia y Protección Radiológica que se justifica el empleo de un nombre especial, asignándole el de Gray (Gy), cuyas unidades son joule por kilogramo. Esta cantidad de energía corresponde a la energía calorífica necesaria para elevar la temperatura de un litro de agua de 4°C a 4.00024°C.

### 2.5.7. Rapidez de dosis

La rapidez de dosis absorbida se obtiene al dividir el incremento de dosis absorbida entre el intervalo de tiempo  $dt$ :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad \left[ \dot{D} \right] = \frac{Gy}{s}$$

Donde  $dD$  es el número de la dosis absorbida en el intervalo de tiempo  $dt$ . El Gray es aplicable a todo tipo de radiación ionizante, tanto a la debida a campos externos de radiación gamma, neutrones como a la causada por partículas cargadas.

### 2.5.8. Eficiencia biológica, dosis equivalente y efectiva.

El daño biológico depende de la naturaleza de la radiación, es decir, de su calidad. De ahí, aparece la necesidad de introducir una nueva magnitud que permita medir radiaciones de calidad distinta con una misma unidad. Esta magnitud es, inicialmente la eficiencia biológica relativa (EBR).

**La eficiencia biológica relativa** de dos radiaciones es la razón entre las dosis absorbidas de ambas, necesarias para provocar el mismo efecto biológico. De la definición se deduce que la noción de la EBR es una noción experimental pues está referida a un efecto biológico y, para las mismas radiaciones, variara según el efecto biológico considerado.

Como interesa, sobre todo, el efecto biológico en ciertos órganos críticos y los efectos genéticos y somáticos consecuencia de una irradiación del organismo entero, y dado que la EBR varía según el efecto, se escoge el valor máximo de la eficiencia biológica relativa introduciendo, eventualmente, un coeficiente de seguridad para tener en cuenta las impresiones experimentales de medida; estos valores así escogidos en protección radiológica serán, pues, valores fijos a los que se denomina factor de calidad, Q.

El factor de calidad es un factor de ponderación que se aplica a la dosis de distintas radiaciones para evaluar y comparar entre si los respectivos efectos. El resultado de tal ponderación es la llamada dosis equivalente, H. [17].

$$H = D \cdot Q \quad [J/Kg]$$

La unidad de dosis equivalente, en el SI es el J / kg, denominada sievert (Sv).

Tabla 2.3 Factor de calidad para diferentes tipos de radiación

TIPOS DE RADIACIÓN	Q
Rayos X, $\gamma$ .	1
Partículas $\beta$ y electrones(E >0.03 Mev).	1
Partículas $\beta$ y electrones(E < 0.03 Mev)	1.7
Neutrones térmicos	2
Neutrones térmicos	10
Protones, partículas $\alpha$ , iones pesados.	20

### 2.5.9. Kerma.

El Kerma, K, es el acrónimo de las iniciales en inglés de Kinetic Energy Released in Matter. El Kerma representa la razón entre la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes con carga eléctrica que son liberadas por partículas ionizantes sin carga eléctrica,  $dE_{tr}$ , en un elemento de materia de masa  $dm$  <sup>[19]</sup>.

$$K = dE_{tr} / dm$$

La unidad para cuantificar el Kerma es el Gray (Gy), que es la misma unidad utilizada para cuantificar la Dosis absorbida.

### 2.5.10. Actividad [17]

Es el Cociente de  $dN$  entre  $dt$ ,

$$A = dN / dt$$

donde  $dN$  es el número de transformaciones nucleares espontaneas que se producen en un radionúclido durante un tiempo  $dt$ . La unidad de actividad en el Sistema Internacional es el Bequerelio (Bq):

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$$

El Curie (Ci) también es una unidad de actividad:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

## **2.6. Irradiación a cuerpo entero.**

La micosis fungoides y otros linfomas cutáneos son enfermedades poco frecuente que se manifiestan en la mayoría de los casos en la totalidad de la piel con una serie de lesiones superficiales. Uno de los controles más efectivos en contra de la reproducción desordenada de estas células, se ha obtenido mediante el uso de electrones de 2 a 9 MeV de energía, debido a sus particulares cualidades de impartir un máximo de dosis cercano a la superficie, y una dosis prácticamente nula más allá de cierta profundidad, característica ideal en el tratamiento de lesiones superficiales. Este es el principio de una de las técnicas especiales de radioterapia conocida como terapia de cuerpo entero con electrones o TSET (Total Skin Electron Therapy), la cual consiste en irradiar la totalidad de la piel mediante haces de electrones; el volumen blanco está definido por toda la superficie cutánea, y en profundidad por la dermis y la epidermis [8].

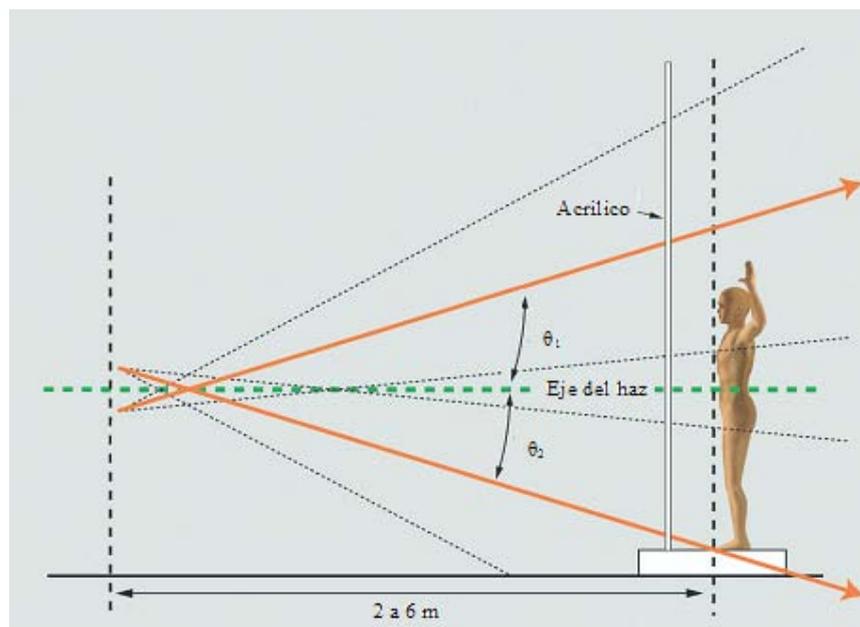
### **2.6.1. Técnicas de irradiación a cuerpo entero.**

La irradiación a cuerpo entero con electrones se ha usado para el tratamiento de micosis fungoides desde 1950 y diferentes técnicas se han desarrollado en varios centros, las cuales se describen en el reporte publicado por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) [3].

A lo largo de la evolución de dicho tratamiento, se han desarrollado esencialmente tres técnicas: (a) técnica traslacional, en la cual el paciente permanece acostado y es trasladado a través de un haz de electrones lo suficientemente amplio como para cubrir las dimensiones transversas del paciente, mediante una camilla que se mueve a velocidad adecuada; (b) técnica rotacional, en la cual el paciente permanece de pie en una plataforma giratoria enfrente a un campo de electrones amplio; y (c) técnica Stanford, donde el paciente se encuentra de pie y estacionario, y es colocado en distintas posiciones para ser tratado a una distancia fuente-piel grande con un campo simple o una combinación de ellos [29].

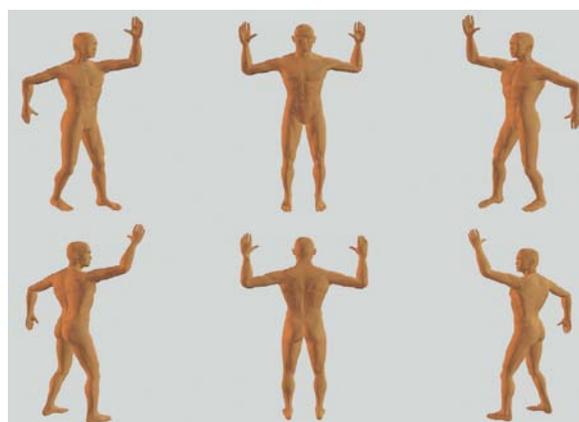
El principal objetivo del tratamiento es tratar uniformemente la superficie del cuerpo a una profundidad limitada. Para lograr esto, el campo de electrones en el plano de tratamiento deberá cubrir un área de al menos 200 cm de altura y 80 cm de ancho para abarcar pacientes grandes. En la técnica Stanford, para conseguir un campo grande (suficiente para cubrir desde los pies a la cabeza) y uniforme, se emplean grandes distancias fuente-paciente de 2 a 6 m; considerando además que cada campo está compuesto de dos haces posicionados cierto ángulo con respecto a la horizontal, como se muestra en la figura 2.5. Debido a la variación en la forma, orientación, y tamaño del cuerpo, es difícil obtener una adecuada uniformidad en la dosis sobre la superficie completa del cuerpo por lo que de dos a seis campos traslapados se emplean.

En la mayoría de las técnicas se incorpora una lámina de un material de número atómico bajo (Lucita o plexiglás), cuyas dimensiones cubran el área de tratamiento. Se coloca a cierta distancia frente del paciente y contribuye a incrementar la dispersión de los electrones en el plano de tratamiento o reducir la energía del haz a un valor aceptable. Esto mejora la uniformidad de la dosis, particularmente en las superficies oblicuas del cuerpo; pero reduce la penetración y la dosis se anula a una profundidad menor [3].



**Figura .2.5 Geometría del tratamiento para terapia de cuerpo entero con electrones.**

La técnica de Stanford original promovida por Karzmark [18]. empleaba cuatro orientaciones del cuerpo, anterior, posterior, y dos campos laterales, con el paciente de pie. Esta técnica fue modificada por Page [19], para obtener una mejor uniformidad en la dosis y el arreglo original fue reemplazado por la técnica de seis campos, figura 2.6



**Figura 2.6 Posiciones del paciente para la terapia de cuerpo entero con electrones.**

La contaminación por rayos X está presente en toda terapia con haces de electrones y representa un factor limitante en la irradiación a cuerpo entero. Generalmente, los rayos X se producen por bremsstrahlung en la ventana de salida del acelerador, las hojas dispersoras, cámaras de ionización, colimador, etc.

En la técnica de Stanford, la contaminación por rayos X que incide sobre el paciente se reduce al desviar el haz un ángulo de 10 a 15 grados por arriba y debajo de la horizontal, debido a que los rayos X producidos por los dispersores en el colimador son preferiblemente dirigidos sobre el eje central, así estos no alcanzan al paciente la mayoría de las veces [3].

La EORTC (European Organization for the Research and Treatment of Cancer) recomienda para este tipo de tratamientos [20], lo siguiente:

- Una dosis total de 31 a 36 Gy prescritos a la superficie de la piel
- La inhomogeneidad de la dosis en el aire a la distancia de tratamiento debería ser menor al 10 % dentro de las dimensiones vertical y lateral.
- La línea de isodosis del 80 % debe estar a una profundidad mayor o igual a 4 mm de la superficie de la piel para garantizar que la epidermis y la dermis estén dentro de la región de alta dosis.
- La línea de isodosis del 80 % debe recibir una dosis total mínima de 26 Gy.
- La línea de isodosis del 20 % deberá estar a menos de 20 mm de la superficie de la piel para minimizar la dosis a estructuras subyacentes.
- Deberán usarse de 30 a 36 fracciones para minimizar los efectos secundarios agudos.
- La dosis total a médula ósea por contaminación de rayos X debe ser menor que 0.7 Gy.
- Deben utilizarse protectores en los ojos para garantizar que la dosis recibida no sea mayor que el 15 % de la dosis prescrita en la superficie de la piel.

## 2.7 TERMOLUMINISCENCIA

Luminiscencia.

La ley de Stoke dice que cuando la radiación incide sobre un material, parte de su energía puede ser absorbida y reemitida como luz de una longitud de onda más larga de acuerdo a las características del propio material, a este proceso se le llama luminiscencia.

La longitud de onda de la luz emitida es característica del material luminiscente y no de la radiación incidente, la luz emitida por el material puede ser de luz visible, rayos ultravioletas o infrarrojos. Los diversos fenómenos de luminiscencia reciben su nombre por el tipo de mecanismo utilizado para excitar la emisión. Por ejemplo: La fotoluminiscencia que es la excitación por medios ópticos o luz ultravioleta, la radioluminiscencia que es la excitación por radiaciones nucleares, la quimioluminiscencia que es luminiscencia generada por una reacción química, sonoluminiscencia que se genera por onda sonoras, etc.

La Termoluminiscencia además de su empleo como herramienta adecuada en muchos casos para la caracterización de propiedades ópticas y térmicas en Ciencia de los Materiales, la principal aplicación práctica de la termoluminiscencia (TL) es sin duda en la Dosimetría de Radiaciones (TLD). La termoluminiscencia está considerada como un método de medida de gran versatilidad que se adapta sin excesivas dificultades a la gran variedad de actividades científicas o técnicas en la que se requiera una determinación precisa de la dosis absorbida por irradiación[21].

### Descripción fenomenológica del proceso termoluminiscente

La termoluminiscencia (TL) es el fenómeno de emisión de luz por parte de un material aislante o semiconductor cuando es calentado tras haber absorbido previamente cierta cantidad de energía de un campo de radiación ionizante, diferente a la que se origina simplemente por calentar un cuerpo hasta la incandescencia. [22]

En los materiales termoluminiscentes empleados en dosimetría las emisiones TL son esencialmente procesos relacionados con la presencia de impurezas que han sido introducidas artificialmente en la red del material matriz (dopantes). Esta impurezas generan niveles de energía específicos (trampas) en la banda de energías prohibidas situada entre la banda de valencia y la banda de conducción los cuales no existen en el material puro. Estos nuevos niveles pueden ser ocupados por los portadores de carga, electrones y/o huecos, liberados durante la irradiación.

En materiales aislantes la banda prohibida suele ser bastante ancha, 6eV ó mayor, permitiendo la presencia de gran variedad de trampas asociadas a diversos complejos de defectos en los que intervienen precisamente las impurezas con las que se ha dopado al material [23].

En efecto, durante la irradiación el material absorbe cierta cantidad de energía que se traduce en la creación de pares electrón hueco ( $e^+h^-$ ), excitando electrones a la banda de conducción y dejando sus respectivos huecos en la banda de valencia. Ambos tipos de cargas pueden moverse por sus respectivas bandas y tras un corto intervalo de tiempo se recombinan bien sea por canales radiativos o por no radiativos. La existencia de esos niveles intermedios en la banda prohibida hace que se abra un canal alternativo a través del cual parte de esos electrones y/o huecos generados tras la irradiación quedan estabilizados retrasando o impidiendo su inmediata recombinación [24]. La figura 2.7 representa el proceso.

- 1.- **La absorción de energía:** Se lleva un electrón a la banda de conducción dejando un hueco en la banda de valencia.
- 2.- **La recombinación inmediata:** representa el regreso al estado fundamental previo a la irradiación ya sea por canales radiativos o no radiativos.
- 3.- **El atrapamiento:** Es la captura de los portadores de carga. Estos niveles intermedios o trampas sirven como lugares en los que una pequeña fracción de la energía absorbida por el material del campo de radiación puede quedar almacenada una vez que la irradiación ha concluido.

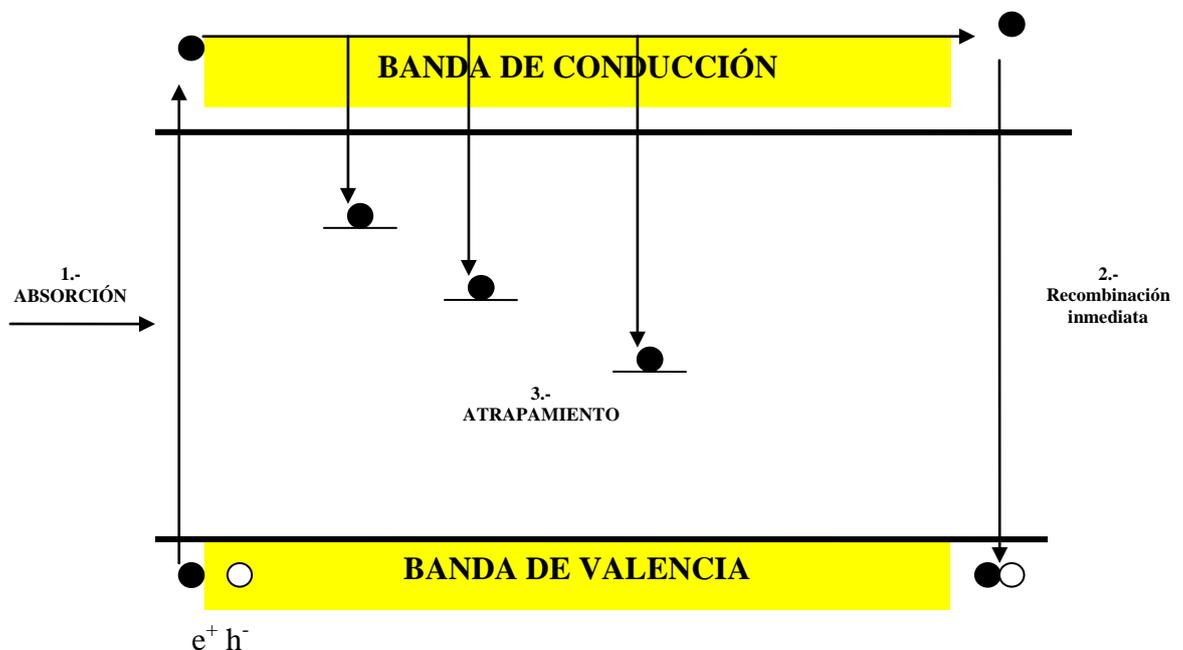


Figura 2.7. Mecanismo de termoluminiscencia

Es posible encontrar estructuras red matriz en las que haya una distribución de estos niveles de impurezas cercana a la banda de conducción. En tal caso, se consigue excitar de nuevo las cargas atrapadas a la banda de conducción simplemente suministrando una pequeña cantidad de energía en forma de calor, es decir, elevando la temperatura del material.

Si se aumenta gradualmente la temperatura, las cargas atrapadas en las trampas más próximas a la banda de conducción serán excitadas en primer lugar. Estas alcanzarán la banda de conducción a temperaturas inferiores que aquellas cargas que hayan sido atrapadas en trampas más profundas y que obviamente necesitarán una energía mayor para ser liberadas. Una vez en la banda de conducción y, con el material a alta temperatura, el proceso más probable es la recombinación que de nuevo tiene la posibilidad de seguir canales radiativos y no radiativos [24].

En los algunos materiales TL, la recombinación radiativa está favorecida por la existencia de centros de recombinación luminiscente, también asociados a impurezas dopantes específicas.

Todo este proceso tiene lugar durante la etapa de lectura del dosímetro y se ha representado en la figura 2.8.

4.- **Liberación térmicamente:** Estimulada de cargas atrapadas seguida de la difusión de electrones por la banda de conducción y huecos en la banda de valencia. Finalmente el paso 5.- **Recombinación** radiativa que tiene lugar en el centro de recombinación y que es la que genera la curva de termoluminiscencia.

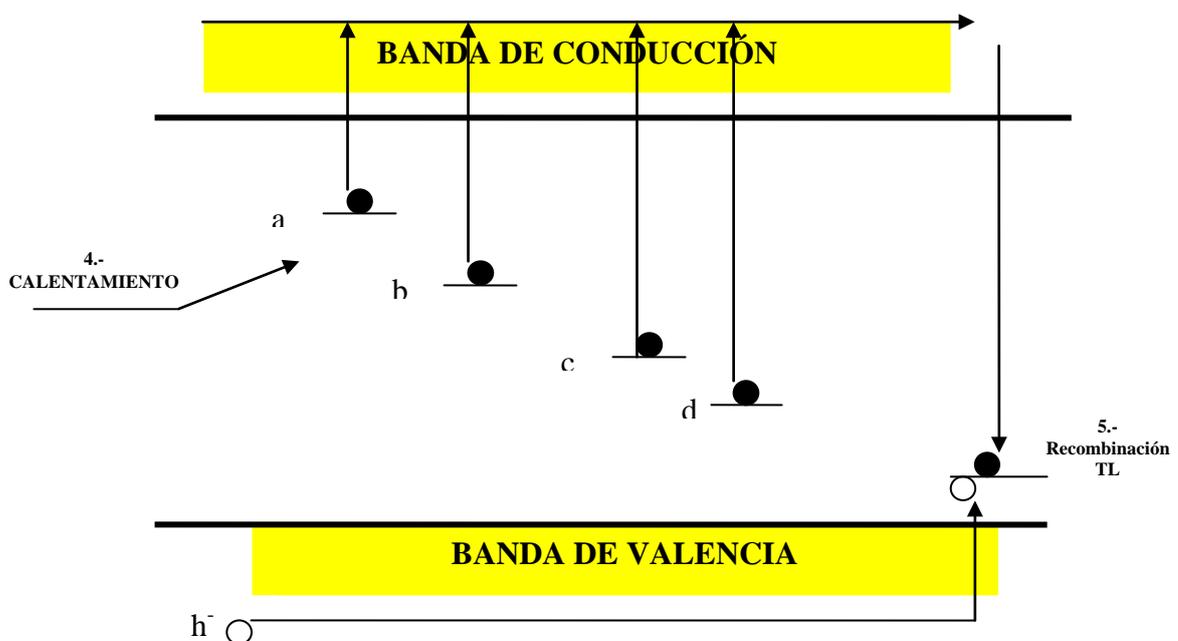


Figura 2.8 Generación de la curva termoluminiscente

El número de cargas atrapadas en los niveles asociados a las impurezas es proporcional a la concentración de trampas existentes y naturalmente es función de la cantidad de energía absorbida por el material del campo de radiación. Si la concentración de trampas permanece constante, entonces el número de cargas atrapadas dependerá únicamente de la energía absorbida. Entonces calentando el material irradiado se tiene un método para estimar el número de cargas atrapadas y por tanto la dosis absorbida a través de la medición de la luz que se emite [25].

Evidentemente la medida de la luminiscencia que se produce en la lectura no es por sí sola una medida cuantitativa de la dosis absorbida por el dosímetro. La dosimetría por termoluminiscencia es un método indirecto de medida que requiere un proceso previo de calibración que permita poder expresar las emisiones TL que en la unidad de magnitudes radiológicas con sentido físico como la dosis absorbida.

La forma y estructura de la curva TL que se obtiene en la lectura está determinada por el proceso de liberación-recombinación de las cargas de distinto signo atrapadas, en este esquema electrones y huecos. Para trampas profundas, como la c o la d de la figura anterior, la probabilidad de escape de sus trampas a temperatura ambiente es muy baja y los picos asociados son estables a esa temperatura. Las trampas a y b de esa figura, dada su proximidad a la banda de conducción, requerirán menos energía para ser liberadas y su probabilidad de escape será mayor pudiendo no ser estables a temperatura ambiente. Por esta razón los picos TL de baja temperatura no se emplean en dosimetría ya que la información dosimétrica no se almacena con una estabilidad térmica suficiente [26].

Para cualquier trampa TL la probabilidad de escape  $p$  de las cargas atrapadas crece proporcionalmente con la temperatura  $T$  y si ésta se incrementa lo suficiente se llega a  $p=1$ . A esa temperatura las cargas habrán adquirido suficiente energía para abandonar sus trampas y migrar por la banda de conducción hasta que se produce la recombinación.

Si bien  $p$  aumenta proporcionalmente con la temperatura, no lo hace la tasa de liberación de cargas atrapadas  $dn/dt$  debido a que, naturalmente, la población de cargas atrapadas es finita y decrece conforme aumenta la temperatura. Por esa razón, al ser incrementada progresivamente la temperatura durante la lectura llega un momento en que la población de cargas atrapadas no es capaz mantener nuevos incrementos en  $dn/dt$  y en consecuencia comenzará a decrecer [27].

Por tanto al aumentar la temperatura,  $dn/dt$  tendrá la forma de un pico: aumenta del lado de bajas temperaturas alcanzando un máximo determinado por las características de la trampa y finalmente decrece hasta cero cuando la temperatura ha crecido lo suficiente como para haber vaciado completamente la trampa.

La recombinación radiativa sigue a la liberación de las cargas, la intensidad de la luz detectada durante la lectura tendrá también la forma de un pico. En la figura anterior cada pico de termoluminiscencia está asociado a una trampa diferente e independiente y la composición de todos ellos daría lugar a una curva compleja de termoluminiscencia, muy habitual en los diferentes materiales termoluminiscentes [28].

### Modelos de defectos para la termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100)

El LiF:Mg,Ti (TLD-100) es el material más ampliamente utilizado en dosimetría por termoluminiscencia en cualquiera de sus aplicaciones. Este material presenta una curva compleja de termoluminiscencia compuesta de un total de doce picos en el rango comprendido entre la temperatura ambiente y los 400° C, que son emitidos en una región espectral situada entre los 420 y 460 nm dependiendo de la temperatura en la que aparece cada uno de ellos [29]. En dosimetría, la temperatura máxima de lectura suele limitarse hasta alcanzar 250° C ó 350° C, zona en la que aparecen cinco picos característicos de los que únicamente los cuatro últimos se emplean para la medida de dosis. Estos picos suelen identificarse por orden de aparición, numerando los como muestra la siguiente figura.

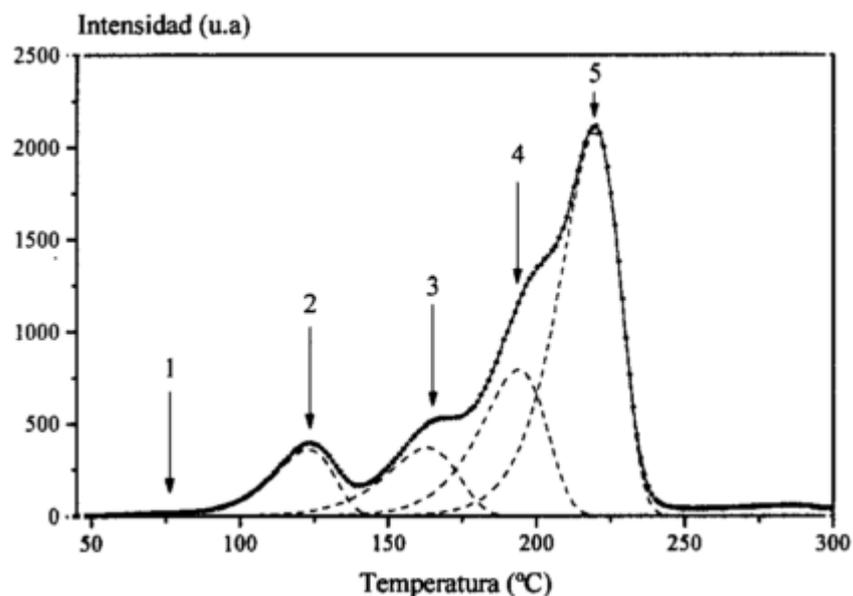
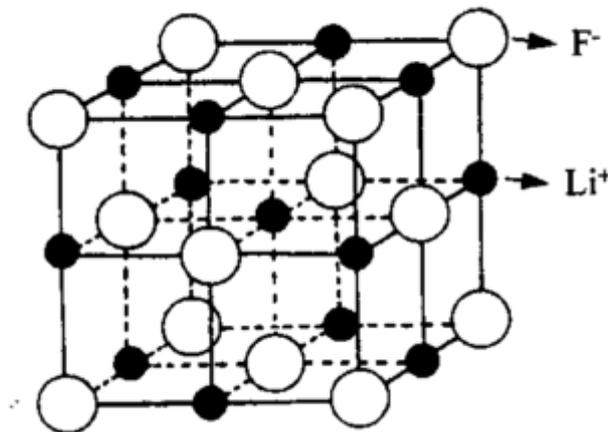


Figura 2.9 Curva de termoluminiscencia del LiF:Mg,Ti (TLD-100).

Las características concretas que presenta cada pico, como la forma y proporción en la curva, depende una amplia variedad de factores como son el ciclo de lectura empleado, los tratamientos térmicos que se hayan aplicado antes y/o después de la irradiación, el tipo de radiación, la dosis impartida, la longitud de onda en la que se efectúe la medida e incluso de la partida de procedencia de las muestras.

La estructura del LiF se compone de dos redes cúbicas centradas en las caras superpuestas, una correspondiente a los iones  $\text{Li}^2$  y otra a los iones  $\text{F}^+$ . La variedad dosimétrica denominada TLD-100 es fluoruro de litio dopado con Mg (100—200 ppm) y Ti(10-20 ppm) fabricada inicialmente por la *Harshaw Chemical Company* y patentada en 1963.

La lectura del TLD100 por gray administrado es prácticamente independiente de la energía de la radiación para calidades del haz mayores o en torno a la del Co-60 ( $\pm 3\%$  de variación), mientras que su respuesta, por gray administrado, crece un 12% para fotones de energía en torno a los 100 KeV y un 40% para los de energía 30 KeV [27].



**Figura 2.10 Estructura de red del Fluoruro de Litio.**

Cuando se introduce una impureza de  $\text{Mg}^{2+}$  en la red del Fluoruro de litio se hace en sustitución del  $\text{Li}^+$ , debido a este aumento de carga, es necesaria la formación de vacantes de  $\text{Li}^+$  para conservar la neutralidad del material.

Por otro lado el Titanio (Ti) entra también en sustitución del  $\text{Li}^+$  en dos posibles estados de carga:  $\text{Ti}^{3+}$  y  $\text{Ti}^{4+}$  y para la compensación de carga se han sugerido varios mecanismos. Uno de ellos es la asociación a la presencia de impurezas de oxígeno en forma de iones  $\text{O}^{2-}$  o de grupos hidroxilo  $\text{OH}^-$  que entran sustituyendo a los vecinos próximos  $\text{F}^-$  [29].

Se ha intentado asociar los picos de termoluminiscencia, las trampas y los centros de recombinación que los generan a los defectos inducidos por las impurezas con las que se ha dopado el material y se han estudiado los mecanismos básicos mediante lo que la energía es primeramente absorbida durante la irradiación y es posteriormente liberada durante la lectura.

El modelo que tradicionalmente ha sido aceptado consiste en un primer proceso en el que se produce el atrapamiento de los portadores de carga liberados durante la irradiación en centros relacionados con el Magnesio.

Durante el calentamiento del material, los portadores de carga atrapados son liberados de nuevo y se produce la recombinación con cargas de signo contrario en centros asociados al Ti sustitucional. De este modo, cada pico que se genera durante la lectura, lo hace como consecuencia de diferentes eventos de recombinación radiativa tras la liberación térmica estimulada de portadores de carga atrapados de distintas trampas, las cuales son de diferente estabilidad térmica y de diferente morfología

El motivo principal por el que es tan complicado asociar defectos a los picos TL reside en que, durante la lectura, los defectos están interviniendo simultáneamente en procesos diferentes a los de vaciado/recombinación y que modifican la emisión termoluminiscente [28].

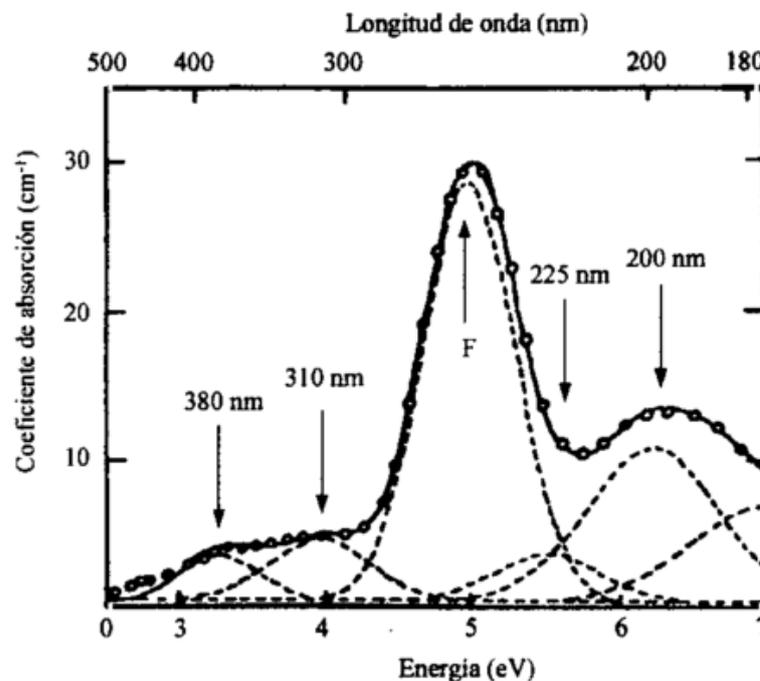


Figura 2.12 Espectro de absorción del LiF: Mg, Ti

### 3.9 Acelerador Lineal.

El acelerador lineal es un equipo que utiliza tecnología de microondas para acelerar los electrones en la parte del acelerador llamada "guía de ondas", y luego permite que estos electrones choquen contra un blanco de metal pesado. Como resultado de estos choques, los rayos X de alta energía son producidos del blanco.

Estos rayos X de alta energía se dirigen al tumor del paciente y se conforman al salir de la máquina para formar un haz que corresponde con el tumor del paciente. El haz puede ser formado ya sea por bloques puestos en la cabeza de la máquina o por un colimador de multihoja incorporado en la cabeza de la máquina. El haz sale de una parte del acelerador llamada gantry, que rota alrededor del paciente.

Un acelerador lineal clínico (Linac) se usa comúnmente en el área de radioterapia en el tratamiento de personas enfermas de cáncer. Este dispositivo utiliza ondas electromagnéticas de alta frecuencia en la región de microondas (~ 3,000 MHz) para acelerar partículas cargadas, tales como electrones, a grandes energías a través de un tubo lineal. El haz de electrones de alta energía se puede usar para tratar tumores superficiales, o se puede hacer que golpee un blanco para producir rayos X para el tratamiento de tumores localizados lejos de la superficie.

Existen varios tipos de diseños de aceleradores lineales, la siguiente figura muestra un diagrama a bloques de un acelerador lineal clínico. La fuente de alimentación proporciona una corriente continua al modulador, el cual incluye una red de formación de pulsos. Los pulsos de alto voltaje del modulador se distribuyen al "magnetron" o "klistron" y simultáneamente al cañón de electrones.

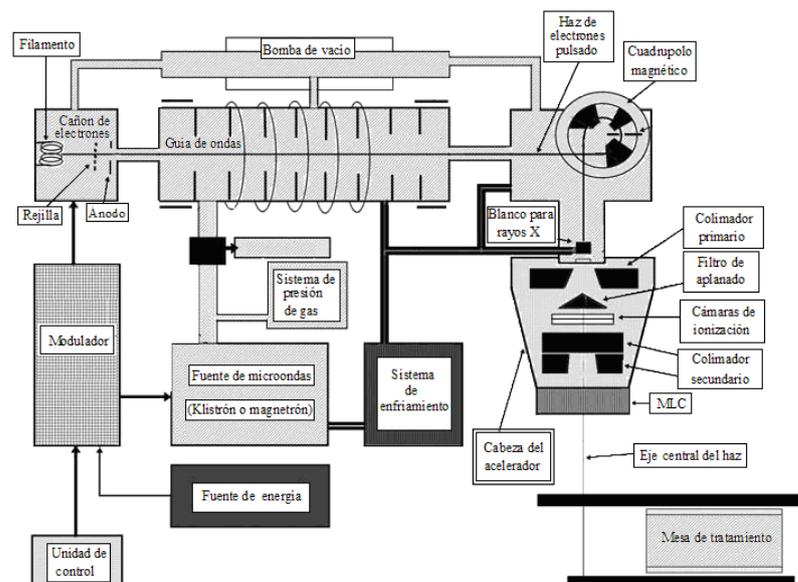


Figura 2.12. Diagrama a bloques de un acelerador lineal.

Los electrones se originan en el cañón de electrones, ahí son acelerados en el sistema de guía de ondas a la energía cinética deseada y en el cabezal se genera un campo magnético para desviar el haz de electrones. La figura 2.12 muestra el diagrama a bloques de un acelerador lineal.

El haz de tratamiento es primero colimado por un colimador primario fijo localizado inmediatamente después del blanco de rayos X. En el caso de rayos X, el haz colimado pasa a través del filtro de aplanado. En el modo de electrones, este filtro es retirado. El haz de rayos X aplanado o el haz de electrones inciden sobre las cámaras de monitoreo de dosis. El sistema de monitoreo consiste de varias cámaras de ionización o de una cámara simple con múltiples placas.

### **3.10. Equipo de cobalto 60**

La unidad de cobalto contiene una fuente radiactiva ubicada en un gran contenedor que actúa de blindaje, con un dispositivo de apertura y cierre que permite controlar la salida del haz útil.

Los equipos de cobaltoterapia constan de las siguientes partes:

**Cabezal:** Es la parte del equipo donde encuentra alojada la fuente de cobalto 60 el cual tiene un mecanismo neumático de exposición de la fuente que opera gracias al desplazamiento del cilindro que contiene la fuente desde el contenedor blindado a la posición de irradiación.

**Colimador:** Es un sistema de placas de plomo (Pb) que define el tamaño del campo de radiación.

**Puente:** Da soporte mecánico del cabezal, al cableado que permite la transmisión de las señales del comando al cabezal y define el ángulo de incidencia del haz de radiación.

**Estativo:** Este aloja dispositivos mecánicos y de control, además de servir de sostén al conjunto.

**Camilla:** Da soporte al paciente y cumple una función en la determinación de las condiciones geométricas del tratamiento, debido que puede ser movida , longitudinal, transversal y verticalmente.

**Consola de control:** Permite controlar las funciones del equipo y muestra, información de la posición de la fuente y el sistema de control del tiempo de exposición de la fuente.

El **Cobalto-60** ( $^{60}\text{Co}$ ) es un isótopo radiactivo del cobalto, con una vida media de 5,27 años [30].  $^{60}\text{Co}$  decae por "desintegración beta" al isótopo estable níquel-60 ( $^{60}\text{Ni}$ ). En el proceso de desintegración,  $^{60}\text{Co}$  emite un electrón con una energía de 315 keV y luego dos rayos gammas con energías de 1,17 y 1,33 MeV, respectivamente [31].

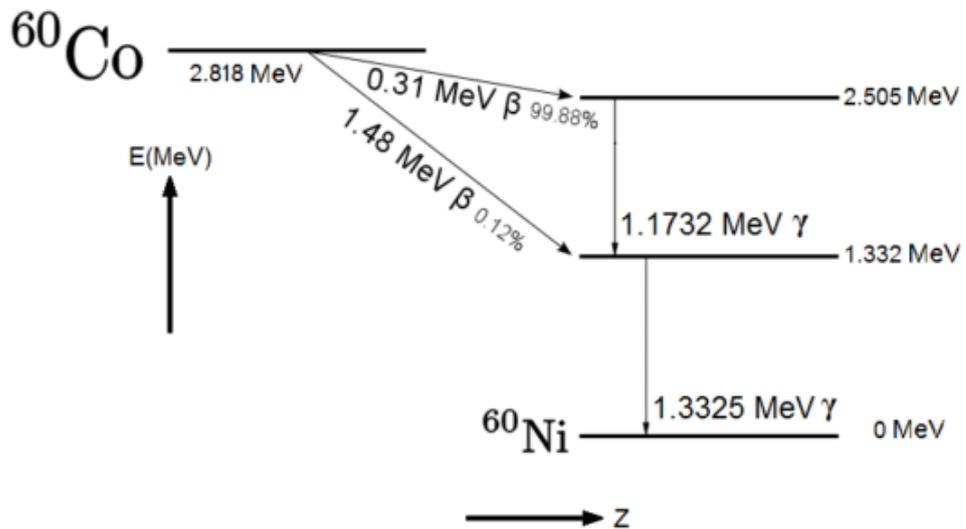


Figura 2.13 Diagrama del decaimiento de un núcleo de Cobalto 60.

### 3.11. Fantoma.

En los Códigos de Práctica de la OIEA, así como en el Código TRS N° 398, se recomienda el agua como medio de referencia para la medida de dosis absorbida tanto en haces de fotones como de electrones. Sin embargo, no siempre es posible o práctico llevar a cabo la dosimetría en un fantoma de agua por lo que se utilizan otros materiales como sustituto. En condiciones ideales, el material del fantoma sustituto debe ser equivalente a agua; esto es, tener las mismas propiedades de absorción y dispersión que el agua [14].

En la dosimetría de haces de electrones de baja energía (aproximadamente por debajo de 10 MeV) se pueden utilizar fantomas sólidos en forma de planchas de poliestireno, PMMA y algunos plásticos equivalentes a agua como: agua sólida, agua plástica, agua virtual, etc., que son generalmente imprescindibles para la dosimetría de rayos X de baja energía. No obstante, la determinación de la dosis debe referirse siempre a la dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia, en un fantoma homogéneo de agua [53]. En la Tabla se muestra la composición química (fracciones en peso), densidad y número atómico medio de algunos materiales de fantomas utilizados frecuentemente en sustitución del agua.

Tabla 2.4 Características de los materiales utilizadas en fantomas [14]

	Agua líquida	Agua Sólida WT1	Agua Sólida RMI-457	Agua plástica	Agua virtual	PMMA <sup>a</sup>	Polies-tireno	Plástico eq. tejido A-150
H	0.1119	0.0810	0.0809	0.0925	0.0770	0.0805	0.0774	0.1013
C		0.6720	0.6722	0.6282	0.6874	0.5998	0.9226	0.7755
N		0.0240	0.0240	0.0100	0.0227			0.0351
O	0.8881	0.1990	0.1984	0.1794	0.1886	0.3196		0.0523
F								0.0174
Cl		0.0010	0.0013	0.0096	0.0013			
Ca		0.0230	0.0232	0.0795	0.0231			0.0184
Br				0.0003				
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	1.000	1.020	1.030	1.013	1.030	1.190	1,060	1.127
Z	6.6	5.95	5.96	6.62	5.97	5.85	5.29	5.49

### 3.12 Efectos biológicos de la radiación ionizante.

La radiobiología es una combinación de dos disciplinas: la física de radiaciones y la biología; estudia los fenómenos que se producen en un ser vivo como consecuencia de la absorción de energía procedente de las radiaciones ionizantes. Al interactuar con la materia, este tipo de radiación pierde su energía ionizando, excitando o disociando las moléculas que componen al material que atraviesa.

A escala atómica y molecular, estos son los fenómenos que ocurren independientemente de que la materia que sufre la acción de la radiación sea viva o inerte. Las modificaciones sufridas por los átomos y moléculas que componen las células vivas tienen importantes consecuencias a nivel biológico. Las alteraciones en macromoléculas fundamentales como el ADN, ARN y otras proteínas celulares, inducen cambios en la estructura y funcionalidad de todo el sistema[32].

Cuando la radiación ionizante es absorbida en material biológico el daño a la célula puede ocurrir de forma directa o indirecta. La acción directa de la radiación, interactúa directamente con los átomos del ADN, ARN, proteínas, etc., y son ionizados o excitados a través de interacciones de Coulomb produciendo una serie de eventos físicos y químicos que eventualmente producen daños biológicos, y por lo general, el resultado es una alteración de las moléculas por rotura de enlaces. La acción indirecta de la radiación, interactúa con otras moléculas y átomos dentro de la célula (principalmente agua, ya que cerca del 80% de la célula está compuesta de agua) para producir radicales libres, los cuales pueden, a través de difusión en la célula, dañar el ADN [32].

En la interacción de la radiación con el agua se producen iones y radicales libres extremadamente reactivos tales como  $\text{H}_2\text{O}^+$  (agua ionizada) y  $\text{OH}^*$  (radical hidroxilo). Los radicales libres pueden reaccionar con otras moléculas y causar lesiones en zonas distantes del lugar de interacción primaria. En el caso de que actúen sobre moléculas no fundamentales como carbohidratos, lípidos o proteínas, pueden producir efectos transitorios ya que se resintetizan inmediatamente. Si la acción de los radicales libres es sobre el ADN, los efectos son mucho más importantes ya que pueden producir roturas (simples o dobles) en la cadena, alteración o destrucción de las bases y azúcares y provocar lesiones múltiples locales

Los efectos que produce la radiación se agrupan en dos clases: no estocásticos o deterministas y estocásticos. Los efectos no estocásticos sólo se producen cuando la dosis alcanza un valor umbral determinado, su gravedad depende de la dosis recibida y su aparición es inmediata. Por el contrario, los efectos estocásticos no precisan umbral, la probabilidad de que aparezcan aumenta con la dosis y suelen ser graves y de aparición tardía. Además, desde el punto de vista biológico, los efectos son somáticos cuando aparecen en el sujeto que recibe la radiación, o genéticos cuando aparecen en su descendencia en virtud de la lesión que recibieron las células germinales de los progenitores [32].

Los cromosomas también pueden sufrir importantes cambios estructurales por la acción de la radiación (ya sea de manera directa o indirecta), que desembocan en la rotura del mismo formándose dos o más fragmentos que pueden volver a unirse y repararse totalmente o pueden unirse con otros fragmentos mutilados originándose nuevos cromosomas distintos de los normales. Las alteraciones que se producen en el ADN, genes o cromosomas pueden dar lugar a mutaciones que representan variaciones en alguna función celular transmisible a la descendencia.

### **3.13 Micosis Fungoides.**

Los linfomas son un tipo de cáncer que comienzan en los linfocitos, se dividen en dos categorías principales: linfomas de Hodgkin y todos los demás linfomas (también conocidos como linfomas no Hodgkin)[33].

El sistema linfático forma parte del sistema inmunológico y está constituido por tubos delgados que se ramifican (como los vasos sanguíneos) a todas las partes del cuerpo, incluyendo la piel; consta además de una red de órganos, incluido el bazo, los vasos linfáticos, los ganglios o nódulos linfáticos (pequeñas estructuras con forma de frijol que se encuentran a largo de la red de vasos) y áreas del tubo digestivo [60].

Los linfocitos son un tipo de glóbulos blancos, los cuales constituyen alrededor del 20% de los glóbulos blancos de la sangre. Los tres tipos principales de linfocitos son: linfocitos T, linfocitos B y células citolíticas naturales. Mediante la red de vasos linfáticos, los linfocitos son transportados a lugares de todo el cuerpo donde se necesitan para responder a organismos infecciosos, en especial bacterias, hongos o virus. Al entrar en contacto con estos agentes infecciosos, los linfocitos T y B trabajan en coordinación para producir anticuerpos. Los anticuerpos recubren los agentes infecciosos, volviéndolos susceptibles a la ingestión y destrucción por parte de otros glóbulos blancos llamados neutrófilos y monocitos [34].

Los linfocitos malignos (células cancerosas) no crecen de manera controlada como crecen las células sanas; normalmente hay un equilibrio en el que las células nuevas sustituyen a las viejas, y cada célula realiza sus tareas específicas, este equilibrio asegura que el cuerpo funcione correctamente. La división celular maligna no está equilibrada por la muerte de las células, los linfocitos T malignos difieren de los linfocitos T cutáneos normales en su capacidad de acumularse en la piel y formar tumores u otras lesiones de la piel, también pueden acumularse en la médula, la sangre y los ganglios linfáticos [35].

La micosis fungoides es el tipo más usual de “linfoma cutáneo de células T” (CTCL por sus siglas en inglés). El nombre proviene de los tumores de piel similares a hongos observados en el primer paciente diagnosticado. La MF es un linfoma generalmente de bajo grado (de crecimiento lento durante un período de varios años), que afecta principalmente la piel. Figura 2.14



**Figura 2.14. Enrojecimiento de la piel y desarrollo de placas de Micosis Fungoides.**

Casi todos los pacientes son diagnosticados en las primeras etapas, donde sólo la piel se ve afectada, y la enfermedad no avanza a los ganglios linfáticos ni a los órganos internos. Sin embargo, en una minoría de casos, la MF avanza lentamente, con efectos diseminados en la piel y la presencia de linfocitos malignos en la sangre, por lo que la enfermedad adquiere el nombre de Síndrome de Sézary. El Síndrome de Sézary es una forma relacionada pero más agresiva de CTCL, esta enfermedad se caracteriza por una erupción roja extendida y a veces por pérdida de las capas externas de la piel [36].

El tratamiento para el CTCL depende del tipo y la etapa de la enfermedad. Las opciones de tratamiento incluyen la fototerapia, radioterapia, terapia tópica, quimioterapia sistémica de agente único, quimioterapia de combinación y terapias combinadas. Los pacientes con una enfermedad localizada que se detecta en las primeras etapas por lo general son tratados con agentes tópicos tales como mostaza nitrogenada, agentes suavizantes de la piel, agentes contra la picazón y exposición gradual a la luz solar o a la luz ultravioleta.

### **2.13.1 Tratamientos de la micosis fungoides**

Existen tratamientos para todos los pacientes con la micosis fungoide/síndrome de Sezary. Se emplean por lo general tres tipos de tratamiento:

- radioterapia (el uso de rayos de alta energía para eliminar las células cancerosas)
- quimioterapia (el uso de fármacos para eliminar las células cancerosas)
- fototerapia (el uso de luz y fármacos especiales para hacer que las células cancerosas sean más sensibles a la luz).

La terapia biológica (el uso del sistema inmunológico del cuerpo para combatir el cáncer) está siendo estudiada en pruebas clínicas. La radioterapia consiste en el uso de rayos de alta energía para eliminar células cancerosas y reducir tumores. Para el tratamiento del linfoma cutáneo de células T, comúnmente se emplean rayos especiales de partículas diminutas llamadas electrones que se aplican a toda la piel. Este tipo de procedimiento se denomina radioterapia total con haz de electrones a la piel o radioterapia TSEB.

La radioterapia con haz de electrones también puede administrarse en áreas más reducidas de la piel. Este tipo de radiación solamente entra en las capas externas de la piel. Otro tipo de radiación consiste en el uso de rayos X para eliminar células cancerosas .

Los rayos X generalmente se dirigen sólo a ciertas áreas del cuerpo, pero hay estudios que emplean rayos X dirigidos a todo el cuerpo (irradiación total del cuerpo). La quimioterapia consiste en el uso de medicamentos para eliminar células cancerosas. La quimioterapia puede tomarse en forma oral o inyectarse en una vena o músculo. La quimioterapia administrada de esta manera se denomina tratamiento sistémico, ya que el medicamento entra en el torrente sanguíneo, viaja a través del cuerpo y puede eliminar células cancerosas en todo el cuerpo. En el linfoma cutáneo de células T, los fármacos quimioterapéuticos se pueden administrar en forma de crema o loción que se aplica a la piel, lo cual se conoce con el nombre de quimioterapia tópica.

La fototerapia consiste en el uso de luz para eliminar las células cancerosas. Al paciente se le administra un medicamento que hace que las células cancerosas se hagan sensibles a la luz y luego se enfoca una luz especial sobre las células cancerosas para eliminarlas. El propósito de la terapia biológica es tratar de lograr que el propio cuerpo combata el cáncer. En ella se emplean materiales producidos por el cuerpo o en un laboratorio para impulsar, dirigir o restaurar las defensas naturales del cuerpo contra las enfermedades. A la terapia biológica también se le conoce con el nombre de terapia modificadora de la respuesta biológica (BRM, por sus siglas en inglés) o inmunoterapia [37].

El trasplante de médula ósea se usa para reemplazar la médula ósea afectada con médula ósea sana. En primer lugar, se destruye toda la médula ósea del cuerpo con dosis elevadas de quimioterapia con o sin radioterapia. Luego se toma médula sana de otra persona (un donante) cuyos tejidos son iguales o casi iguales a los suyos. El donante puede ser un gemelo (la opción ideal), un hermano o hermana u otra persona que no tenga ningún parentesco con usted. La médula sana del donante se le inyecta a usted en una vena, reemplazando así la médula destruida. Un trasplante de médula ósea en el que se usa médula de un pariente o persona no relacionada con usted se denomina trasplante de médula ósea alogénico [38].

# **3. Material y Metodología**

### 3.1 MATERIAL

#### 3.1.1 Dosímetros Termoluminiscentes TLD- 100 (LiF:Mg, Ti)

Los dosímetros TLD-100 es un material termoluminiscente fabricado de Fluoruro de Litio( LiF) dopado con Mg (100— 200 ppm) y Ti (10-20 ppm) el cual es equivalente al tejido ya que tienen un numero atomico efectivo de 8.2 mientras que los tejidos tienen 7.4 en promedio.

La dimension de los dosímetros que se utilizarón en este trabajo es de 3.2 mm de lado con un espesor de 1 mm y se pesaron para verificar que no tuvieran una desviación estandar mayor al 2%. Estos dosímetros son calibrados con radiación gamma proveniente de un equipo de Cobalto(<sup>60</sup>Co) .



*Figura 3.1 Dosímetros termoluminiscentes TLD-100*

#### 3.1.2 Fantoma sólido

El fantoma sólido son placas cuya densidad es equivalente a la densidad del agua (H<sub>2</sub>O) y es fabricado con un material llamado Polimetil metacrilato (PMMA) con TiO<sub>2</sub>. Se utilizo un fantoma de varias placas de PMMA con TiO<sub>2</sub> de 30cm x 30cm de sección transversal, con espesores de 10, 5, 2 y 1 mm.



*Figura 3.2 Fantoma de Polimetil metacrilato*

### 3.1.3 Base de madera y acrílico.

Se utilizó una barrera de acrílico con el fin de hacer más homogénea la dosis en el paciente y reducir la energía del haz de electrones. El acrílico tiene una altura de 200cm y una longitud de 100 cm, con un espesor de 1cm.

La base de madera sostiene al acrílico y se fabricó de tal manera que 6 cm de agua sólida (fantoma) se pudiese colocar en diferentes puntos del plano de tratamiento. El fantoma se coloca a 11 cm de distancia por detrás del acrílico. De forma horizontal el fantoma se puede ubicar en cualquier posición, mientras que verticalmente las posiciones del fantoma se encuentran distribuidas cada 10 cm.



Figura 3.3 Barrera acrílico colocado en la base de madera

### 3.1.4. Lector de dosímetros termoluminiscentes Harshaw 3500

El lector 3500 TLD Harshaw es el sistema que se utiliza para leer el material termoluminiscente en una variedad de configuraciones: fichas, discos, barras, y polvo. Este sistema solo puede leer un dosímetro a la vez. El arreglo para las mediciones del material termoluminiscente se muestra en la Figura 3.4

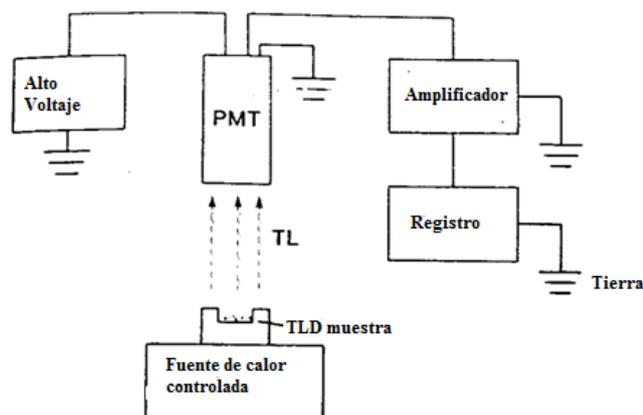


Figura 3.4 Diagrama esquemático del arreglo para las mediciones del material termoluminiscente [8].

EL sistema 3500 TLD Harshaw está compuesto por:

1) La unidad lectora cuya función es calentar los dosímetros de manera controlada mientras la emisión del material llega al tubo foto multiplicador PMT (por sus siglas en inglés), se amplifica la señal de este y se registra la respuesta a diferentes temperaturas.

2) El software WinREMS, el cual está instalado en una computadora, que es conectada al lector a través de un puerto de comunicación serial y permite controlar las funciones de la unidad lectora.



**Figura 3.5. Lector HARSHAW 3500**

### 3.1.5 Mufia

La Mufia marca Felisa modelos FE-361 es un equipo que permite el control de la temperatura en una cámara cerrada, se utiliza para dar el tratamiento térmico del material termoluminiscente y de esta manera liberar los electrones en atrapados en el material.



**Figura 3.6. Mufia**

### 3.1.6 Unidad de Cobalto ( $^{60}\text{Co}$ ) .

La una unidad de cobalto trabaja con una fuente radiactiva de cobalto 60 ( $^{60}\text{Co}$ ) que se ubica en un contenedor blindado, cuenta con un sistema para manejar la entrada y salida de la fuente radiactiva del contenedor, el cual permite controlar el tiempo de la salida del haz de rayos gamma ( $\gamma$ ) producido por la fuente de cobalto.



*Figura 3.7. Equipo de Cobalto ( $^{60}\text{Co}$ )*

La unidad de cobalto Phoenix se ubica en el departamento de Física Médica en el servicio de Oncología del Hospital General de México y presenta un rendimiento de 88.64 cGy /min con un campo de 10cm X 10 cm. La Figura 3.8 muestra de la gráfica de tasa de dosis a diferentes campos.

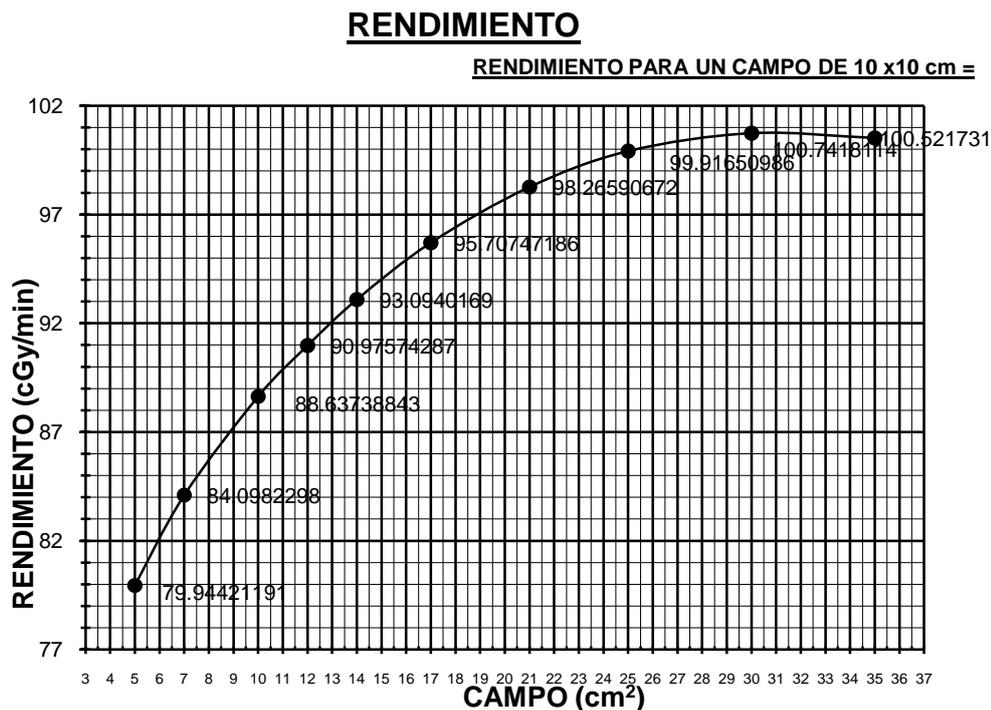


Figura 3.8 Gráfica de tasa de dosis a diferentes campos.

### 3.1.7 Acelerador Lineal

Este equipo nos permite generar un haz de electrones de 6 MeV y dirigirlo hacia el paciente. El acelerador lineal utilizado en este trabajo es de la marca Elekta, modelo SL-15, con las siguientes características:

- Energía de fotones de 6 y 10 MV.
- Energía de electrones de 4, 6, 8, 10, 12 y 15 MeV.
- Energía de electrones de 4 y 6 MeV en modo Alta Tasa de Dosis (HDR).
- Tamaño de campo variable entre 1cm x 1cm y 40cm x 40cm
- Sistema de control computarizado de tratamiento de pacientes
- Conos aplicadores estándar de 6 x 6, 10 x 10, 14 x 14 y 20 x 20 para electrones y aplicador para HDR.



**Figura 3.9. Acelerador Lineal Elekta SL-15.**

Se utilizó un aplicador de alta tasa de dosis HDR (por sus siglas en ingles) para generar el haz de electrones de 6 MeV, La Figura 3.10 muestra el aplicador para alta tasa de dosis.



**Figura 3.10. Aplicador para alta tasa de dosis.**

“Implementación dosimétrica de la técnica de irradiación a cuerpo entero con electrones de 6MeV por termoluminiscencia.”

Para verificar la calidad del haz de radiación del acelerador lineal se utiliza el fantoma de agua (Blue phantom) de la Figura 3.11 y la cámara de ionización PPC05 que se muestra en la figura 3.12.

El tanque del fantoma de agua tiene una capacidad de 200 litros y mecanismos para mover la cámara de ionización transversal, longitudinal y verticalmente. Las paredes son de acrílico con un grosor de 15mm.



**Figura 3.11. Fantoma de agua**

La Cámara de ionización utilizada en la verificación de la calidad del haz fue la cámara PPC05 marca WELLHOFER con fecha de calibración del 3 de octubre de 2009 y un factor de calibración  $N_{DW} 58.51 \times 10^7 \text{ Gy/C}$ . El volumen de medición de esta cámara es de  $46 \text{ mm}^3$  con un diámetro en el electrodo de 9.9 mm.



**Figura 3.12. Cámara de ionización PPC05 utilizadas en la verificación de la calidad del haz.**

## 3.2. METODOLOGÍA

### 3.2.1 Verificación de la calidad del acelerador Lineal

Para verificar la calidad del haz de radiación de electrones se requirió el fantoma de la figura 3.11 y la cámara de ionización de la figura 3.12 y se realizaron los siguientes pasos.

Se coloca el fantoma de agua, de tal manera que la superficie del agua y la fuente se encuentre a 100 cm de distancia de la fuente.

Se coloca la cámara de ionización de tal manera que quede en la línea de la superficie del agua.

Una vez colocada la cámara de ionización se irradia con 100 UM y se toma la lectura.

Se recorre la cámara de ionización de tal manera que se sumerge en el agua un milímetro y se vuelve a registrar la dosis recibida, se realiza otro recorrido de la cámara de un milímetro y se vuelve a tomar la lectura, se realiza este procedimiento hasta llegar a los 3 cm. Posteriormente se grafican los porcentajes de las dosis absorbidas en cada punto, a esta gráfica se le llama porcentaje de dosis en profundidad (PDP).

Mediante la gráfica del porcentaje de dosis en profundidad se encuentra el  $R_{50}$  que es la distancia en la cual se recibe 50% de la dosis máxima. Con el dato obtenido del  $R_{50}$  se busca la  $Z_{ref}$  en la tabla que se encuentra en el protocolo 398 de la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA por sus siglas en inglés)[68].

Una vez obtenida la  $Z_{ref}$ , la cámara de ionización se coloca en esa posición y se mide la dosis. La dosis obtenida en esa distancia equivale a 1cGy/UM, y con base en esa lectura se normalizan las demás lecturas para obtener

Para realizar las conversiones de las lecturas de ionización a dosis absorbida se utilizó la siguiente ecuación.

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

Donde:

$M_Q$  es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia: temperatura y presión ( $k_{TP}$ ), calibración del electrómetro ( $k_{elec}$ ), efecto de polaridad ( $k_{pol}$ ) y recombinación de iones ( $k_s$ ).

$N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia  $Q_0$ , este dato es proporcionado por el fabricante de la cámara de ionización

$k_{Q,Q_0}$  es el factor específico de la cámara que corrige por las diferencias entre la calidad  $Q_0$  del haz de referencia y la calidad del haz del usuario  $Q$ .

Así, la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia está dada por:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s$$

Donde  $M_1$  es el cociente de la lectura del dosímetro y las unidades monitor.

En la Tabla 3.1 se muestran los valores de todos los factores de corrección por magnitudes de influencia y del factor de corrección por la calidad del haz del usuario  $Q$ ,  $k_{Q,Q_0}$ . Algunos de estos datos de obtuvieron del reporte de la última calibración del acelerador lineal Elekta SL-15.

**Tabla 3.1.** Factores de corrección por magnitudes de influencia y factor de corrección por la calidad del haz del usuario  $Q$  (adimensionales).

$k_{TP}^a$	$k_{elec}^b$	$k_{pol}$	$k_s$	$k_{Q,Q_0}$
1.29	1	0.9918	1.0038	1.031

<sup>a</sup> Valor obtenido usando los valores de la Tabla A y la fórmula

$$k_{TP} = \frac{(273,2+T) P_o}{(273,2+T_o) P}$$

### **3.2.2 Calibración de dosímetros termoluminiscentes TLD-100**

La calibración de los dosímetros termoluminiscentes se realiza con el objeto de asegurarse que todos los dosímetros del lote tengan una respuesta semejante al ser expuestos con la misma radiación o en el peor de los casos la variación de un dosímetro no sea mayor a 5% con respecto al promedio [69].

Por si mismos los dosímetros termoluminiscentes presentan variaciones naturales en su capacidad de respuesta es por ello se determina el factor de calibración para cada dosímetro conocido como el coeficiente de corrección de elemento (ECC, por sus siglas en ingles) con el objetivo de hacer la respuesta de cada dosímetro comparable a la respuesta promedio de un grupo designado de dosímetros conocidos como dosímetros de calibración

En este trabajo se calibró un lote de 75 dosímetros TLD – 100, una vez que estos fueron revisados en cuanto a sus dimensiones. Se pesó cada uno en una báscula marca sartorios, modelo CP64, los resultados se muestran en la Tabla 3.1 de la sección 3.1.1.

Para obtener la calibración de los dosímetros se realizaron los siguientes procedimientos:

- Tratamiento térmico.
- Irradiación con rayos gamma.
- Lectura

#### **3.2.2.1 Tratamiento térmico.**

El tratamiento térmico que se le da al material luminiscente libera los portadores de carga atrapados en las trampas generadas por los defectos del material, es decir “borra” los efectos de la radiación del material a la que previamente fue expuesto. Los dosímetros termoluminiscentes fueron sometidos a un tratamiento térmico de borrado para eliminar cualquier exposición de radiación residual. El proceso térmico se realizó mediante una mufla marca Felisa modelos FE-361, empleando las siguientes temperaturas consecutivas.

- 400°C durante una hora.
- 100°C durante dos horas.

### 3.2.2.2 Irradiación

Los dosímetros termoluminiscentes fueron irradiados utilizando la unidad de Cobalto 60 ( $^{60}\text{Co}$ ) modelo Phoenix marca Theratronics con una dosis absorbida de 1 Gy con el fin de conocer la respuesta que tenía cada uno con la misma dosis. Los dosímetros fueron colocados sobre 5 placas de 10 mm de agua sólida, fabricada de Polimetil Metacrilato (PMMA). Los dosímetros se colocan sobre estas placas para mantener el equilibrio electrónico, además se colocaron una placa de 5mm encima de los dosímetros para que estos recibieran la máxima ionización a profundidad para la fuente de Cobalto 60 debido a que la dosis máxima de los rayos gamma generados con esta fuente se recibe a 5 mm de profundidad en agua.

La distancia entre la fuente y la superficie de la última placa de agua sólida es de 80 cm debido a que a esta distancia se tiene configurado el equipo para proporcionar las dosis indicadas en las tablas de rendimiento de la figura 3.5.



**Figura 3.13 Arreglo para radiar los dosímetros con  $^{60}\text{Co}$**

El arreglo se colocó en la fuente de  $^{60}\text{Co}$  y se irradió a una dosis de 100 cGy, en un campo de 10 cm X 10 cm. El arreglo para realizar la irradiación se muestra en la Figura 3.10.



**Figura 3.14. Medio de iluminación para definir el campo 10cm x 10cm a una distancia de 80 cm en el equipo de Cobalto  $^{60}\text{Co}$**

### 3.2.2.3 Lectura de la respuesta de TLD

La lectura de los dosímetros se realizó en el lector Harshaw 3500, la lectura se realizó después de 4 horas de la irradiación aproximadamente. Cada dosímetro se midió por separado usando guantes aislantes para evitar los riesgos de la electricidad estática.

Para realizar las mediciones se utilizaron los parámetros de lectura que se muestran en la tabla 3.2.

Tabla 3.2 Parámetros de lectura para material TLD 100

Rapidez de calentamiento.	10 °C/s
Temperatura de precalentamiento.	50 °C
Tiempo de precalentamiento.	0 seg.
Temperatura máxima de calentamiento	350 °C
Tiempo de adquisición	30 segundos

### 3.2.3 Clasificación de los dosímetros de calibración.

Para la clasificación de los 75 dosímetros TLD – 100 se utilizaron los procedimientos de tratamiento térmico, irradiación (100 cGy con Cobalto) y lectura con el fin de seleccionar los dosímetros de calibración, los dosímetros de campo y los dosímetros que se encontraban fuera de rango.

Primero se les daba el tratamiento térmico a 400 °C por una hora y enseguida se calentaron a 100 °C por dos horas.

Posteriormente se irradiaron los dosímetros mediante una unidad de cobalto 60 con una dosis de 100 cGy a la tabla de rendimiento de la Figura 3.4, además se empleo un campo 10 cm X 10 cm y una placa de PMMA de 30cm x 30 cm y un espesor de 0.5cm ya que a esta profundidad se presenta la dosis máxima. La distancia de la fuente a la superficie de la placa fue de 80 cm.

En el último proceso se midió cada dosímetro por separado con el lector Harshaw 3500 y los parámetros de lectura descritos en la Tabla 3.2.

El sublote de dosímetros que presentó la mejor respuesta del lote total fueron considerados como los dosímetros de calibración a los que se hace referencia para la posterior determinación de los coeficientes de corrección por elemento de los dosímetros restantes del lote.

Una vez clasificados los dosímetros con la mejor respuesta se utilizaron para obtener la curva de brillo característica y con ello la ecuación lineal que describe la respuesta de los dosímetros.

### **3.2.4 Calibración de los dosímetros de campo.**

Los dosímetros de campo son todos aquellos que quedaron después de determinar a los dosímetros de calibración. Los dosímetros de campo fueron sometidos a los procedimientos de tratamiento térmico, irradiación (100 cGy con Cobalto) y de lectura. Se determinaron los ECC para cada dosímetro bajo una determinada desviación estándar. El ECC se usa como un factor multiplicador para los datos de salida de la lectura de los dosímetros de campo a fin de hacer que cada dosímetro tenga una respuesta comparable a la respuesta promedio de los dosímetros de calibración.

### **3.2.5 Curva de brillo.**

La curva de brillo se obtuvo del promedio de las lecturas de los dosímetros irradiados, las lecturas se realizaron en el equipo Harshaw 3500. Esta curva es construida por la intensidad luminosa que emiten los dosímetros cuando son calentados y se registra la emisión de luz a diferentes temperaturas en el rango de 50°C a 350°C.

La respuesta de un dosímetro luminiscente se obtuvo de la integral del área bajo la curva formada por las intensidades registradas en el lector, es decir la suma de las intensidades en todo el rango de temperatura.

### **3.2.6 Linealidad de la respuesta en función de la dosis con haz de electrones.**

Para obtener la linealidad se utilizaron nuevamente los dosímetros termoluminiscentes TLD-100, estos dosímetros utilizados fueron los que pertenecían al sub lote de 61 dosímetros que previamente fueron calibrados.

Se les dio el tratamiento térmico en la mufla durante 1 hora a 400 °C y dos horas a 100 °C, posteriormente se irradiaron grupos de 5 dosímetros con el acelerador lineal descrito en la sección 3.1.7 a diferentes dosis que van desde 0.1cGy hasta 500 cGy.

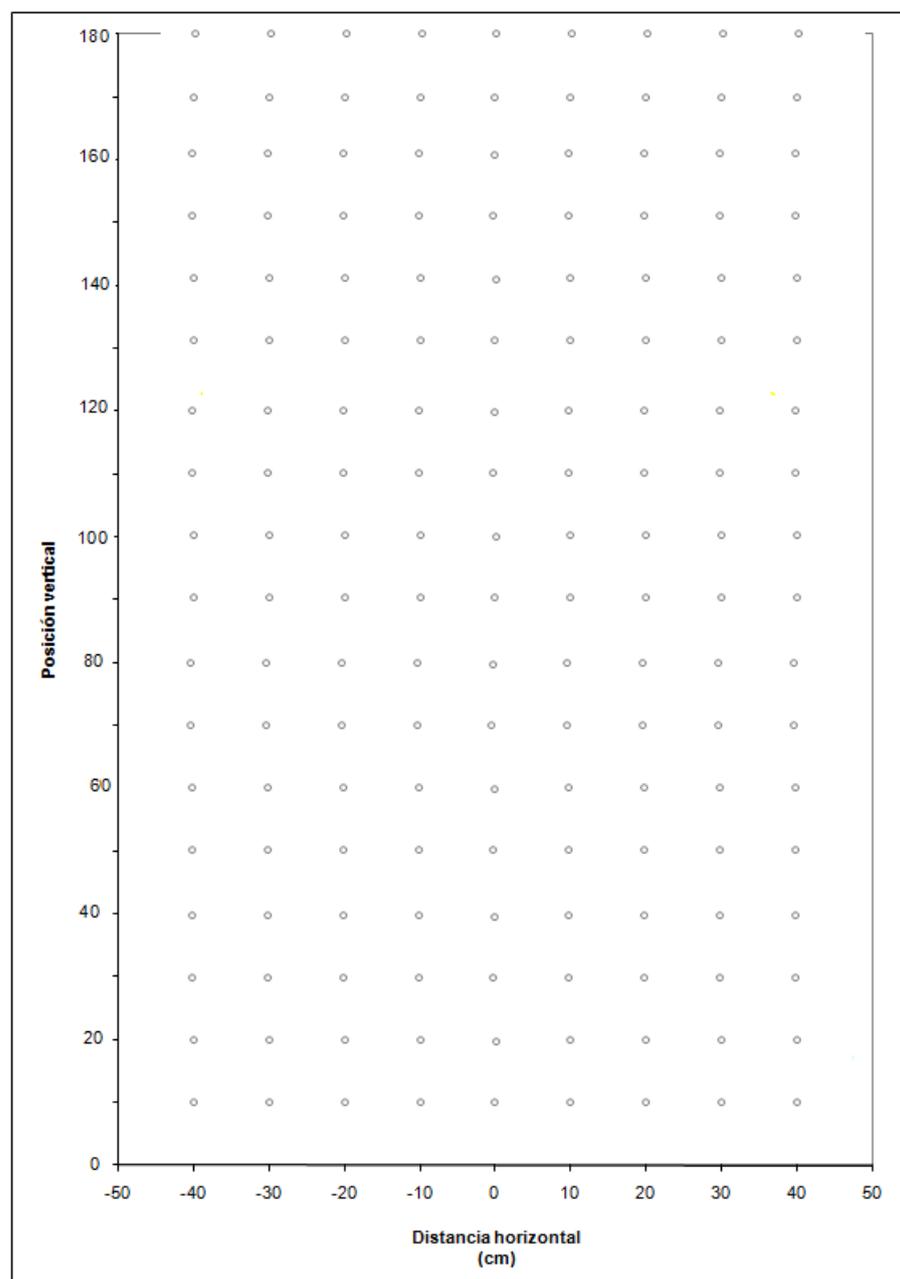
El equipo utilizado para radiar los dosímetros fue el acelerador lineal Elekta en el modo alta tasa de dosis (HDR por sus siglas en ingles), se usaron electrones acelerados de 6 MeV y el aplicador para electrones en modo alta de dosis.

Además se utilizaron placas de 15 mm de espesor de agua solida (PMMA) por encima de los dosímetros y la distancia de la fuente de irradiación a la superficie de los dosímetros fue de 100 cm.

Una vez irradiados los dosímetros se midieron con el lector Harshaw 3500 y se graficaron las respuestas para evaluar si los dosímetros se comportaban de manera lineal en el rango de dosis utilizado en este trabajo (0.1 cGy-500cGy).

### 3.2.7 Arreglo experimental

La técnica de irradiación utilizada en este estudio para el tratamiento de micosis fungoides. La distancia del acelerador lineal a la superficie del acrílico fue de 297 cm y del acrílico a la superficie del fantoma 11 cm, por lo que la distancia fuente piel (DFP) fue de 309 cm considerando un centímetro de espesor del acrílico. Se utilizaron 100 UM por cada disparo del acelerador lineal en modo HDR para obtener la distribución de la dosis en diferentes puntos del plano de tratamiento. La distribución de los puntos de medición se muestra en la Figura 3.15.

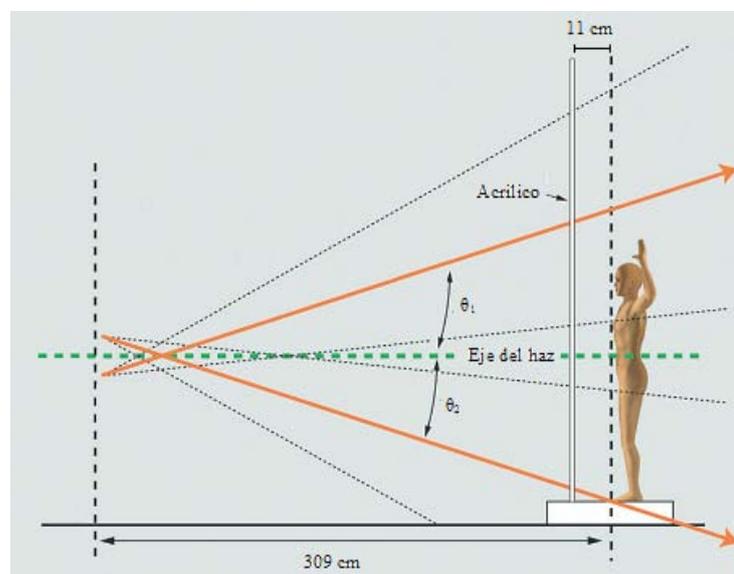


**Figura 3.15. Distribución de los puntos de medición en el plano de tratamiento.**

En la Figura anterior se muestra la posición de todos los puntos de medición distribuidos en un arreglo matricial donde las filas van de la posición 1 a 18 y las columnas de las posiciones -4 a 4. El origen de nuestro arreglo se ubica en la posición (22,0); la fila 22 se eligió porque a esa altura se encuentra el espacio de 2cm de separación entre los dos haces.

Los puntos están distribuidos cada 10 cm hacia ambos lados del punto central (punto cero) en la posición horizontal y verticalmente están separados de igual manera cada 10 cm, teniendo en cuenta que se comienza contar a 26.2 cm de la superficie del piso debido a que se utiliza una plataforma donde se coloca el paciente como se muestra en la Figura 3.13.

La técnica utilizada para cubrir el área del plano de tratamiento con el haz de electrones empleó dos campos, para conseguirlos se roto el cabezal (“gantry”) para obtener los dos campos de tratamiento superior e inferior a  $252^\circ$  y  $285^\circ$  respectivamente; o si se consideran con respecto al eje horizontal los ángulos son los siguientes:  $\theta_1 = 18^\circ$  y  $\theta_2 = 15^\circ$ , tomando en cuenta que los dos campos no se traslapan y que existe entre ellos una separación de aproximadamente 2 cm. El arreglo experimental se muestra en la Figura 3.16.



**Figura 3.16 Diagrama del arreglo experimental.**

Se colocaron dos dosímetros TLD 100 en cada punto de medición y delante de los dosímetros se colocó 1 cm de agua sólida (PMMA), las placas de agua de sólida se desplazaban de manera vertical y horizontal para medir la dosis en cada punto del plano. En la Figura 3.17 se muestra el arreglo experimental: acelerador, base de madera y acrílico.



*Figura 3.17. Arreglo experimental: acelerador, base de madera y acrílico.*

### **3.2.8 Mediciones en paciente “in vivo”**

Para la medida de dosis absorbida contamos con los dosímetros TLD100 que presentan varias ventajas para su uso en dosimetría “in vivo” debido a su pequeño tamaño, equivalencia al tejido blando, exactitud, sensibilidad, y que permiten la realización de varias medidas simultáneamente [69].

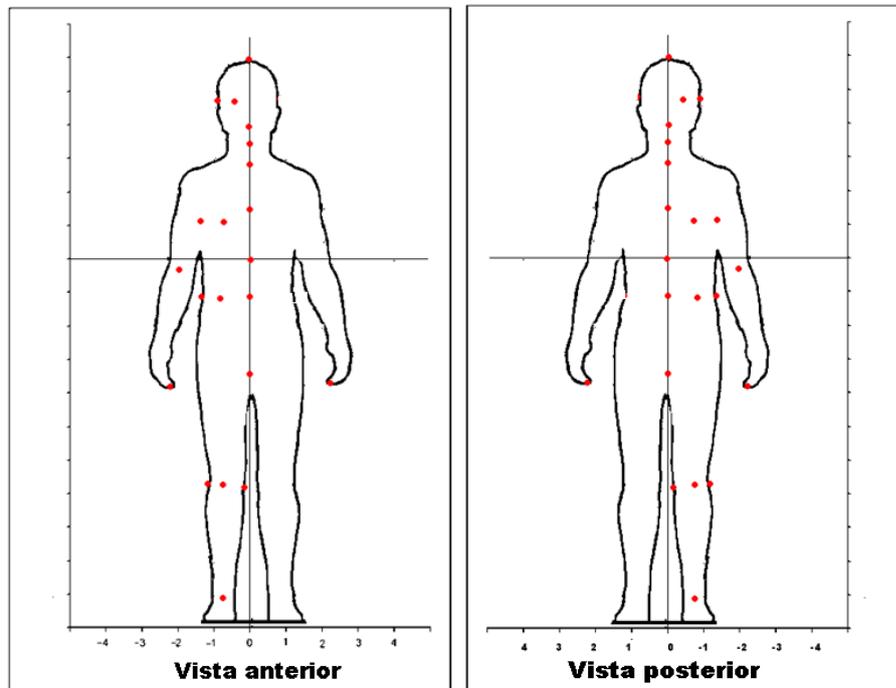
Se colocaron dosímetros TLD-100 en diferentes partes del cuerpo del paciente que padece micosis fungoides para evaluar la dosis que recibe en varios dichos puntos de su cuerpo cuando es tratado con la terapia de electrones a cuerpo entero (TSET por sus siglas en inglés). La Figura 3.18 muestra la distribución de los dosímetros sobre la piel del paciente.

Los dosímetros fueron colocados en un paciente diagnosticado con Linfoma cutáneo No Hodgkin de células T con infiltración ganglionar de sexo masculino de 64 años de edad, casado, originario y residente de Michoacán.

Inicia la enfermedad hace 30 años con zonas de eritema y lesiones blancas descamativas en capa fina, en espalda y piernas, posteriormente progresa a todo el cuerpo incluso en las palmas y zonas de pliegues. El paciente se somete a múltiples tratamientos antes que la radioterapia, como dermatología y quimioterapia, sin obtener resultados.

“Implementación dosimétrica de la técnica de irradiación a cuerpo entero con electrones de 6MeV por termoluminiscencia.”

La incidencia de este tipo de padecimientos es de 0.2-0.4 casos nuevos por cada 100,000 habitantes anualmente. La relación hombre mujer es 2.1:1 y se presenta más frecuentemente en la 4ta- 5ta década.



**Figura 3.18** Distribución de los dosímetros sobre la piel del paciente.

La técnica utilizada para cubrir el área del plano de tratamiento con el haz de electrones empleó dos campos, para conseguirlos se roto el cabezal (“gantry”) para obtener los dos campos de tratamiento superior e inferior a 252° y 285° respectivamente. Además se utilizaron 4 campos para el tratamiento: anterior (de frente) con las manos hacia arriba, posterior (de espalda) con las manos hacia arriba y dos campos laterales como se muestran en la Figura 3.18



**Figura 3.19.** Campos laterales

La dosis prescrita para el tratamiento de esta enfermedad fue de 36 Grays impartidos durante 20 sesiones; es decir 180 cGy por sesión, tomando 4 sesiones por semana. Se utilizaron electrones de 6 MeV con una distancia fuente piel de 309 cm, y utilizó una barrera de acrílico colocada a 11 cm del paciente. Se tomaron 8 mediciones en el paciente durante 4 sesiones y se hizo el cálculo de la dosis total durante las 20 sesiones. Los dosímetros fueron colocados en las siguientes partes del cuerpo. Los dosímetros fueron colocados en la piel del paciente en las partes anatómicas descritas en la siguiente Tabla 3.3.

Tabla 3.3 Descripción de los lugares donde se colocaron los dosímetros termoluminiscentes.

frente Anterior
frente Posterior
cráneo superior
Ojo der Posterior
Cabeza lateral Derecha
Cabeza diagonal Derecha
Barbilla Anterior
Barbilla Posterior
Cuello Anterior
Cuello Posterior
Tiroides Anterior
Tiroides Posterior
Pulmón derecho Anterior
Pulmón derecho Posterior
Pulmón Lateral derecho
Pulmón Diagonal derecho
Codo derecho
Ombliigo Diagonal Anterior D
Ombliigo Diagonal Posterior D
Ombliigo Anterior
Ombliigo Posterior
lateral ombliigo D
Dedo derecho
Dedo derecho interno
Axila derecha
Axila Izquierda
Línea Media
Gónadas Posterior
Gónadas Anterior
Rodilla der Anterior
Rodilla der Posterior
Rodilla der lateral
Rodilla der lateral interna
Tobillo Derecho Anterior

# 4. Resultados y Discusión

#### 4.1 Verificación de la calidad del haz

Los resultados obtenidos del porcentaje de dosis en profundidad para la verificación del haz se presentan en la Figura 4.1. A partir del porcentaje de dosis en profundidad se obtiene el  $R_{50}$  para así poder calcular la profundidad  $Z_{ref}$  que dio como resultado 14.4 mm. En esta distancia se tomaron la lectura y con base en este resultado se normalizaron las otras lecturas hechas a otras profundidades.

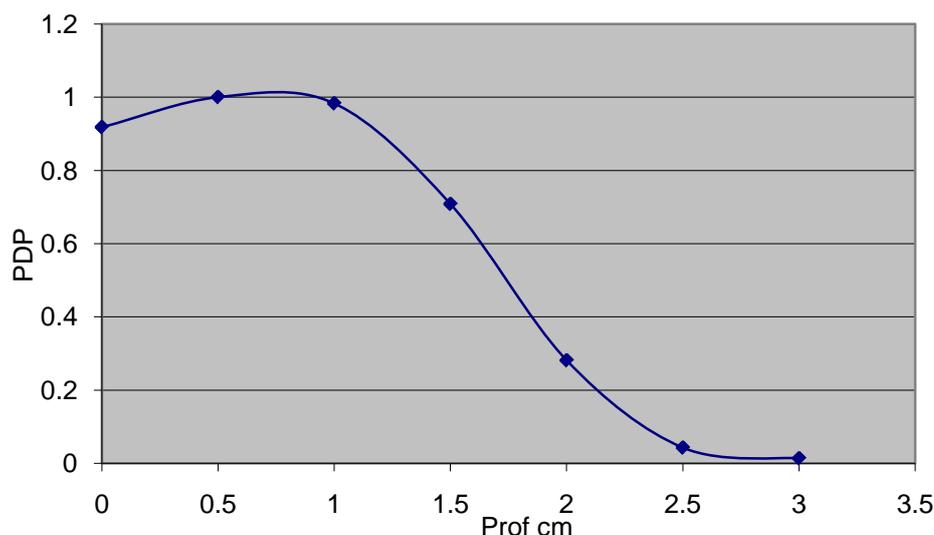


Figura 4.1. Porcentaje de dosis en profundidad para un haz de electrones de 6MeV

La tabla 4.1 presenta las ediciones en la  $Z_{ref}$  y las diferentes profundidades, además se presentan los resultados de las lecturas normalizadas con base en la lectura de la dosis absorbida en la profundidad  $Z_{ref}= 1.44\text{cm}$ .

Tabla 4.1 Mediciones en la  $Z_{ref}$  y a diferentes profundidades

pdp 6MeV					1.44 cm
profundidad (cm)	(nC)	(nC)	(nC)	PROMEDIO	
0	-1.14	-1.14	-1.14	-1.140	0.96256684
0.5	-1.211	-1.212	-1.212	-1.212	1.02307909
1	-1.253	-1.252	-1.253	-1.253	1.05769772
1.5	-1.184	-1.185	-1.184	-1.184	1
2	-0.9137	-0.915	-0.9137	-0.914	0.77185477
2.5	-0.4896	-0.4989	-0.4896	-0.493	0.41601464
3	-0.1481	-0.149	-0.1481	-0.148	0.12530256
3.5	-0.0358	-0.0337	-0.0358	-0.035	0.02963693

## 4.2 Calibración de los TLD – 100.

Los dosímetros termoluminiscentes utilizados pesaban en promedio 23.90 mg con una desviación estándar del 1.56%, por lo cual no fue necesario discriminar dosímetros con base en su peso. Tabla 3.1 muestra los valores del peso de los dosímetros TLD -100.

Tabla 3. Pesos de los dosímetros TLD -100.

# de dosímetro	peso(mgr)	# de dosímetro	peso(mgr)	# de dosímetro	peso(mgr)
1	24.4	26	23.7	51	23.8
2	23.8	27	23.8	52	24.5
3	24	28	24.1	53	24.3
4	24.1	29	24	54	24
5	23.8	30	24.3	55	23.9
6	24.2	31	24.2	56	24.1
7	23.9	32	23.8	57	23.7
8	23.3	33	24.1	58	23.8
9	23.9	34	23.8	59	23.5
10	24.2	35	24.3	60	24.7
11	22.8	36	24.4	61	23.8
12	23.9	37	23.8	62	23.7
13	24.1	38	23.7	63	23.8
14	24.1	39	24	64	24.3
15	23.7	40	24.4	65	23.7
16	23.7	41	23.7	66	23.8
17	24	42	24.1	67	23.7
18	24	43	23.7	68	24.4
19	23.8	44	23.7	69	23.1
20	24.3	45	23.9	70	23.8
21	23.5	46	24	71	24.5
22	23.6	47	23.9	72	23.1
23	24.4	48	24.1	73	23.8
24	24.3	49	23	74	22.9
25	23.8	50	24.5	75	23.6

Se obtuvieron 13 dosímetros de calibración de un lote de 75 dosímetros, con un intervalo de error de selección de los coeficientes de corrección de los elementos ECC (por sus siglas en ingles) de  $1 \pm 0.01$ , con una desviación estándar del 0.34 %, en figura 4.1 se muestra la dispersión de los coeficientes de corrección.

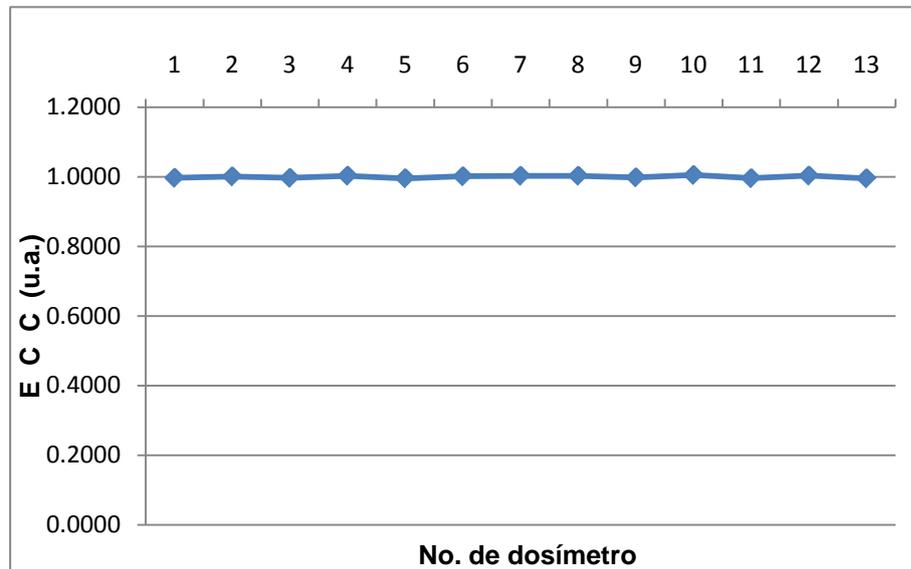


Figura 4.1 Gráfica de dispersión de los ECC de 13 dosímetros de calibración.

El lote de dosímetros de campo fue de 62 dispositivos termoluminiscentes, teniendo determinados sus ECC, estos presenta una desviación estándar de 4.27%, este valor esta cercano al del 5 % de desviación estándar para una optima calibración de dosímetros termoluminiscentes en Cobalto 60 [39]. La Figura 4.2 muestra la gráfica de dispersión de los ECC de dosímetros de campo.

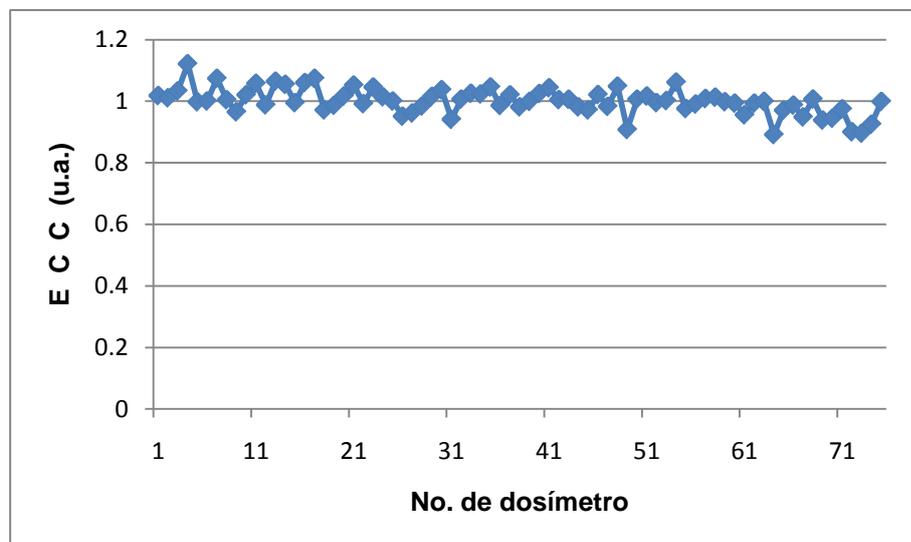
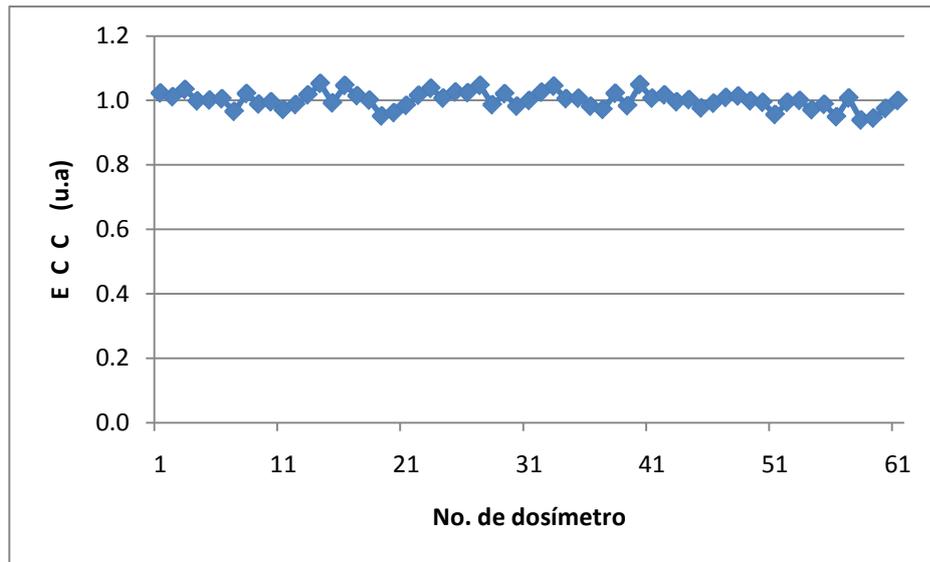


Figura 4.2 Gráfica de dispersión de los ECC de dosímetros de campo.

De ese lote de dosímetros se eliminan dosímetros cuya desviación sea mayor al 5%, quedando así un lote de 48 dosímetros de campo con una desviación estándar de 2.62 %, el cual nos da un buen parametro de confiabilidad de nuestros dosímetros.



**Figura 4.3 Gráfica de dispersión de los ECC de 13 dosímetros de campo calibrados.**

Los valores de los coeficientes de corrección por elemento de los dosímetros de campo se presentan en la tabla 4.2. Estos valores aplican solamente para el lector harshaw 3500. El factor de calibración del lector RCF (por sus siglas en ingles) para el lector Harshaw 5500 es de:

$$0.0087088 \text{ nC} / \mu\text{Gy}.$$

Tabla 4.1 Coeficientes de corrección de los dosímetros de campo para el lector Harshaw 3500.

No. de dosímetro	ECC	No. de dosímetro	ECC	No. de dosímetro	ECC
d01	1.0224	d29	1.0155	d52	0.9952
d02	1.0110	d30	1.0372	d53	1.0019
d03	1.0334	d32	1.0068	d55	0.9762
d05	0.9981	d33	1.0257	d56	0.9909
d06	1.0006	d34	1.0235	d57	1.0087
d08	1.0047	d35	1.0462	d58	1.0131
d09	0.9655	d36	0.9862	d59	0.9981
d10	1.0208	d37	1.0205	d60	0.9937
d12	0.9882	d38	0.9817	d61	0.9558
d15	0.9952	d39	0.9994	d62	0.9937
d18	0.9717	d40	1.0250	d63	0.9995
d19	0.9868	d41	1.0437	d65	0.9708
d20	1.0167	d42	1.0051	d66	0.9874
d21	1.0523	d43	1.0063	d67	0.9489
d22	0.9919	d44	0.9814	d68	1.0069
d23	1.0460	d45	0.9716	d69	0.9387
d24	1.0143	d46	1.0216	d70	0.9446
d25	1.0004	d47	0.9831	d71	0.9749
d26	0.9513	d48	1.0488	d75	0.9991
d27	0.9617	d50	1.0065		
d28	0.9842	d51	1.0169		

## 4.2. Curva de brillo.

La representación grafica de la cantidad de luz emitida en función de la temperatura de los dosímetros termoluminiscentes TLD – 100 presenta varios picos termoluminiscentes obtenidos del lote calibrado. La Figura 4.4 muestra la curva de brillo característica de los dosímetros TLD-100.

Esta curva fue obtenida en el lector Harshaw 3500 bajo los parámetros establecidos en la tabla 3.2 dado que esta respuesta termoluminiscente depende de los parámetros de lectura de los dosímetros.

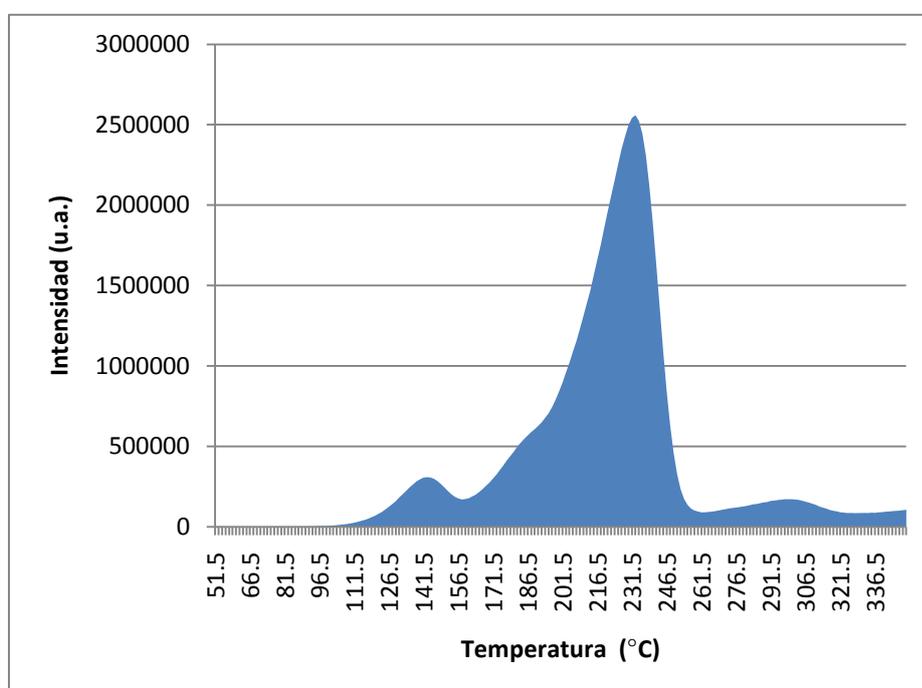


Figura 4.4. Curva de brillo

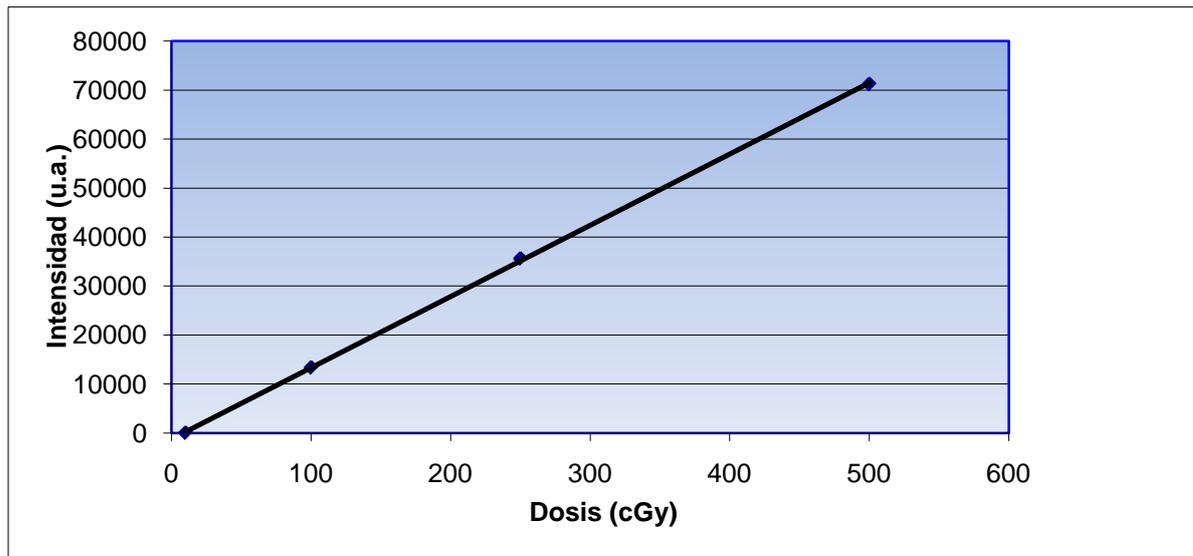
Tabla 4.2 Temperaturas de los picos TL en la curva de brillo del TLD – 100.

Pico termoluminiscente	Temperatura °C
1	143
2	192
3	224
4	236
5	305

La curva termoluminiscente presenta varios picos mostrados en la tabla 3.4 el pico que aparece a baja temperatura se considera relativamente inestable y por lo cual resulta despreciable.

### 4.3. Respuesta en función de la dosis

La respuesta termoluminiscente de los dosímetros que fueron expuestos a diferentes dosis conocidas de radiación con el acelerador lineal usando electrones de 6 MeV a alta tasa de dosis se muestra en la Figura 4.5. Las dosis administradas fueron de 0.1 cGy hasta 500cGy.



**Figura 4.5** Respuesta de los dosímetros termoluminiscentes TLD-100 a diferentes dosis con un haz de electrones a 6MeV.

La ecuación lineal que corresponde a la respuesta de los dosímetros se muestra en la siguiente ecuación.

$$\text{intensidad(u.a.)} = -363.7 + 141.3 * \text{Dosis(cGy)}$$

#### **4.4 Distribución de dosis en el plano de tratamiento**

Uno de los mayores problemas cuando se efectúa un tratamiento de micosis fungoides utilizando irradiación con electrones a cuerpo entero es la distribución de dosis uniforme en toda la superficie de la piel.

La distribución lograda en estudios con fantomas no puede reproducirse sobre el paciente, debido a la incapacidad del paciente de permanecer en una posición fija durante largos periodos de tiempo y por otro lado el auto blindaje de zonas anatómicas como las regiones axilares, perineal, y los glúteos. Ambos problemas resultan en áreas del cuerpo con puntos fríos y calientes en el tratamiento real sobre la piel del paciente.

Cuando se habla del primer plano se hace referencia a la posición de todos los puntos sobre la superficie del fantoma en los cuales se tomaron las lecturas mediante los dosímetros termoluminiscentes colocados detrás del fantoma. La distribución de los puntos se ilustra en la Figura 3.12.

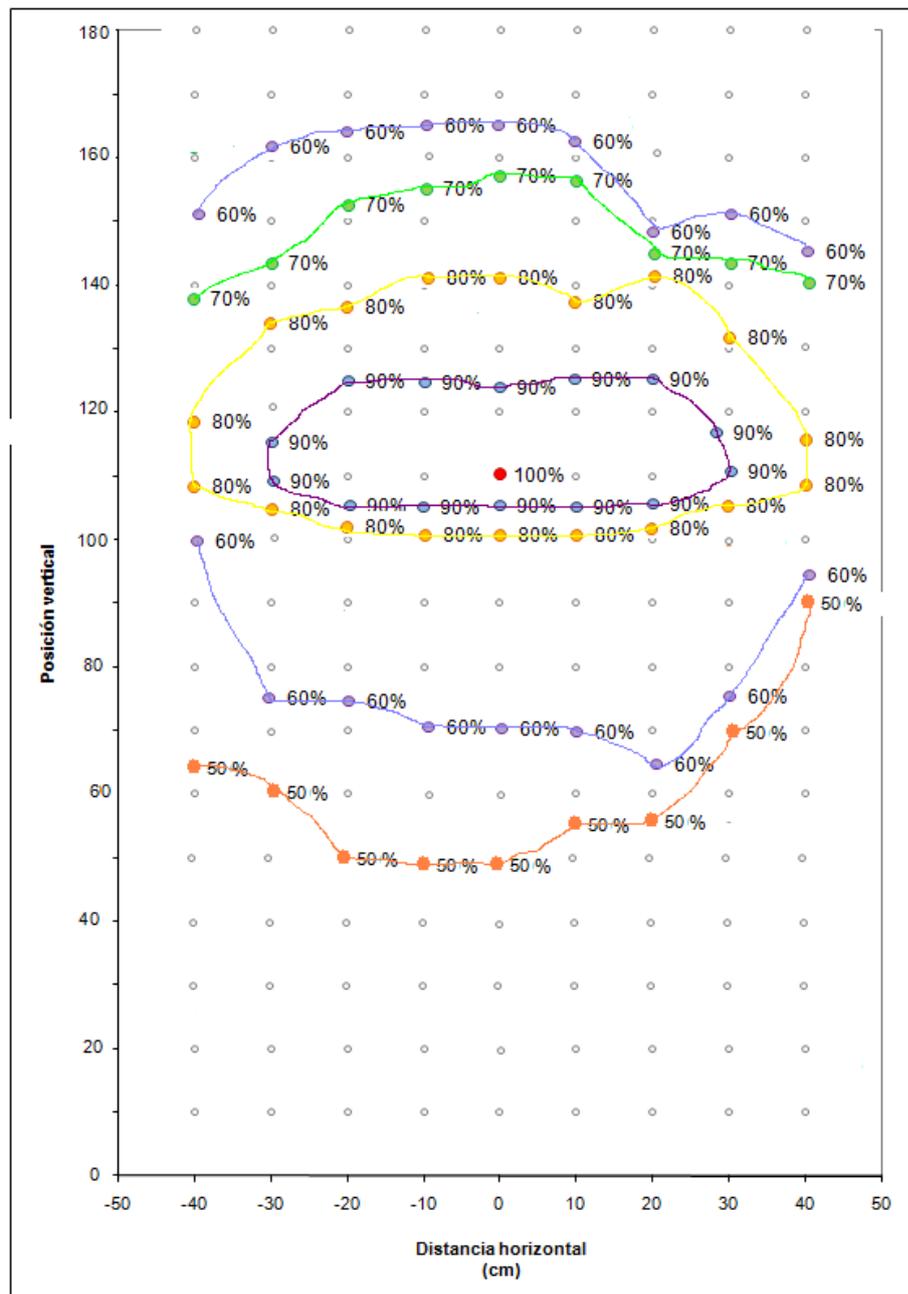
En la figura 4.6 se muestra la distribución del porcentaje de dosis sobre el plano de tratamiento que es el resultado de la contribución total de los dos haces angulados a 252° y 285° sobre dicho plano. Los valores de dosis en este plano están normalizados con respecto al valor máximo que se alcanzó en estas mediciones, el cual se localiza a 0 cm (distancia horizontal) y en la posición vertical a 126 cm con respecto a la superficie del piso y a 110 cm con respecto a la superficie del banco de madera.

La altura media del paciente debe coincidir con el punto donde se encuentra la dosis máxima por lo que se utiliza un una base en la que pueda subirse el paciente, de esta manera la línea medio del paciente se aproximará al punto donde se unen los campos

		<b>Distancia Horizontal (cm)</b>								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
<b>Distancia Vertical (cm)</b>	180	41.44	42.56	46.38	49.28	47.08	48.31	47.72	44.99	42.12
	170	43.15	45.85	50.03	52.83	51.10	52.48	51.11	50.88	43.05
	160	56.50	61.11	66.34	66.75	68.89	61.87	53.14	51.86	50.56
	150	60.86	65.90	72.40	72.92	73.07	75.92	50.08	46.87	50.52
	140	69.19	72.17	77.95	80.50	80.93	75.84	80.11	73.14	70.01
	130	75.70	84.65	86.11	84.14	85.54	87.58	84.58	81.50	73.17
	120	79.91	89.20	96.86	94.01	91.96	93.70	97.36	85.53	78.66
	110	80.83	90.48	99.58	99.27	100.00	99.91	99.59	89.90	81.28
	100	59.42	65.84	70.69	72.53	68.80	76.08	71.72	66.20	60.61
	90	54.67	62.23	65.29	67.65	68.73	67.87	66.49	63.26	59.39
	80	55.28	61.97	62.79	64.89	65.82	64.52	63.10	62.18	54.06
	70	51.20	55.97	57.76	60.21	59.62	60.32	60.69	57.39	53.06
	60	49.43	50.09	54.08	57.80	53.76	54.95	33.51	33.62	30.30
50	46.08	49.65	52.59	54.02	53.53	53.99	30.63	30.80	28.29	
40	26.56	27.99	29.25	32.23	29.70	30.27	30.84	30.70	28.15	
30	25.13	25.45	27.83	29.73	29.08	29.88	30.43	29.17	25.06	
20	25.19	27.61	26.90	28.95	28.78	29.86	29.32	27.42	25.67	
10	21.93	23.77	26.57	26.10	27.22	27.12	26.27	25.44	23.03	

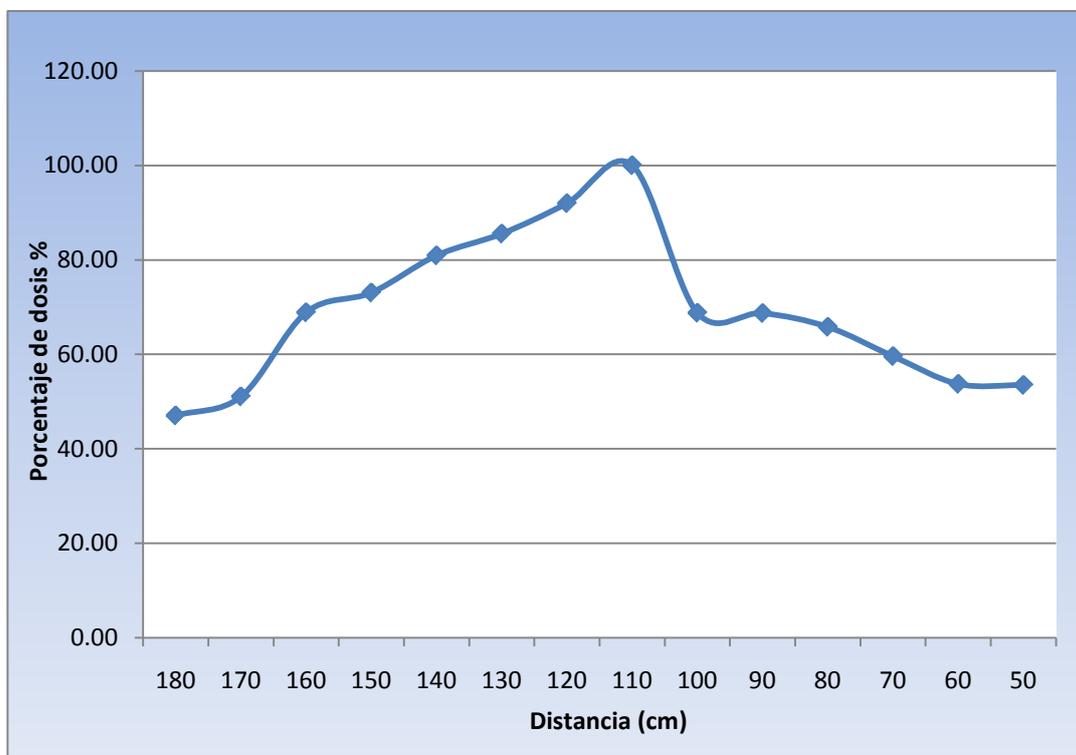
**Figura 4.6 Distribución del porcentaje de dosis (%) para el campo dual en la superficie del fantoma.**

Las líneas de isodosis se ilustran en la figura 4.7 y obtuvieron a partir de la distribución de porcentajes de dosis de la figura 4.6. Se observa que en este plano de 80 cm x 180 cm de sección transversal se encuentran presentes las curvas de isodosis del 100%, 90%, 80%, 70% y 60%, mostrando un buen comportamiento en cuanto a simetría en el eje horizontal y en cuanto al eje vertical las diferencias son mayores, se puede observar que la línea de isodosis del 80% con respecto al punto central se encuentra a 30 cm aproximadamente en la parte superior mientras que la línea de isodosis del 80% se encuentra a 10 cm en la parte inferior.



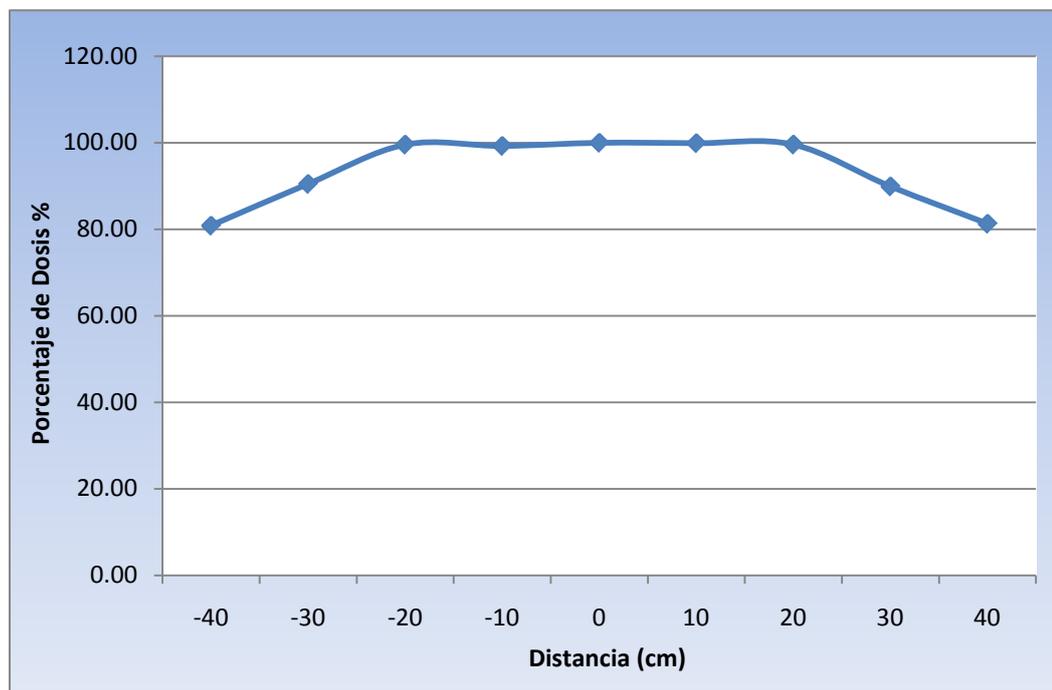
**Figura 4.7 Distribución de isodosis en el plano de tratamiento medida con los dosímetros termoluminiscentes**

De acuerdo a la gráfica de la Figura 4.7 las dimensiones del paciente quedan cubiertas por valores de dosis relativamente altos, la curva del 80% abarca un área de 80 cm x 40 cm, mientras que la del 60% cubre por completo el área aproximada de 80 cm x 100 cm.



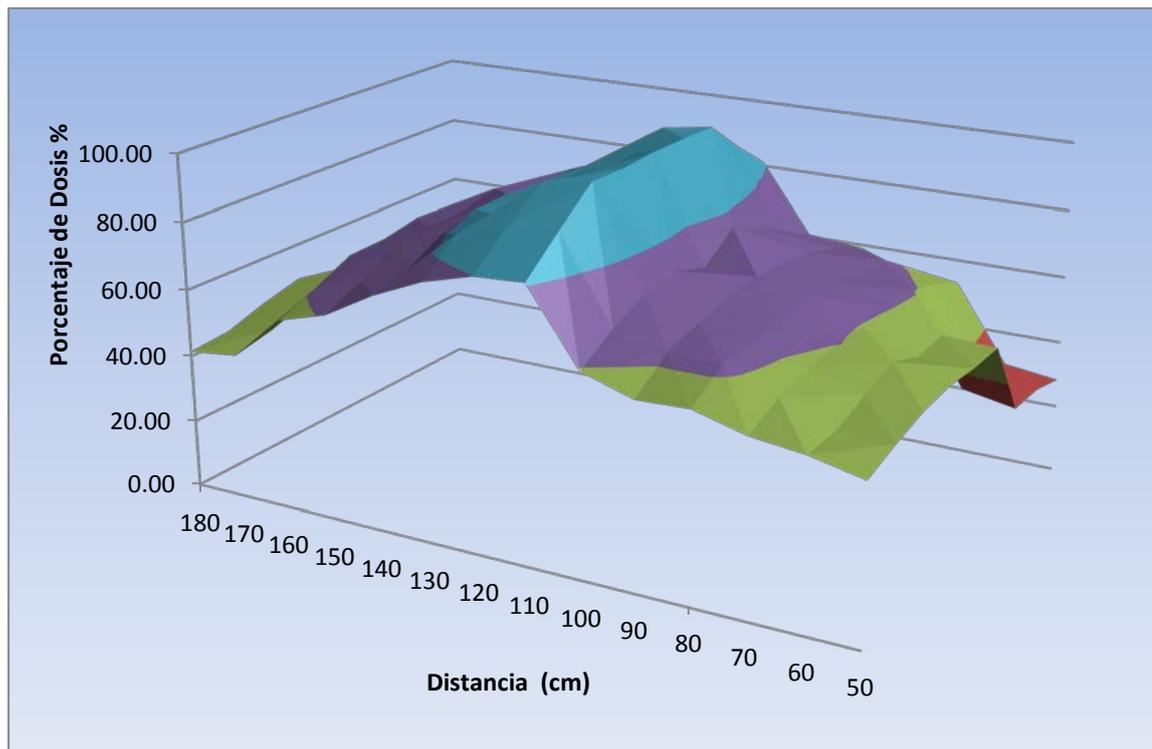
**Figura 4.8 Perfil vertical del plano de tratamiento altura vs porcentaje**

En las figuras 4.8 y 4.9 se pueden observar los perfiles horizontal y vertical respectivamente medidos en el eje del haz, mostrando tanto la simetría como el aplanado del campo dual en ambos perfiles.



**Figura 4.9 Perfil horizontal del plano de tratamiento posición. vs porcentaje**

La figura 4.10 ilustra el grafico en tres dimensiones de los porcentajes de dosis en el plano de tratamiento, el eje x es la posición en el plano horizontal, el eje y la posición en el plano vertical y el eje z es el porcentaje de dosis con respecto a la dosis máxima recibida en el plano.



**Figura 4.10 porcentajes de dosis del plano de tratamiento posición vs porcentaje**

La elección de la angulación de los haces es crítica, ya que al hacer una mala elección de dichos ángulos se obtiene un efecto no deseado sobre la uniformidad de la dosis en el perfil vertical del haz. La grafica muestra 4.10 muestra un pico en la línea central donde se unen los 2 campos. Este pico puede ser observado con más detalle en gráfica 4.9 donde se ve que en esta zona la dosis que recibe disminuye rápidamente conforme se aleja del centro en el perfil vertical.

Los resultados muestran que existen diferencias de hasta 51 % de la dosis máxima sobre la piel con respecto al punto que menos dosis recibió. Esto puede ser explicado en parte por la técnica utilizada en este centro de atención médica, ya que al usar solo 4 campos se obtiene una menor uniformidad de la dosis en la superficie del paciente. Las desviaciones estándar en las extremidades es resultado de la diferencia de posición en que se encuentran en cada sesión del tratamiento. Existen variaciones menores (30%-40%) en puntos donde como el cuello el pecho, la tiroides, la cabeza y las gónadas comparadas con el punto donde más dosis se recibió.

Tabla 4.3. Dosis recibidas sobre la piel en diferentes partes anatómicas del paciente.

	Dosis por sesión (cGy)	Dosis total (Gy)	Desviación estándar (%)
frente Anterior	74.71	14.94	9.47
frente Posterior	59.94	11.99	2.29
cráneo superior	56.39	11.28	3.27
Ojo der Posterior	70.97	14.19	5.77
Cabeza lateral Derecha	78.96	15.79	5.18
Cabeza diagonal Derecha	92.76	18.55	11.42
Barbilla Anterior	105.39	21.08	6.92
Barbilla Posterior	64.31	12.86	0.89
Cuello Anterior	119.23	23.85	3.18
Cuello Posterior	60.61	12.12	7.49
Tiroides Anterior	116.21	23.24	7.76
Tiroides Posterior	69.70	13.94	2.43
Pulmón derecho Anterior	125.44	25.09	5.19
Pulmón derecho Posterior	80.41	16.08	0.58
Pulmón Lateral derecho	101.77	20.35	3.01
Pulmón Diagonal derecho	107.83	21.57	2.90
Codo derecho	94.96	18.99	4.22
Ombliigo Diagonal Anterior D	108.92	21.78	4.26
Ombliigo Diagonal Posterior D	95.05	19.01	1.90
Ombliigo Anterior	125.95	25.19	8.90
Ombliigo Posterior	76.48	15.30	11.82
lateral ombliigo D	92.30	18.46	4.46
Dedo derecho	90.42	18.08	48.99
Dedo derecho interno	71.99	14.40	3.17
Axila derecha	121.71	24.34	25.85
Axila Izquierda	135.95	27.19	31.45
Línea Media	110.96	22.19	32.46
Gónadas Posterior	76.07	15.21	12.28
Gónadas Anterior	116.40	23.28	3.75
Rodilla der Anterior	78.85	15.77	1.98
Rodilla der Posterior	87.43	17.49	6.50
Rodilla der lateral	95.53	19.11	16.04
Rodilla der lateral interna	95.58	19.12	26.04
Tobillo Derecho Anterior	78.62	15.72	7.60

**Figura 4.11. Dosis recibidas en diversas partes del cuerpo**

## V. Conclusiones

Los resultados obtenidos con los dosímetros termoluminiscentes son semejantes a los obtenidos con la cámara de ionización hechos por Hernandez [40] en el eje horizontal. No obstante los resultados obtenidos con ambos métodos no coinciden en el eje vertical. Las líneas de isodosis obtenidas por los dosímetros termoluminiscentes presentan una variación mayor en el eje vertical conforme se desplaza en esa dirección desde la línea donde se intersecan los campos. Esto se explica en parte por la mayor sensibilidad de los dosímetros TLD-100 con respecto a las cámaras de ionización

La curvas de isodois hechas con la dosimetría termoluminiscente del 80% abarca un área de 80 cm x 40 cm, mientras que la del 60% cubre por completo el área aproximada de 80 cm x 100 cm, comparada con la distribución de líneas de isodosis que se ilustran en los resultados de las mediciones hechas por Hernandez, en las se observa que en el plano de 80 cm x 196 cm de sección transversal se encuentran presentes las curvas de isodosis del 100%, 90%, 80% y 70% [40]. Con esto se observa que en el perfil vertical las dosis las líneas de Isodosis están mas cercanas al centro de lo que la cámara de ionización detecta.

La elección de la angulación de los haces es crítica, ya que al hacer una mala elección de dichos ángulos se obtiene un efecto no deseado sobre la uniformidad de la dosis en el perfil vertical del haz. No obstante en este trabajo los resultados muestran que las diferencias de dosis en diferentes puntos de la piel del paciente pueden llegar hasta 51%, mayor que lo reportado por Antolak [41] quien obtuvo diferencias de hasta 41% utilizando dosimetría termoluminiscente con una técnica de 6 campos. El uso de 6 campos en lugar de los 4 campos utilizados podría mejorar la uniformidad de la dosis absorbida, recibida sobre la del paciente.

La dosimetría termoluminiscente debe ser una parte importante de la planeación del tratamiento y garantía de calidad para la terapia de irradiación a cuerpo entero.

## REFERENCIAS

- [1] DeVita V, *Hodgkin's disease—Clinical trials and travails*. N Engl J Med, (2003).
- [2] Longo D, *Radiation therapy in Hodgkin disease: Why risk a Pyrrhic victory?* J Natl Cancer Inst., (2005)
- [3] American Association of Physicists in Medicine, Report No. 23, Task Group 30. *Total skin electron therapy: Technique and Dosimetry*. New York: American Institute of Physics, (1988)
- [4] Pradeep K., *Early Experience in Using an 18 MeV Linear Accelerator for Mycosis Fungoides at Howard University Hospital*; Journal of the National Medical Association., Vol. 69, No. 4, (1977)
- [5] Chen Z, Agostinelli G., Wilson L, *Matching the dosimetry characteristics of a dual-field Stanford technique to a customized single-field Stanford technique for total skin electron therapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 59:872-885, (2004).
- [6] Dillehay L., *A model of cell killing by low-dose-rate radiation including repair of sublethal damage, G2 block, and cell division*. Radiat Res 124:201-207, (1990).
- [7] Holt J. *Some physical considerations in whole skin electron beam therapy*; Med. Phys., 9:769-776, (1982).
- [8] Faiz M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy* Third Edition, Lippincott Williams & Wilkins.(2003)
- [9] Organismo Internacional de Energía Atómica, *Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos: Colección de Informes Técnicos N° 398*, (2005).
- [10] El-Khatib S., Nikolic M., *Variation of electron beam uniformity with beam angulation and scatterer position for total skin irradiation with the Stanford technique*. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys., Vol. 33, n°2: 469-474 (1995).
- [11] Podgorsak E., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Student*.; International Atomic Energy Agency. Vienna, (2005)
- [12] International Atomic Energy Agency, *The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series N° 381*, Vienna, (1995).
- [13] Rogers D., Bielajew F. *Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships*. Med. Phys.; 13:687 (1986).

- [14] Organismo Internacional de Energía Atómica, ***Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos: Colección de Informes Técnicos N° 398***, IAEA, Vienna (2005).
- [15] Ortega X. Jorba J. ***Radiaciones Ionizantes (Utilización y riesgos). Institut de Techniques Energetiques (INTE)***, 2ed pp. 191-248. (1996).
- [15] Ministerio del interior. Dirección General de Protección Civil. ***Información y Capacitación sobre Emergencias Nucleares. CIAT***. España pp. 61-62(1989).
- [16] Podgoršak E., ***Radiation Physics for Medical Physicists. Springer. Institut de Techniques Energetiques (INTE)***, 2ed (1996) pp. 191-200, 247, 248. (2006).
- [17] Ministerio del interior. Dirección General de Protección Civil. ***Información y Capacitación sobre Emergencias Nucleares. CIAT***. España pp. 63-64(1989).
- [18] Karzmark C., Lovinger R., ***A technique for large-field, superficial electron therapy***. Radiology, 74: 633-643, (1960)
- [19] Shouman T., El-Taher Z., ***Total Skin Electron Therapy: A Modified Technique for small room linear accelerator***; J. Egypt. Nat. Cancer Inst., Vol. 16, No. 4, 202-209, (2004)
- [20] Smith B., ***Cutaneous Lymphomas***; Semin. Rad. Oncol., 17, 158-168, (2007)
- [21] Daniels, F., Boyd, C. y Saunders, D. ***Termoluminescence as a Research Science*** 117, pp. 343-349, (1953).
- [22] Townsend, P., Abmed, K., Chandier. P. and Whitlow H.J. ***Measurements of The emission spectra of LiF during Radiatbon Effects*** 72, pp. 245-257, (1983).
- [23] Nink, R., ***Lithium Fluoride Dosimetry Part 1. The Z Center Model- A New Concept for the Description of the Trapping Process in Dosimetric LiF:Mg,Ti***. Nucl. Instrum. Methods 175, pp 15-16, (1980).
- [24] Davies, J., ***E.P.R and ENDOR of Titanium-Doped Lithium Fluoride***. 1 Phys. C 7, Pp. 599-609, (1974).
- [25] McKeever, S. y Horowitz, Y., ***Charge trapping mechanisms and microdosimetric processes in lithium fluoride***. Radiat Phys. Chem. 36, (1990).
- [26] Mayhugh M., Christy R. y Johnson, N. ***Thermoluminescence Color Center Correlation in Dosimetry LiF***. J. Appl Phys. 41, Pp. 2968-2976, (1970).
- [27] Nink, R., ***Role of Z Centres in the Trapping Mechanism of Thermoluminescent Lithium Fluoride***. Phys. Star Sol (a) 35, pp.121-129, (1976).

- [28] Grant, R. y Cameron, J., *Effects of pre-irradiation annealing on the thermoluminescence and dielectric loss of LiF:Mg*. J Appl Phys. 37 p 3791-3795, (1966).
- [29] Stoebe, T. y Watanabe, S. *Thermoluminescence and Lattice Defects in LiF*. Phys. Star Sol 29, pp. 11-29, (1975).
- [30] Campbell J. *La Física de las radiaciones en materia*. UNAM. (2001).
- [31] Hecht E. *Óptica*. Pearson 3th Ed (2000)
- [32] Alegre Bayo, *Reacción celular ante la radiación*; Radiobiología, 1, (2001)
- [33] Smith B., Smith G., Cooper D., *The cutaneous B-cell lymphoma prognostic index: A novel prognostic index derived from a population- based registry*. J Clin Oncol 23:3390-3395, (2005).
- [34] Willemze R, Kerl H, Sterry W, *EORTC classification for primary cutaneous lymphomas: A proposal from the Cutaneous Lymphoma Study Group of the European Organization for Research and Treatment of Cancer*. Blood 90:354-371, (1997)
- [35] World Health Organization Classification of Tumors, Harris N.L, Stein H *Pathology and Genetics of Tumours of Hematopoietic and Lymphoid Tissues*. Lyon, France, IARC Press, (2001)
- [36] Willemze R, Jaffe E., Burg G., *EORTC classification for cutaneous lymphomas*. Blood 105:3768-3785, (2005)
- [37] Fung M., Murphy J., Hoss D., *Practical evaluation and management of cutaneous lymphoma*. J Am Acad Dermatol 46:325-357, (2002)
- [38] Kim Y., Bishop K, Varghese A, *Prognostic factors in erythrodermic mycosis fungoides and the Sezary syndrome*. Arch Dermatol 131:1003-1008, (1995)
- [39] Eisenlohr H. , *Network of Secondary Standard Dosimetry Laboratories*, IAEA bulletinvol.19, no.2, pp. 3(1998).
- [40] Hernandez D. *Verificación dosimétrica de la técnica de irradiación a cuerpo entero con electrones de 6 MeV*, Instituto Politécnico Nacional- ESFM. (2010).
- [41] Antolak J. *Utilization of thermoluminescent dosimetry in total skin electron beam radiotherapy of mycosis fungoides*, Int. J.Radiation Oncology Biol. Phys, Vol. 40 No. 1 pp. 101-108,(1998).