

**INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL**

**CENTRO DE INVESTIGACION EN CIENCIA APLICADA Y  
TECNOLOGÍA AVANZADA**

**UNIDAD LEGARIA**

**MODIFICACION E IMPLEMENTACION A LA  
TECNICA DE IRRADIACION DE CUERPO ENTERO  
CON ELECTRONES EN ALTA TASA DE DOSIS.**

**Tesis para obtener el grado de Doctorado en  
Tecnología Avanzada Presenta:**

**M en T. A. Oswaldo Abel Madrid González.**

**Director de Tesis:  
Dr. Teodoro Rivera Montalvo**

**México, D.F.; junio 2014.**





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

SIP-14

**ACTA DE REVISIÓN DE TESIS**

En la Ciudad de México siendo las 12:00 horas del día 12 del mes de junio del 2014 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-IPN para examinar la tesis titulada:  
MODIFICACION E IMPLEMENTACION A LA TECNICA DE IRRADIACION DE CUERPO ENTERO CON ELECTRONES EN ALTA TASA DE DOSIS

Presentada por el alumno:

MADRID GONZALEZ OSWALDO ABEL  
Apellido paterno Apellido materno Nombre(s)  
Con registro: 

B	1	0	1	3	0	8
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de:

Doctorado en Tecnología Avanzada

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

**LA COMISIÓN REVISORA**

Director(a) de tesis

Dr. Teodoro Rivera Montalvo

Dr. José Guzmán Mendoza

Dr. Juan Azorín Nieto

Dr. Fernando Trejo Zárraga

  
Dr. José Ángel Calderón Arenas

**PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES**

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA  
APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA  
DEL IPN.**

  
Dr. José Ángel Calderón Arenas



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

**CARTA CESIÓN DE DERECHOS**

En la Ciudad de México, D.F. el día 13 del mes de Junio del año 2014, el (la) que suscribe Oswaldo Abel Madrid González alumno(a) del Programa de Doctorado en Tecnología Avanzada, con número de registro BI01308, adscrito(a) a CICATA LEGARIA, manifiesto(a) que es el (la) autor(a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del (de la, de los) Dr. Teodoro Rivera Montalvo y cede los derechos del trabajo titulado MODIFICACION E IMPLEMENTACION A LA TECNICA DE IRRADIACION DE CUERPO ENTERO CON ELECTRONES EN ALTA TASA DE DOSIS, 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 (de la) autor(a) y/o director(es) del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a las siguientes direcciones os\_xj220@yahoo.com.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Oswaldo Abel Madrid González  
Nombre y firma del alumno

## RESUMEN.

El uso de partículas cargadas como electrones para el tratamiento de lesiones tumorales a superficie total de piel es poco frecuente, los tipos de micosis fungoide y linfomas cutáneos comparados con otros cánceres son relativamente escasos, sin embargo los hay y se debe contemplar una técnica no convencional como alternativa de tratamiento que pueda alcanzar un efectivo control. El control de calidad de las variables en un haz de electrones que tienen más influencia se realiza con cámaras de ionización y diodos semiconductores.

En el presente trabajo se diseñó e implementó un específico protocolo que contiene una serie de características dosimétricas y geométricas a la técnica de irradiación de cuerpo entero a piel con electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis procedente de un acelerador lineal de uso clínico. Para este diseño se modificó la técnica convencional de irradiación de cuerpo entero con electrones, que emplea un sistema geométrico que contempla al paciente en posición acostada, esto por limitantes físicas.

En el primer paso se determinó el ángulo de incidencia de los haces duales de electrones, teniendo como referencia la contribución de la curva de isodosis del 50 % en el centro geométrico del campo. Con el ángulo determinado se estableció el aplanado de los haces duales a lo largo del eje crossline (X) del acelerador lineal a lo largo de dos metros, obteniendo una variación de 11.5% para una talla de 1.7 m. Se midió el aplanado a lo largo del eje Z para  $X = 0$ ,  $X = 80$  cm y  $X = -80$  cm, teniendo variaciones del 10%.

El porcentaje de dosis a profundidad (PDP) estableció una  $D_{max} = 0.8$  mm, y un  $R_{50} = 16.4$  mm obteniendo para un PDP con haces duales de 4 MeV una energía esperada de 4.35 MeV.

En los resultados para una prescripción al paciente de 1500 cGy en tres sesiones, se dio para los cuatro campos de haces duales de 303 UM por haz para las posiciones antero-posterior (AP) y postero-anterior (PA), considerando en estos un peso de distribución de dosis de uno y 151 UM por campo en la posición lateral, en un peso de 0.5 respecto los campos en AP o PA.

La verificación del tratamiento se llevó a cabo utilizando un fantoma Rando y el uso de placa radiográfica, mediante este sistema se corroboró la aplicación del tratamiento a una  $D_{max} \approx 0.8$  tanto para la posición AP/PA como para los laterales.

La dosimetría en “in vivo” se realizó con diodos semiconductores colocados en distintas partes del cuerpo cubriendo las necesidades del protocolo teniendo lecturas promedio de dosis absorbida 388 cGy para los campos AP Y PA en la primera sesión y 368 cGy para la tercera sesión de tratamiento.

Los resultados dosimétricos del presente estudio ayudaron a optimizar la dosis de tratamiento en el paciente sometido a terapia de irradiación a cuerpo entero. Por lo tanto la dosimetría es una disciplina que actúa como herramienta para proporcionarle al paciente la dosis real requerida para tratar cualquier lesión.

## ABSTRACT.

The use of charged particles such as electrons to treat tumor lesions to total area of skin is rare, types of mycosis fungoide and cutaneous lymphoma compared with other cancers are relatively rare, however, and no one should contemplate an unconventional technique as an alternative treatment that can achieve effective control. Quality control of the variables in an electron beam having more influence is performed with ionization chambers and semiconductor diodes.

In this paper we designed and implemented a specific protocol that contains a series of dosimetric and geometric technique to whole-body irradiation of skin with 4 MeV electrons at high dose rate from a linear accelerator clinical use features. For this design the conventional technique of whole body irradiation with electrons, which employs a geometric system that includes the patient in the supine position was modified, this physical limitations.

In the first step the angle of incidence of the dual electron beams are determined, with reference to the contribution of the isodose curve 50% of the geometric center of the field. With the given angle flattening dual beams is established along the crossline axis (X) of the linear accelerator along two meters, resulting in a variation of 11.5% to a size of 1.7 m. Flattening was measured along the Z axis at  $X = 0$ ,  $X = 80$  cm and  $X = -80$  cm, having variations of 10%.

The percentage depth dose (PDP) established a  $D_{max} = 0.8$  mm, and  $R_{50} = 16.4$  mm obtained for a PDP with dual 4 MeV beam energy of 4.35 MeV expected.

The results for a prescription 1500 cGy in three sessions, an estimate for the four fields of MUs 303 dual beam for supine and prone positions are given, considering these weighing one dose distributions and 151 MUs field in the lateral position, at a weight of 0.5 relative fields in supine or prone positions.

Treatment verification was conducted using a Rando phantom and using image plate by the treatment delivery system was confirmed to  $D_{max} \approx 0.8$  for both the supine and prone positions to the lateral position.

Dosimetry in "in vivo" was performed with semiconductor diodes placed in different parts of the body covering the needs of the protocol taking readings mean absorbed dose 388 cGy for supine and prone positions in the first session and 368 cGy to the third treatment session. Dosimetric results of this study helped to optimize the treatment dose in patients undergoing radiation therapy to the entire body. Therefore discipline dosimetry is used as a tool to provide the patient the actual dose required to treat any injuries

## AGRADECIMIENTOS.

---

Agradezco al Instituto Politécnico Nacional, por darme la oportunidad de continuar en mi preparación académica.

Agradezco al CONACYT por la contribución económica que me permitió poder completar mis estudios de doctorado.

Agradezco a Centro Médico Nacional Siglo XXI (IMSS) y al Centro Médico Nacional 20 de Noviembre (ISSSTE) por permitirme hacer uso de sus instalaciones para la elaboración de este trabajo.

Mis agradecimientos a mi director de tesis al Dr. Teodoro Rivera Montalvo por su excelente asesoría, consejos, apoyo y amistad a lo largo de la maestría.

Mis agradecimientos al Ing. Aldo Herrera Márquez, M en C. Gerardo Gutiérrez Castillo e Ing. Gerardo Gutiérrez Márquez por sus valiosas aportaciones y apoyo otorgados en el desarrollo de este trabajo.

Agradezco a mis sinodales por su tiempo dedicado a completar este trabajo y participación como jurado.

Agradezco a todos mis compañeros del posgrado especialmente a Ligia quienes me apoyaron y me brindaron su amistad.

Agradezco a todo el personal del CICATA – Legaría, en especial a Leticia Cardona y Laura Vega por su tiempo y ayuda brindados.

## DEDICATORIA

---

*Este trabajo lo dedico a mi familia que desde siempre y por siempre contare con su invaluable apoyo en todo proyecto en mi vida, por su comprensión y por su amor que me ha enseñado los grandes valores que forman parte de mí.*

*A mi padre: Trinidad Francisco.  
A mis hermanos: Sara y Hugo.  
A mi sobrino: Raúl*

*Y muy en especial y cariñosamente a mi madre María Guadalupe por su infinita ternura y amor de toda la vida.*

## DEDICATORIA

---

*Para mi propia familia, tengo el gusto de dedicarle este sencillo trabajo y de agradecerles su apoyo, amor y singular alegría que día a día roban una sonrisa de mí.*

*A mi Esposa: Adriana  
Y  
Mi bella y traviesa hija: Itzayana*



## INDICE.

<b>RESUMEN.</b>	<b>4</b>
<b>1. INTRODUCCION.</b>	<b>15</b>
<i>Pregunta científica.</i>	16
<i>Hipótesis.</i>	16
<i>Objetivo general y particulares.</i>	17
<i>Justificación.</i>	18
<b>2. ANTECEDENTES.</b>	<b>19</b>
<b>3. MARCO TEORICO.</b>	<b>21</b>
<b>3.1.Fundamentos de radiación.</b>	<b>21</b>
3.1.1. Radiación.	21
3.1.2. Orígenes y Fuentes de Radiaciones ionizantes.	22
3.1.3. Tipos de radiación ionizante.	22
<b>3.2.Interacción de la radiación con la materia.</b>	<b>25</b>
3.2.1. Efecto fotoeléctrico.	25
3.2.2. Efecto de Compton.	26
3.2.3. Producción de pares electrón - positrón.	28
<b>3.3.Interacción de las partículas con la materia.</b>	<b>30</b>
<b>3.4.Atenuación y absorción de la radiación electromagnética.</b>	<b>31</b>
<b>3.5.Detección de la radiación ionizante.</b>	<b>33</b>
3.5.1. Detectores de ionización gaseosa.	33
3.5.2. Detectores de centelleo.	34
3.5.3. Detector semiconductor.	35
3.5.4. Dosímetros personales.	36
3.5.5. Dosímetros de película.	36
3.5.6. Dosímetros de termoluminiscencia.	36
3.5.7. Cámaras de ionización de bolsillo.	36
3.5.8. Dosímetros digitales.	37
<b>3.6.Magnitudes y unidades radiológicas.</b>	<b>37</b>
3.6.1. Fluencia y flujo de partículas.	37
3.6.2. Actividad.	38
3.6.3. Exposición.	38
3.6.4. Dosis absorbida.	39
3.6.5. Dosis equivalente.	39
3.6.6. Dosis efectiva.	40
3.6.7. Kerma.	41

<b>3.7. Producción de Rayos X</b>	<b>41</b>
<b>3.8. Acelerador lineal.</b>	<b>42</b>
<b>3.9. Fantoma (Maniquí) de agua sólida.</b>	<b>45</b>
<b>3.10. Fantoma (Maniquí) Rando.</b>	<b>46</b>
<b>3.11. Diodos Semiconductores.</b>	<b>47</b>
<b>3.12. Física de la Radioterapia.</b>	<b>48</b>
<b>3.13. Dosimetría “in vivo”.</b>	<b>49</b>
<b>3.14. Efectos biológicos de la radiación ionizante.</b>	<b>50</b>
3.14.1. Interacción de la radiación con las células.	50
3.14.2. Clasificación de los efectos Biológicos.	51
<b>3.15. Micosis Fungoide.</b>	<b>52</b>
<b>3.16. Irradiación a cuerpo entero con electrones.</b>	<b>53</b>
<b>3.17. Dosimetría del haz de electrones: TRS 398.</b>	<b>55</b>
3.17.1. Generalidades.	55
3.17.2. Especificación de la calidad del haz.	56
3.17.3. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.	57
<b>4. MATERIAL Y METODO EXPERIMENTAL.</b>	<b>58</b>
<b>4.1. Equipo y Materiales.</b>	<b>58</b>
4.1.1. Acelerador Elekta Synergy Device S/N: 5086317.	58
4.1.2. Cámara de ionización Markus (PPC05) IBA (Whellhofer).	58
4.1.3. Fantoma (Maniquí) de agua sólida RW3.	59
4.1.4. Diodos EDP5-3G IBA.	60
4.1.5. Electrómetro IBA (Whellhofer).	60
4.1.6. Fantoma (Maniquí) Rando.	61
4.1.7. Placa radiográfica.	61
<b>4.2. Método Experimental.</b>	<b>62</b>
4.2.1. <b>Técnica de irradiación de cuerpo entero a piel de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis con paciente acostado y cuatro campos duales de tratamiento.</b>	<b>62</b>
4.2.1.1. Angulo de aplanado en la técnica de dos haces de electrones de 4 MeV.	62
4.2.1.2. Aplanado de los dos haces de electrones en ambos ejes del plano en geometría de tratamiento de paciente acostado.	63

4.2.1.3. Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDP) de dos haces de electrones de 4 MeV, en alta tasa de dosis.	64
4.2.1.4. Medición de la profundidad clínica requerida para cuatro campos de electrones con placa radiográfica.	65
4.2.1.5. Calibración de los Diodos semiconductores.	66
4.2.1.6. Dosimetría in vivo con diodos de un paciente en tratamiento de irradiación a cuerpo entero con electrones de 4 MeV.	66
<b>5. RESULTADOS Y ANALISIS.</b>	<b>67</b>
5.1. Técnica de dos haces de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis con paciente acostado y cuatro campos duales de tratamiento.	67
5.1.1. Angulo de aplanado en la técnica de dos haces de electrones de 4 MeV.	68
5.1.2. Aplanado de los dos haces de electrones en ambos ejes del plano en geometría de tratamiento de paciente acostado.	69
5.1.3. Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDP) de dos haces de electrones de 4 MeV.	73
5.1.4. Rendimiento del haz de electrones duales en HDR1.	75
5.1.5. Profundidad de sección transversal en fantoma rando con placa radiográfica, para cuatro campos duales con electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis.	77
5.2. Calibración de diodos semiconductor.	78
5.3. Dosimetría in vivo con diodos semiconductores.	79
<b>6. CONCLUSIONES.</b>	<b>81</b>
<b>7. TRABAJO A FUTURO.</b>	<b>82</b>
<b>8. BIBLIOGRAFIA.</b>	<b>83</b>

## INDICE DE FIGURAS.

3.1. Clasificación de radiación.	22
3.2. Decaimiento de un núcleo de $^{60}\text{Co}$ .	24
3.3. Primer radiografía, mano de Berta esposa de Roentgen.	25
3.4. Efecto Fotoeléctrico.	26
3.5. Representación esquemática del efecto Compton.	27
3.6. Interacción elástica entre un fotón y un electrón.	27
3.7. Representación esquemática del proceso de la producción de pares.	29
3.8. Importancia relativa de los tres procesos de interacción.	33
3.9. Funcionamiento de un detector gaseoso.	34
3.10. Detector de centelleo fotomultiplicador.	35
3.11. Esquema de un tubo de rayos X.	41
3.12. Esquema de un acelerador lineal Elekta Synergi.	42
3.13. Esquema del cañón de electrones de un acelerador lineal Elekta Synergi.	43
3.14. Esquema de la guía de ondas de un acelerador lineal Elekta Synergi.	43
3.15. Esquema del dispositivo e curvatura de electrones (bending magnet).	44
3.16. Esquema del cabezal en la producción de rayos X de un acelerador lineal.	44
3.17. Esquema del filtro para el aplanado del haz de un acelerador lineal.	45
3.18. Esquema del sistema de colimación de un acelerador lineal Elekta Synergi.	45
3.19. Maniquí de agua sólida.	46
3.20. Maniquí Rando RAN100 y RAN110.	47
3.21. Esquema de un diodo semiconductor	48
3.22. Diodo semiconductor IBA.	48
3.23. Placas eritemato violáceas de la Mícosis Fungoide.	52
3.24. Esquema de la técnica de campos duales de electrones.	54
3.25. Efecto de dos campos de electrones individuales incidentes sobre la pelvis de un paciente.	55
3.26. Porcentaje de dosis en profundidad.	57
4.1. Acelerador Elekta.	58
4.2. Cámara Markus Avanzada PTW.	59
4.3. Maniquí RW3 PTW.	59
4.4. Diodo EDP5 -3G.	60
4.5. Electrómetro UNIDOS PTW.	60
4.6. Fantoma (maniqui) Rando femenino.	61
4.7. Placa Radiográfica.	61
4.8. Geometría y mediciones en la Técnica de irradiación de cuerpo entero.	62
4.9. Esquema del fantoma y cámara Markus para la medición del aplanado de los haces duales.	63
4.10. Diseño del experimento para la obtención del aplanado de los haces duales.	63
4.11. Esquema de la graduación de la mesa en centímetros.	64
4.12. Esquema de la medición del aplanado de un solo haz de electrones con gantry a $0^{\circ}$ .	64
4.13. Esquema de la medición del PDP para los campos duales de electrones.	65
4.14. Esquema de un corte transversal de abdomen, donde se observa la incidencia de los cuatro.	65
4.15. Arreglo de 5 Diodos EDP05 en la superficie de un Fantoma de agua sólida.	66
4.16. Arreglo de diodos en la medición en vivo de la distribución de dosis en un tratamiento.	66
5.1. Paciente que presenta las posiciones Anterior ( <b>A</b> ) y lateral izquierdo ( <b>B</b> ).	68
5.2. Aplanado de los haces duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis (HDR1).	69
5.3. Aplanado del haz con 27.5 grados de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis (HDR1).	70
5.4. Aplanado del haz con 333 grados de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis (HDR1).	71
5.5. Aplanado del haz con 27.5 grados, para X = 80 cm a lo largo del eje Z en HDR1.	72

5.6. Aplanado del haz con 333 grados, para X = -80 cm a lo largo del eje Z en HDR1.	72
5.7. Aplanado del haz con 0° en gantry a lo largo del eje X.	73
5.8. PDP de haces duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis.	74
5.9. PDP de haces duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis para un corte transversal medido en el maniquí Rando.	77
5.10. Placa radiográfica de campos duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis para un corte transversal medido en el maniquí Rando.	78
5.11. Curvas de calibración para los diodos con haz de electrones en HDR1.	78
5.12. Partes del cuerpo del paciente con micosis fungoide antes del tratamiento de cuerpo entero con electrones a piel en modo HDR1.	80
5.13. Partes del cuerpo del paciente sin micosis fungoide después del tratamiento de cuerpo entero con electrones a piel en modo HDR1.	80

## INDICE DE TABLAS.

3.1. Factor de calidad Q para diferentes tipos de radiación.	40
3.2. Factores de ponderación para diversos tipos de tejidos.	41
5.1. Medidas anatómicas del paciente a tratar.	67
5.2. Angulo que representa la incidencia del haz superior al paciente para la curva de isodosis del 50 %.	68
5.3. Angulo que representa la incidencia del haz inferior al paciente para la curva de isodosis del 50 %.	68
5.4. Datos obtenidos del aplanado para los dos haces de electrones de 4 MeV.	69
5.5. Variación porcentual del aplanado respecto a la distancia de la superficie en el eje X de campos duales.	70
5.6. Valores medidos y promediados a tres lecturas para el aplanado en el eje Z con X = 0, con la incidencia de los dos haces de electrones.	70
5.7. Valores medidos y promediados a tres lecturas para el aplanado en el eje Z con X = 80, -80 cm con la incidencia de un haz por eje.	71
5.8. Variación porcentual del aplanado respecto a la distancia de la superficie en el eje X de un solo haz.	73
5.9. Lecturas con diodos en la primera sesión de tratamiento a cuerpo entero con electrones en modo HDR1 a paciente en posición AP y PA.	79
5.10. Lecturas con diodos en la tercera sesión de tratamiento a cuerpo entero con electrones en modo HDR1 a paciente en posición AP y PA.	79

## INTRODUCCION.

La Irradiación total de cuerpo entero a piel con electrones se ha utilizado para el tratamiento de la micosis fungoide desde los 1950. Varias técnicas diferentes se han desarrollado en diversos centros y que se describen en un informe publicado por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM). [1]

La Micosis Fungoide (MF) es una neoplasia de células T maduras, cuyas manifestaciones son preferente o exclusivamente cutáneas. Es la forma más común de linfoma cutáneo de células T y, a la vez, el que presenta mayores dificultades diagnósticas, particularmente la fase inicial de su desarrollo. La MF puede generar una amplia variedad de procesos inflamatorios. [2]

La técnica de irradiación a piel con electrones (TSEI), o irradiación total a piel con electrones (TSET), se utiliza para tratar una variedad de cánceres cutáneos donde la mayor parte o la totalidad de la piel es irradiada. El objetivo es tratar a toda la piel a una dosis tan uniforme como sea posible, tanto circunferencialmente alrededor de los pacientes, así como en su longitud. La homogeneidad comprende una dosis en la superficial uniforme y la alta dosis debe ser uniforme en dosis máxima (Dmax) (que debe estar cerca de la superficie). El tratamiento debe considerar otros órganos subyacentes y reducir al mínimo la dosis de todo el cuerpo de la radiación de frenado de rayos x. [3]

La TSET tiene dos ventajas principales sobre las formas convencionales de tratamiento usado en radiaciones de alta energía. En primer lugar, se ajustan las características físicas y geométricas que hacen posible la irradiación en la totalidad de la superficie del cuerpo sin afectar porciones considerables del sistema hematopoyético. En segundo lugar, es posible irradiar la totalidad de la superficie corporal y evitar las zonas de más alto riesgo y de dar tratamiento a áreas de dosis insuficiente. [4] La combinación de ángulos en los haces de radiación: su posicionamiento y las dimensiones de los dispersores del haz, pueden ser usados con el fin de lograr uniformidad del haz y penetración de dosis en el paciente.

El tratamiento con electrones en la irradiación a piel se aplica en modo de alta tasa de dosis (HDR). El tratamiento en HDR es una herramienta de algunos aceleradores lineales que proporciona; acortar los tiempos de tratamiento, considerando la geometría que se utiliza de los haces de electrones en el tratamiento; que en tasa de dosis normal es prolongado el tiempo de tratamiento. En condiciones de referencia de distancia fuente superficie de 100 cm y a una profundidad de del cuerpo humano, como la micosis fungoide. El requisito de este tratamiento es la referencia dependiente del tipo de radiación (fotones o electrones) y la energía, se entrega 1 cGy/UM. Mientras que en alta tasa de dosis, bajo las mismas condiciones, el acelerador proporciona 10 cGy/UM. La alta tasa de dosis en electrones se utiliza para tratar lesiones superficiales en grandes áreas uniformidad de la distribución de la dosis sobre la superficie del cuerpo. [5]

La dosimetría in vivo es una de las técnicas que existen para controlar la calidad del tratamiento realizado, permitiendo detectar tempranamente cualquier inconsistencia en la dosis entregada, ya que compara las dosis calculadas por los sistemas de planificación y las dosis de entrada impartidas a los pacientes por las unidades de tratamiento. Es una de las maneras que existen para la comprobación final de los niveles de precisión en las dosis de Radioterapia entregadas a los pacientes y la corrección de posibles errores que van en detrimento de los resultados terapéuticos de esta modalidad de tratamiento en las enfermedades neoplásicas.

### **PREGUNTA CIENTIFICA.**

¿Se puede aplicar una técnica no convencional como alternativa de tratamiento en la micosis fungoide que dé lugar a una nueva serie procedimientos adaptativos y dosimétricos que satisfaga las diversas necesidades que surgen de la condición física del paciente y que pueda alcanzar un efectivo control al irradiarse la totalidad de la piel antes y durante el tratamiento?

### **HIPOTESIS.**

La micosis fungoide es una enfermedad poco frecuente manifestada principalmente por una serie incontrolada de lesiones superficiales en la totalidad de la piel. Una de las opciones más efectivas en contra de la proliferación desordenada de estas células tumorales, se ha obtenido mediante el uso de los haces de electrones de alta 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. El tratamiento de lesiones tumorales en la superficie total de la piel ya establecido tiene características específicas en su dosimetría y geometría, que no contempla un sistema de posicionamiento apto para pacientes con limitantes físicas. Establecer una técnica no convencional bajo una serie de procedimientos dosimétricos y geométricos adaptativos como alternativa de tratamiento que pueda alcanzar un efectivo control al irradiarse la totalidad de la piel en paciente de limitantes físicas con la incapacidad de mantener prolongados tiempos de pie, posición que la técnica convencional TSET. Antes de hacer algunas consideraciones geométricas para la colocación del paciente en el campo de tratamiento debemos de contemplar ciertas pruebas al haz de radiación ionizante en condiciones de referencia (valores conocidos) y en condiciones de trato (datos esperados) con el fin de desarrollar un método preciso de verificación dosimétrica utilizando una cámara de ionización, detectores de estado sólido y cristales ópticamente luminiscentes como sistemas alternativos de dosimetría in vivo.



### **OBJETIVO GENERAL.**

Establecer una técnica de tratamiento a cuerpo entero con electrones de alta tasa de dosis y de alta energía que como tratamiento alternativo que responda las diversas necesidades que surgen de la condición del paciente por causa de la enfermedad y que pueda alcanzar un control efectivo al irradiarse la totalidad de la piel, en su distribución de dosis.

### **OBJETIVOS PARTICULARES.**

- **Técnica de un haz de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis con paciente de pie y cuatro campos de tratamiento.**
  1. Realizar la dosimetría relativa de verificación de un haz de electrones en condiciones de referencia.
  2. Determinar el Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDP) de un haz de electrones de 4 MeV en condiciones de referencia.
  3. Realizar la dosimetría relativa de un haz de electrones en geometría de tratamiento.
  4. Determinar el Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDP) de un haz de electrones de 4 MeV en geometría de tratamiento.
  5. Determinar el rendimiento de alta tasa de dosis en el acelerador para una geometría de tratamiento de un haz de electrones.
  6. Determinar el aplanado del haz de radiación para la geometría de tratamiento en ambos ejes del plano.
  7. Calibrar los diodos semiconductores.
  8. Realizar la dosimetría in vivo con diodos semiconductores.

## JUSTIFICACION.

El uso de partículas cargadas como los electrones para el tratamiento de lesiones tumorales en la superficie total de la piel es poco frecuente, los de tipo Micosis Fungoide y Linfomas Cutáneos comparados con otros cánceres son relativamente escasos, sin embargo los hay y se debe contemplar, ya que en específico la micosis fungoide, son cánceres manifestados en la piel, presentando lesiones importantes que gradualmente generan la imposibilidad de movimiento libre en el paciente y de mantener una postura por tiempo prolongado, según la condición del paciente; esto hace de este padecimiento uno de los más destructivos en la calidad de vida del paciente. De esta manera se presentan dificultades para que el tratamiento de irradiación a cuerpo entero se aplique de manera tradicional con dos haces de electrones por campo de tratamiento, donde el paciente se mantiene de pie por tiempo prolongado. La HDR1 de 4MeV es de gran utilidad para acortar tiempos de tratamiento, debido a que las geometrías implican grandes distancias fuente superficie para dar cobertura a todo el cuerpo. Para dar atención a un caso específico de micosis fungoide en paciente con impedimento de mantenerse de pie se da la implementación pronta de este tratamiento en la realización, diseño, modificación e implementación bajo sistemas de dosimetría in vivo.

## ANTECEDENTES.

La última década del siglo XIX eran numerosos los investigadores que estudiaban las descargas eléctricas en gases a baja presión. Uno de ellos, William Roentgen observó un cierto día de noviembre de 1895 que al hacer funcionar un tubo de rayos catódicos recubierto de papel oscuro se producía una fluorescencia en una pantalla de cianuro de bario y platino situada a una cierta distancia de tubo. La fuente de los rayos que producían esta fluorescencia fue localizada en las paredes del tubo. En posteriores experiencias se encontró que la interposición de varios espesores de diferentes sustancias disminuía la intensidad de la fluorescencia pero no la eliminaban completamente. Esto demostró que los rayos X (así fueron denominados) tenían gran poder de penetración por lo que no podían ser electrones. También se encontró que podían ennegrecer una placa fotográfica e ionizar un gas, que se propagaban en línea recta y que no eran desviados por campos eléctricos y/o magnéticos. [6] El descubrimiento de Roentgen de los rayos x ha sido el punto de partida en el desarrollo de la tecnología necesaria para su uso en medicina, útiles en la detección de enfermedades del esqueleto, aunque también se utilizan para diagnosticar enfermedades de los tejidos blandos. Desde su fundación en 1928, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) se ha dedicado a establecer y recomendar las medidas de Seguridad Radiológica en el uso de fuentes radiactivas. [7]

El primer uso de la radiación ionizante en el tratamiento de la micosis fungoide (MF) fue en 1902 por Scholtz. Los tratamientos se realizan en su mayoría con bajo consumo de energía de rayos x. Era difícil dar un buen tratamiento a la totalidad del área de la piel, debido a las limitaciones de la geometría del haz de radiación, tales como, el gran tamaño de campo y las limitaciones de campo de unión. En 1939 Sommerville se sugiere el uso de un baño de rayos x para el tratamiento, pero este tipo de tratamiento era limitado debido a los efectos secundarios como la supresión de la médula ósea. [8]

Una técnica muy utilizada para TSET fue desarrollado por CJ Karzmark en la Universidad de Stanford. El paciente fue tratado a gran distancia (por lo general más de 400 cm) de la fuente en una posición de pie. Para entregar un perfil de dosis uniforme en toda la longitud, se utilizó un campo doble que consiste en dos ángulos de gantry, con cada uno apuntando hacia arriba o hacia abajo desde la dirección horizontal. Los ángulos de gantry óptimos dependen de la máquina y la geometría, que se debe determinar empíricamente en cada clínica. Para lograr una dosis uniforme por todo el cuerpo, el paciente fue rotado alrededor del eje vertical seis veces a intervalos de 60° de manera que seis campos duales habrían sido entregados. Este método fue nombrado como la técnica de seis campos duales. Debido al gran número de campos que intervienen en un tratamiento típico TSET que podría durar fácilmente hasta 30 min. Para los pacientes que eran físicamente débiles e incapaces de ponerse de pie en una posición determinada durante mucho tiempo, la técnica de seis campos duales, es difícil para ellos. Por otra parte, el vértice del cuero cabelludo y las plantas de los pies del paciente es el área del santuario para la cobertura de la dosis. Normalmente se adiciona un incremento en estas áreas para su correcta distribución de dosis, son necesarios en la técnica de Stanford. [9]

El uso principal de TSET es en el tratamiento de la micosis fungoide que es un linfoma cutáneo de células T procedentes de un número muy pequeño de personas por millón cada año, y condiciones relacionadas. Sin embargo, una serie de otras enfermedades malignas que presentan rara vez requiere un enfoque similar, incluyendo la enfermedad inflamatoria de mama y el sarcoma de Kaposi. TSET también se han utilizado para otras condiciones dermatológicas que cubren grandes zonas que no responden a los tratamientos alternativos (por ejemplo, Kavanagh et al. 1997). No hay un consenso claro sobre la prescripción de dosis, siendo típicamente en el rango de 20 a 40 Gy, entregados en un período de 2 a 6 semanas, o más. Dosis por fracción y programas de

fraccionamiento son a menudo dictadas por un compromiso entre los requisitos clínicos y restricciones técnicas. TSET no se practica ampliamente debido a la rareza de las enfermedades para las que es apropiado, y también debido a la complejidad técnica de la puesta en marcha de la técnica y el tratamiento en sí, junto con talla del paciente en su posicionamiento para tratar y los tiempos de tratamiento. Algunas de las técnicas y consideraciones prácticas necesarias para aplicar TSET se examinan en el informe de AAPM 23 (1987). [10]

Diversos casos particulares que presenta la micosis fungoide han llevado a varios autores a generar diferentes técnicas en el tratamiento de este padecimiento como por ejemplo,

Jia-Ming Wu, B.S. et al 1997 [9] genera una técnica con el paciente acostado y angulaciones de gantry en la posición antero-posterior para una energía en electrones de 6 MeV en acrílico de 0.6 cm de espesor, generalmente establece angulaciones para los seis campos de la técnica stanford variando la distancia fuente superficie, el posicionamiento del paciente en el piso y el angulaje del gantry.

Zhe Chen. et al 2004 [11] realiza una comparación de técnicas totalmente diferentes de TSET. La técnica de los campos duales para un paciente de pie la establece para una energía de 4 MeV usando un acrílico de 3,2 mm de espesor utilizando la técnica Stanford de 6 campos duales, para una distancia fuente superficie de 380 cm. También presenta la técnica de un campo con distancia fuente superficie de 7 metros sin pantalla de acrílico con una energía de 4 MeV.

Reynard E P. et al 2008 [12] desarrolla la técnica rotacional de irradiación a piel con electrones que por sus siglas en inglés se abrevia (RTSEI). Presenta un esquema de un haz de electrones de energía de 6 MeV con distancia fuente superficie de 380 cm un campo de 40 x 40 cm, se aplica un filtro circular de aluminio en el gantry del acelerador de unos 70 mm de diámetro por 1.6 mm de espesor, centrado en un disco de plomo de 220 mm de diámetro por 0.1 mm de espesor. Se aplicó un esquema de 36 a 40 Gy en fracciones de 2 Gy.

Platoni K, et al 2012 [13] en su primer aplicación de irradiación a cuerpo entero a piel con electrones, presentan la técnica de campos duales para paciente de pie con distancia fuente superficie de 380 cm y campos duales de electrones de 6 MeV de angulación de  $\pm 17.5^\circ$ . Este tratamiento aplica una energía media de 3.4 MeV y energía más probable de 4.4 MeV.

En general se han desarrollado tratamientos para el control y cura de la micosis fungoide a lo largo de los años, con cambios y modificaciones generados por las mismas necesidades que el paciente presenta y con la finalidad de tener un óptimo tratamiento.

### 3.- MARCO TEÓRICO.

#### 3.1. Fundamentos de Radiación.

##### 3.1.1. Radiación.

El termino radiación se aplica a la emisión y propagación de la energía a través del espacio o un medio material. 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 distinción entre la radiación de partículas y las ondas electromagnéticas, las cuales representan los modos de transporte de energía, se hizo menos agudo cuando, en 1925, de Broglie introdujo una hipótesis sobre la naturaleza dual de la materia. Su teoría era que no sólo los fotones (ondas electromagnéticas) a veces parece que se comportan como partículas (momento de exhibición), pero las partículas de materia como los electrones, protones y átomos tienen algún tipo de movimiento de las olas asociadas a ellos (muestran refracción de onda y otras propiedades similares). [14]

La radiación se clasifica en dos categorías principales, como se muestra en la figura. 3.1: no ionizante e ionizantes, en función de su capacidad para ionizar la materia. La ionización potencial de los átomos, es decir, la energía mínima necesaria para ionizar un átomo, oscila entre unos pocos eV para los elementos alcalinos a 24.6 eV para el helio (gas noble).

- ❖ *Radiaciones no ionizantes* no tienen la capacidad de ionizar la materia, porque su energía es menor que el potencial de ionización de la materia.
- ❖ *Radiación ionizante* puede ionizar la materia, ya sea directamente o indirectamente porque su energía excede el potencial de ionización de la materia. Contiene dos grandes categorías:

- *Radiación directamente ionizante (partículas cargadas)* electrones, protones, partículas alfa, iones pesados.

- *Radiación indirectamente ionizante (partículas neutras)* fotones (rayos X, rayos gamma), neutrones.

-*Radiación ionizante directa*, las partículas tienen la energía suficiente para ionizar un medio donde viajan, mediante interacciones coulombianas entre los electrones de orbitales y las partículas cargadas. Mediante estas interacciones se deposita la energía en el medio atómico.

-*Radiación ionizante indirecta*, (fotones o neutrones) depositan energía a través de un proceso de dos pasos:

- En el primer paso para una partícula cargada que se libera en el medio (fotones liberan electrones o positrones, neutrones liberan protones o iones pesados).
- En el segundo paso, la liberación de partículas cargadas de deposita energía al medio a través de la interacción directa de Coulomb con los electrones orbitales de los átomos en el medio.

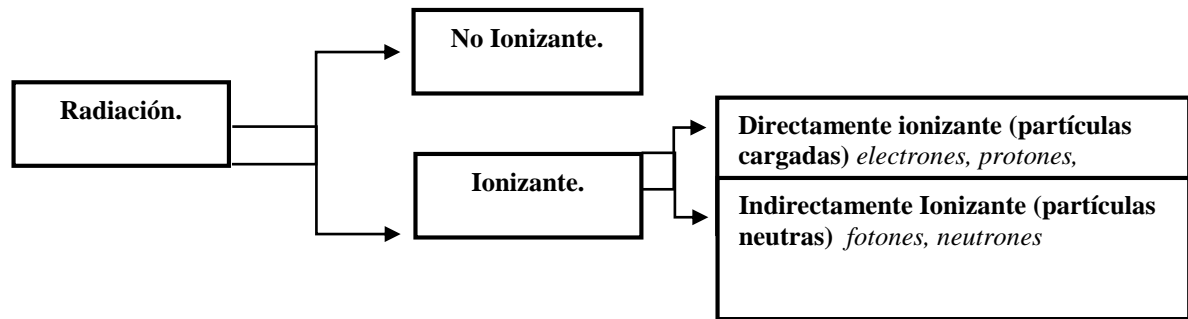


Figura. 3.1. Clasificación de radiación.

### 3.1.2. Orígenes y fuentes de radiaciones ionizantes.

Dependiendo del origen se puede distinguir entre radiactividad natural y radiactividad artificial. La radiactividad natural siempre está presente en el medio ambiente, tanto de origen cósmico como procedente de los materiales radiactivos existentes en la naturaleza. El ser humano ha estado expuesto a las radiaciones ionizantes desde el comienzo de los tiempos. El conjunto de radiaciones naturales se conoce como *radiación de fondo (Fondo)*, que depende de numerosos factores como el lugar de residencia, la altitud, materiales de construcción, la composición del suelo y otras. Se recibe continuamente esa radiación, se ingiere a diario productos que contienen cantidades muy pequeñas de sustancias radiactivas y todos los seres vivos acumulamos pequeñas cantidades de algunos isótopos radiactivos. La radiactividad artificial es la que se produce por la intervención humana, aunque su fuente sea natural, para obtener beneficios que, obviamente, tienen que ser superiores al riesgo que representan. Actualmente el uso de radiaciones ionizantes se extiende a campos muy diversos: medicina, tanto en el diagnóstico como en los tratamientos clínicos, investigación, obtención de energía, radiografías industriales, en la agricultura y otros muchos. Las fuentes de radiaciones ionizantes son naturales, como los isótopos radiactivos y los rayos cósmicos procedentes del espacio, y artificiales, como los generadores de radiación. Los generadores de radiación son equipos en los que partículas cargadas se aceleran mediante campos eléctricos hasta producir radiación ionizante. En algunos casos el objetivo del equipo es producir la radiación, como en el caso de los equipos de rayos X y en otros, como la microscopía electrónica, la radiación ionizante se produce como efecto secundario indeseable. [15]

### 3.1.3. Tipos de radiación ionizante.

Directamente a las radiaciones ionizantes se compone de varios grupos de partículas cargadas, tales como la luz de partículas cargadas (electrones y positrones), partículas con carga pesada (protones, deuterones, y las partículas alfa), y partículas con carga más pesada (por ejemplo, carbono-12). [16]

#### *Partículas alfa ( $\alpha$ ).*

La partícula alfa ( $\alpha$ ) consta de dos protones y dos neutrones, es decir, idéntica a un átomo de  $^4\text{He}$  doblemente ionizado; su carga es  $+2e$ , la masa del átomo de  $^4\text{He}$  es 4.002603 u; la de la partícula  $\alpha$  (desde luego, sin electrones) es 4.001506 u.

Cuando un núcleo emite una partícula  $\alpha$ , su número atómico disminuye en dos unidades y su número de masa en cuatro. Esto constituye una transmutación de elementos, en la que un isótopo (el padre) se va transformando gradualmente en otro hijo (el hijo). Por lo tanto, los núcleos del padre se van acabando y el número de núcleos del hijo va creciendo. En un buen número de instancias el hijo a su vez es radiactivo, transformándose en el padre del siguiente decaimiento.

La esencia del modelo teórico que explica el decaimiento  $\alpha$  es el tunelaje cuántico de una barra de potencial. En resumen, la probabilidad de que un núcleo emita una partícula  $\alpha$  se divide en dos partes. En primer lugar se supone que dos protones y dos neutrones se aglomeran dentro del núcleo para formar una unidad (la partícula  $\alpha$ ) que estará sujeta a un potencial y con energía total positiva. La segunda etapa es su penetración de la barrera de potencial (tunelaje) para escapar. La probabilidad de emisión será el producto de las probabilidades de que sucedan las dos etapas.

El decaimiento  $\alpha$  constituye una transición de un estado (el estado base) del núcleo padre a un estado (puede ser el estado base o un excitado) del hijo. Cuando el estado final (del hijo) es un estado excitado, este a su vez decae al estado base mediante la emisión de uno o varios rayos  $\gamma$ . [17]

### **Partículas beta ( $\beta$ ).**

La partícula  $\beta$  es un electrón. En el decaimiento  $\beta$  puede haber emisión de un electrón negativo ( $\beta^-$ ) o negatrón, emisión de un electrón positivo ( $\beta^+$ ) o positrón, o bien captura de un electrón atómico (generalmente de la capa K, pero a veces de la L) por el núcleo.

En la emisión de  $\beta^-$ , el núcleo pierde una carga negativa, equivalente a incrementar  $Z$  en una unidad. Como la masa del electrón es muy pequeña, el número de masa  $A$  no varía en el proceso.

La emisión  $\beta^-$  siempre va acompañada de la emisión de un antineutrino ( $\bar{\nu}$ ), partícula que no tiene carga y no tiene masa detectable. Uno de los neutrones del núcleo emisor se convierte en protón mediante el proceso:



mientras que los demás nucleones se mantiene como espectadores. El decaimiento del neutrón en un protón (con  $\beta^-$  y  $\bar{\nu}$ ) puede suceder también cuando el neutrón se encuentra libre, porque la masa del neutrón es mayor que la del protón, por lo que sobra energía. Por lo tanto, el neutrón es un emisor  $\beta^-$ . El positrón es la antipartícula del electrón negativo (negatrón); su masa es  $m_e$  y su carga es  $+e$ . Cuando la emisión es de  $\beta^+$ , el núcleo pierde una carga positiva, disminuyendo  $Z$  en una unidad, y quedando  $A$  igual nuevamente. En este caso también se emite un neutrino ( $\nu$ ), obedeciendo a las leyes de conservación. En la emisión de positrón, uno de los protones del núcleo emisor se convierte en un neutrón por el siguiente proceso:



El decaimiento de un protón independiente en neutrón (con  $\beta^+$  y  $\nu$ ) no puede suceder porque falta energía, ya que  $m_p < m_n$ . En cambio, cuando el protón se encuentra formado parte de un núcleo más pesado, si sucede el proceso, pues la masa faltante es provista por la diferencia de energías de amarre de padre e hijo. [17]

### Rayos gamma.

Cuando un núcleo se encuentra en un estado excitado, como resultado de un decaimiento previo  $\alpha$  o  $\beta$ , la desexcitación es mediante la emisión de un fotón, o rayo  $\gamma$ . Los rayos  $\gamma$  son el extremo del espectro de radiación electromagnética de mayor energía. [17] Se trata de radiaciones electromagnéticas con la longitud de onda más corta y la energía más elevada ( $10^4$  eV hasta unos  $10^{19}$  eV), emitidas por partículas que están sujetas a transiciones dentro del núcleo atómico. [18]

Las fuentes radiactivas en general constan de un isótopo del algún elemento ( $^{60}\text{Co}$ ), que cuando su núcleo se desintegra emite radiación. Realmente el  $^{60}\text{Co}$  no emite rayos  $\gamma$ , sino que decae, como se ve en la figura. 3.2. [4MT] Las energías de los dos rayos  $\gamma$ , se emiten en cascada provenientes del decaimiento, que son de 1.173 y 1.332 MeV y dependiendo de la vida media (el tiempo necesario para que cualquier radioisótopo decaiga a la mitad de su actividad original ( $T_{1/2}$ ), 5.27 años, será emitido cualquiera de los dos fotones gamma.

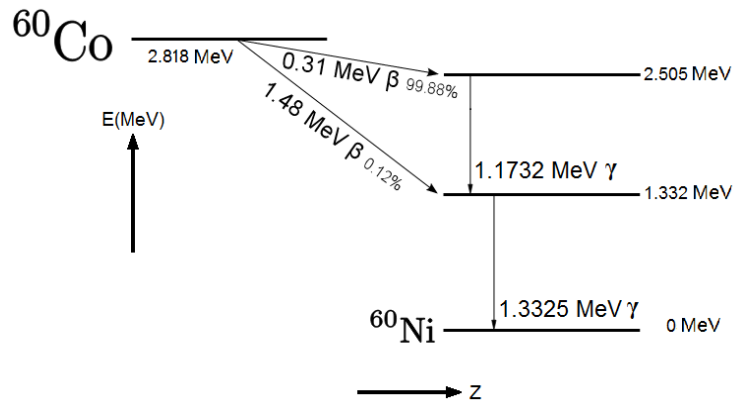


Figura. 3.2. Decaimiento de un núcleo de  $^{60}\text{Co}$

### Rayos x.

Los rayos X fueron descubiertos de manera un tanto fortuita en 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923). El 22 de diciembre de ese año realizó la primera radiografía de un ser humano que mostraba claramente los huesos de la mano y los dos anillos que llevaba su mujer Berta en ese momento, después de una exposición de 15 minutos (ver figura 3.3). [19] Con una frecuencia que se extiende desde aproximadamente  $2.4 \times 10^{16}$  Hz hasta  $5 \times 10^9$  Hz, su longitud de onda es extremadamente corta, la mayoría con más pequeñas que un átomo.

Sus energías fónicas (100 eV hasta 0.2 MeV) son lo suficientemente grandes para que los cuantos de rayos X puedan interactuar con la materia de uno en uno, según una modalidad claramente corpuscular. Uno de los mecanismos más prácticos para la producción de rayos X es la rápida desaceleración de las partículas cargadas a alta velocidad. La amplia frecuencia resultante *bremstrahlung* (termino alemán para «radiación de frenado») surge cuando un rayo de electrones energéticos se dispara hacia un blanco material, como una chapa de cobre. Las colisiones con los núcleos de Cu producen desviaciones del haz de electrones del rayo, que a su vez, radian fotones de rayos X. asimismo, los átomos del objetivo pueden ionizarse durante el bombardeo. Si esto se produjera a través de la extracción de un electrón interno estrechamente atado al núcleo, el átomo emitirá rayos X mientras la nube electrónica vuelve a su estado fundamental. Las emisiones



cuantificadas resultantes son características del átomo blanco, revelan su estructura de nivel energético y, por lo tanto, se denomina radiación característica. [18]

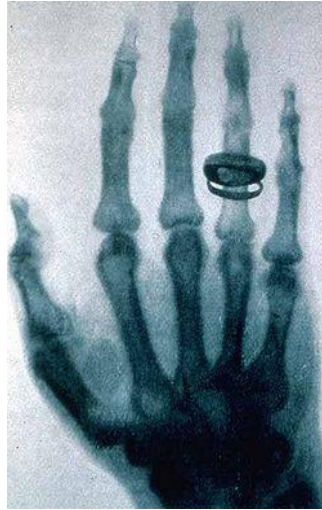


Figura 3.3. Primera radiografía, mano de Berta esposa de Roentgen

### 3.2. Interacción de la radiación con la materia.

La interacción de la radiación con la materia es, en general, más compleja que la que se produce en el caso de las partículas cargadas. Los fotones son partículas sin carga eléctrica y por lo tanto no pueden ionizar directamente, pero sí de forma indirecta mediante electrones secundarios que se liberan en los procesos de interacción. Los principales procesos de interacción de los fotones con la materia son tres [20]:

- Efecto fotoeléctrico.
- Efecto Compton.
- Producción de pares.

Cada uno de ellos es predominante en un determinado intervalo de energías del fotón incidente. Para bajas energías, el efecto más probable es el fotoeléctrico; a energías medias predomina el efecto Compton y a altas energías, la producción de pares. Es importante recordar que la radiación electromagnética puede considerarse formada por un haz de fotones cuya energía es:

$$E = h\nu \quad (3.3)$$

#### 3.2.1. Efecto fotoeléctrico.

La interacción fotoeléctrica viene representada de forma esquemática en la figura 3.4. En este proceso el fotón es totalmente absorbido por el átomo con el que interacciona y su energía se transfiere íntegramente a un electrón atómico. Este electrón, llamado fotoelectrón, escapa del átomo con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y su energía de enlace en el átomo.

$$E_e = h\nu - E_{enlace} \quad (3.4)$$

La energía de enlace del electrón en el átomo depende de la capa atómica en la cual se encuentra ubicado. [20]

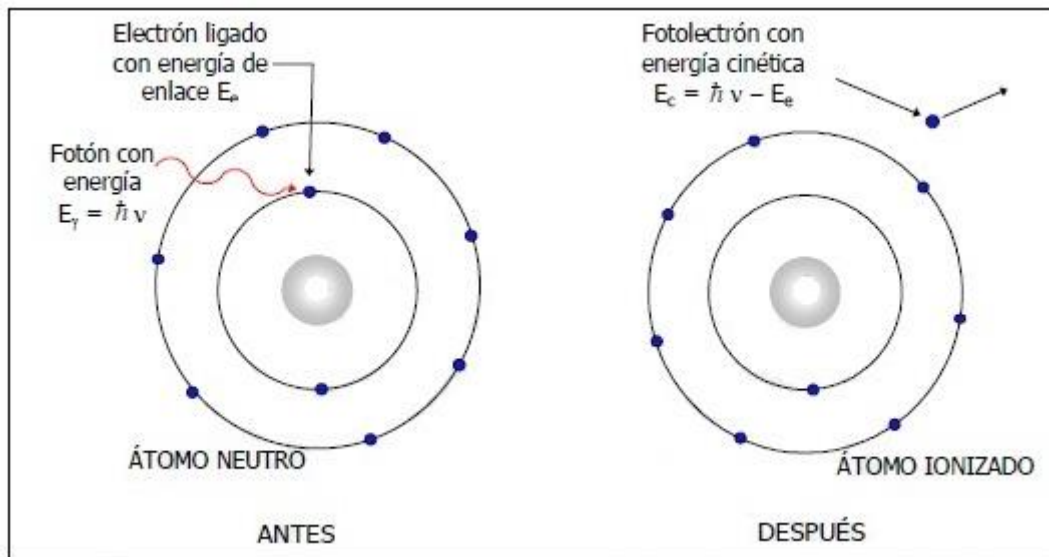


Figura 3.4. Efecto Fotoeléctrico.

### 3.2.2. Efecto de Compton.

El efecto de Compton puede interpretarse como una colisión elástica entre un fotón incidente y un electrón libre. En este proceso, el fotón pierde una parte más o menos grande de su energía en función del ángulo de dispersión y por lo tanto queda con una frecuencia asociada más pequeña que la inicial (una longitud de onda asociada mayor). La energía que pierde un fotón pasa al electrón en forma de energía cinética (ver figura 3.5).

Si la energía de los fotones es grande comparada con la energía de enlace de los electrones atómicos de un material, entonces estos pueden considerarse como electrones libres. Este será el caso de los electrones de las capas más externas que tiene energías de enlace pequeñas.

Para estudiar este fenómeno de forma cuantitativa se utilizan los principios de conservación de la energía y de la cantidad de movimiento.

El principio de conservación de la energía se escribe:

$$E_\gamma + m_e c^2 = E_\gamma' + m_e c^2 + E_c \quad (3.5)$$

donde

$E_\gamma = h\nu$  es la energía del fotón incidente.

$E_\gamma' = h\nu'$  es la energía del fotón dispersado.

$E_c$  es la energía cinética del electrón después de la interacción.

$m_e c^2$  es la energía equivalente a la masa del electrón en reposo.

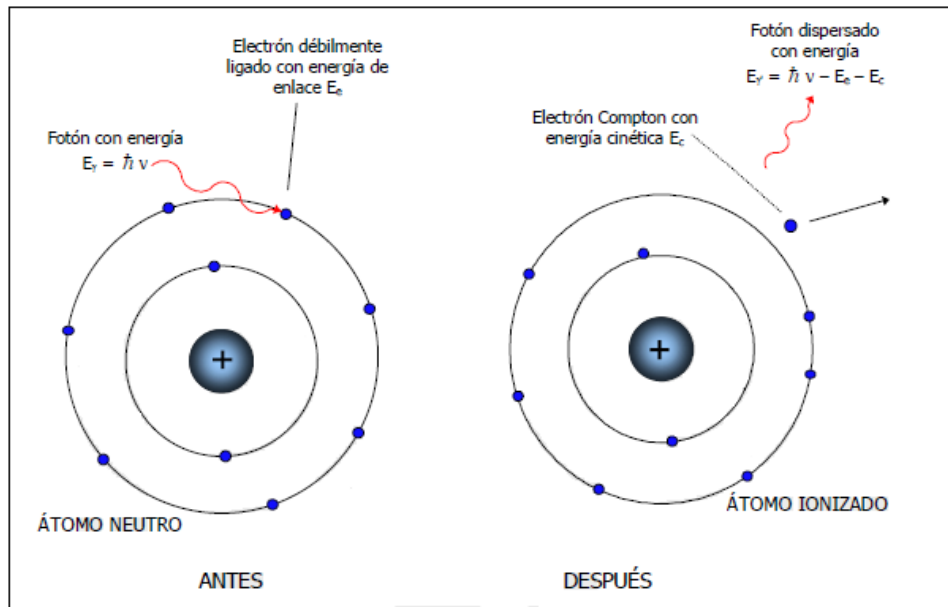


Figura. 3.5. Representación esquemática del efecto Compton.

La anterior relación puede simplificarse y así se escribe:

$$E_{\gamma} = E_{\gamma'} + E_c \quad (3.6)$$

o bien

$$E_c = E_{\gamma} - E_{\gamma'} \quad (3.7)$$

Dado que la cantidad de movimiento tiene carácter vectorial su ley de conservación se escribirá:

$$\vec{P}_{\gamma} = \vec{P}_{\gamma'} + \vec{P}_c \quad (3.8)$$

$\vec{P}_{\gamma}$  es la cantidad de movimiento del fotón incidente;

$\vec{P}_{\gamma'}$  es la cantidad de movimiento del fotón dispersado;

$\vec{P}_c$  es la cantidad de movimiento del electrón después de la interacción. Antes de la interacción la cantidad de movimiento del electrón era cero.

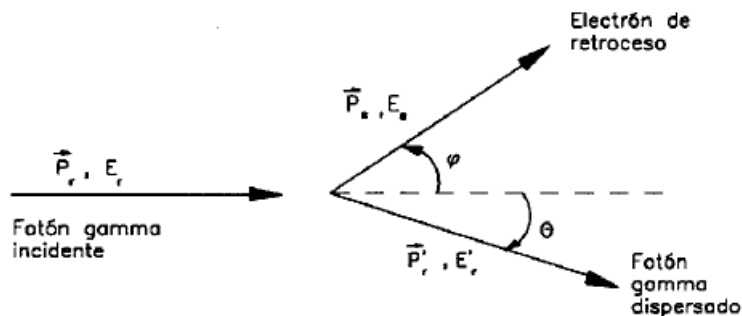


Figura. 3.6. Interacción elástica entre un fotón y un electrón.

El módulo de la cantidad de movimiento asociada a un fotón de frecuencia  $\nu$  es:

$$P_{\gamma} = \frac{h\nu}{c} \quad (3.9)$$

La ley vectorial anterior puede proyectarse sobre dos ejes perpendiculares situados en el plano donde se produce interacción. Uno de los ejes se toma según la dirección del fotón incidente. Entonces se obtiene dos ecuaciones escalares:

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos \theta + P_c \cos \varphi \quad (3.10)$$

$$0 = \frac{h\nu'}{c} \sin \theta - P_c \sin \varphi \quad (3.11)$$

donde  $\theta$  y  $\varphi$  son los ángulos formados por las direcciones del fotón y del electrón dispersados con la dirección del fotón incidente.

A partir de las ecuaciones anteriores se puede obtener una expresión que permite calcular el llamado *desplazamiento de Compton*, que es el aumento de la longitud de onda que experimenta al fotón a causa de la dispersión.

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \lambda_c (1 - \cos \theta) \quad (3.12)$$

$\lambda_c$  es el parámetro denominado *longitud de onda de Compton* y su valor es:

$$\lambda_c = \frac{h}{m_e c} = 2.43 \times 10^{-12} \text{ m} = 0.0243 \text{ \AA} \quad (3.13)$$

Como puede comprobarse, el desplazamiento de Compton depende únicamente del ángulo de dispersión  $\theta$ . Esto es que, fijado el ángulo de dispersión,  $\Delta\lambda$  será el mismo para cualquier valor de la longitud de onda inicial y por lo tanto la relación  $\Delta\lambda/\lambda$  disminuirá al aumentar  $\lambda$ . [20]

### 3.2.3. Producción de pares electrón - positrón.

El proceso de producción de pares consiste en la transformación de la energía de un fotón, que desaparece en la interacción con el núcleo, en par partícula – antipartícula, en este caso un electrón y un positrón. Esta transformación de la energía recibe el nombre de *materialización*. El desarrollo del proceso se esquematiza en la figura 3.7.

A partir de las leyes de conservación de la energía y de la cantidad de movimiento se puede demostrar que el proceso de materialización solo es posible si el fotón esta en las proximidades de una masa  $M$ . en estas condiciones, la energía mínima que ha de tener el fotón para poder crear una partícula de masa en reposo  $m_o$  y su antipartícula, también de masa  $m_o$ , es:

$$E_{\gamma \min} = 2m_0c^2 \left(1 + \frac{m_0}{M}\right) \quad (3.14)$$

si  $m_0 \ll M$  esta energía mínima es:

$$E_{\gamma \min} \approx 2m_0c^2 \quad (3.15)$$

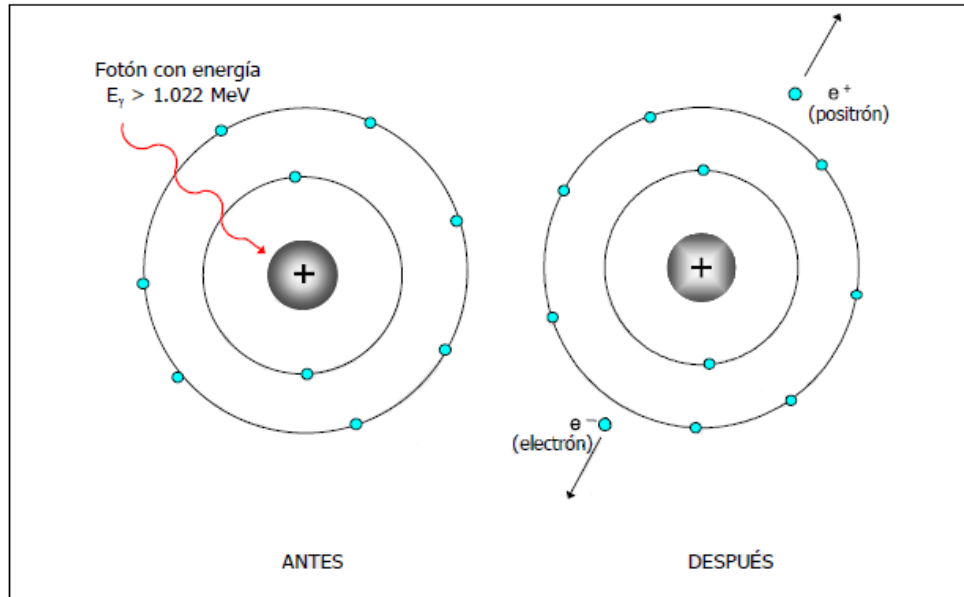


Figura. 3.7. Representación esquemática del proceso de la producción de pares.

Que es justamente el equivalente en energía de la masa del par que se crea. Así, para materializar un par electrón – positrón es necesario que el fotón tenga como mínimo una energía.

$$E_{\gamma \min} = 2(0.511)\text{MeV} = 1.022\text{MeV} \quad (3.16)$$

Para materializar cualquier otro par partícula – antipartícula la energía mínima necesaria será muy superior a aquel valor debido al hecho de que las masas de las otras partículas son muy superiores a la masa del electrón.

A partir de la expresión que da la energía mínima en función de las masas  $m_0$  y  $M$  pueden comprobarse la afirmación que se ha hecho anteriormente sobre la imposibilidad de que el proceso tenga lugar en el vacío. Si  $M \rightarrow 0$  entonces  $E_{\min} \rightarrow \infty$ , lo que significa que es necesaria una energía infinita para materializar el par de masa  $m_0$ .

Si el fotón incidente tiene una energía superior a la mínima necesaria entonces la diferencia entre su energía y la energía mínima se repartirá en forma de energía cinética entre la partícula, la antipartícula y la partícula de masa  $M$ ,

$$E_\gamma - E_{\gamma \min} = E_{\text{particula}} + E_{\text{antiparticula}} + E_M \quad (3.17)$$

Si  $M \gg m_0$  entonces  $E_M$  es despreciable frente a los otros términos de la igualdad y se tiene:

$$E_{\gamma} - E_{\gamma \min} = E_{particula} + E_{antiparticula} \quad (3.18)$$

Esta energía cinética del par, electrón – positrón, se disipa mediante los mecanismos usuales de pérdida de energía de las partículas cargadas. Finalmente, el positrón interaccionara con un electrón y se producirá su *aniquilación* que es el proceso inverso de la materialización. Como resultado de la aniquilación del positrón con un electrón aparecerán dos fotones, que se propagaran en sentidos opuestos (por el principio de conservación de la cantidad de movimiento) y con una energía cada uno de ellos igual a la correspondiente a la masa en reposo del electrón 0.511 MeV. [20]

### 3.3. Interacción de las partículas 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. [21]

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,  $-dE/dx$  (expresada en MeV  $cm^{-1}$ ). 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

$$Q_{prom} = \int_{Q_{\min}}^{Q_{\max}} Q W(Q) dQ \quad (3.19)$$

$W(Q)$  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

$$-\frac{dE}{dx} = \mu Q_{prom} = \mu \int_{Q_{\min}}^{Q_{\max}} Q W(Q) dQ \quad (3.20)$$

Si  $\mu$  se expresa en  $cm^{-1}$  y  $Q$  en MeV, entonces (3.20) da el poder de frenado en 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 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.

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 definió  $LET_{\Delta}$  como el poder de frenado restringido para pérdidas de energía que no excedan  $\Delta$ :

$$LET_{\Delta} = \left( -\frac{dE}{dx} \right)_{\Delta} = \mu \int_{Q_{min}}^{\Delta} QW(Q) dQ, \quad (3.21)$$

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:

$$R(T) = \int_0^T \left( -\frac{dE}{dx} \right)^{-1} dE \quad (3.22)$$

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. [21]

### 3.4. Atenuación y absorción de la radiación electromagnética.

La radiación electromagnética que nos interesa desde el punto de vista de su interacción con la materia, es básicamente la radiación gamma y los rayos X. Ambas denominaciones abarcan a fotones con longitudes de onda menores que  $1 \text{ \AA}$ , aunque este límite es muy elástico. La única forma de interpretar adecuadamente la interacción de la radiación electromagnética con la materia es a través de su comportamiento corpuscular.

El paso de la radiación electromagnética por la materia se caracteriza, como ya se vio, por una ley de absorción exponencial.

$$I(x) = I_o e^{-\mu x} \quad (3.23)$$

$I_o$  es la intensidad inicial del haz (fotones/s)

$I(x)$  es la intensidad residual del haz después de haber atravesado un espesor  $x$ .

$\mu$  es una constante de proporcionalidad que depende de la energía  $E_\gamma$  de la radiación y de la naturaleza del material. Recibe el nombre de *coeficiente lineal de atenuación* o simplemente *coeficiente de atenuación* y tiene dimensiones del inverso de la longitud.

Una magnitud de uso común para expresar la atenuación de un haz de radiación es el hemiespesor, o sea, el ancho de absorbente necesario para reducir la intensidad a la mitad.

$$\ln \frac{I}{I_o} = -\mu x \quad (3.24)$$

y haciendo  $I / I_o = I/2$  queda:

$$\mu = \frac{0.693}{x_{1/2}} \quad (3.25)$$

donde  $x_{1/2}$  es el hemiespesor.

De la ecuación anterior surge que:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{0.693}{(x_{1/2})\rho} \quad (3.26)$$

El nuevo coeficiente:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (3.27)$$

Recibe el nombre de *coeficiente másico de atenuación*. Se expresa habitualmente en  $\text{cm}^2 / \text{g}$ . [14]

Los principales procesos de interacción de la radiación gamma con la materia son el fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares. Ya que estos fenómenos son mutuamente excluyentes (si un fotón interacciona de una forma no puede interaccionar simultáneamente de otra) se puede escribir que la probabilidad de interaccionar por unidad de recorrido es:

$$\mu = \mu_f + \mu_c + \mu_{pp} \quad (3.28)$$

donde  $\mu_f$ ,  $\mu_c$  y  $\mu_{pp}$  son los coeficientes de atenuación lineal correspondientes a los distintos procesos.



Puesto que  $\mu / \rho$  varía muy lentamente con  $Z$ , la variación  $(x_{1/2\rho})$  de un elemento a otro también es lenta, es decir, cuanto mayor es la densidad de un material, menor es el espesor necesario para producir una absorción dada de la radiación. Es por ello que como absorbente suelen usarse materiales pesados, por ejemplo el plomo.

El coeficiente de absorción total,  $\mu$ , es la suma de los coeficientes correspondientes a los tres procesos. Cada uno de los tres mecanismos predomina, para un dado material, en determinado rango de energía de la radiación incidente. La figura 3.8 muestra la importancia relativa de estos procesos en función de la energía de los rayos gamma y del número atómico del absorbente.

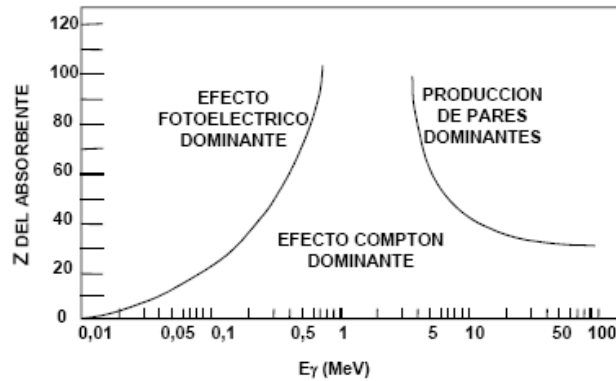


Figura 3.8. Importancia relativa de los tres procesos de interacción.

En la figura 3.8, la línea de la izquierda representa el intervalo de energía en el que la absorción fotoeléctrica y la dispersión Compton son igualmente probables en función del número atómico del absorbedor. La línea de la derecha representa el intervalo de energía en el que el efecto Compton y la producción de pares tienen la misma probabilidad. Así, las tres regiones en las que se divide la gráfica muestran un predominio de cada proceso de interacción. [22]

### 3.5. Detección de radiación ionizante.

Detectar significa poner de manifiesto, mediante un procedimiento físico, algo que no puede observarse directamente. Puesto que la radiación nuclear no es accesible directamente a los sentidos, comprende que los métodos de detección de la misma han jugado un papel fundamental, no solo en el desarrollo de la física nuclear, sino también en el descubrimiento mismo de la radiación.

Los tres tipos de fenómenos físicos, o físico – químicos, que permitieron poner de manifiesto por primera vez la existencia de los rayos X y la radiactividad natural fueron, pues, la luminiscencia, la activación del bromuro de plata y la ionización de los gases. Estos tres aspectos de los procesos de interacción de la radiación con la materia juegan todavía hoy, junto con la ionización en los semiconductores, un papel preponderante en los sistemas de detección de las radiaciones nucleares. [20]

#### 3.5.1. Detectores de ionización gaseosa.

La ionización gaseosa es uno de los más simples y antiguos medios de detección de la radiación. Se basa en la medida de la carga eléctrica que producen los iones formados en un gas de llenado de una cámara al ser atravesada por la radiación.

En un detector gaseoso puede usarse cualquier gas (incluso aire). Normalmente se usa una mezcla de un gas inerte (argón) con un gas orgánico; el primero ayuda a impedir la degradación y el segundo cede fácilmente electrones para recuperar las condiciones iniciales después de una descarga. Cada gas tiene diferente potencial de ionización (energía necesaria para producir una ionización); para las mezclas más comunes éste es de alrededor de 34 eV.

La geometría más usada para contadores gaseosos es de un cilindro metálico con un alambre central. Se aplica un alto voltaje positivo al alambre, convirtiéndose éste en ánodo y el cilindro en cátodo. Entonces los electrones se dirigen al alambre y los iones positivos al cilindro. La velocidad de los electrones es mayor que la de los iones.

La corriente eléctrica así inducida, en general es en forma de pulsos de corta duración; estos pulsos son contados directamente, o activan un medidor de corriente, o pueden ser conectados a una bocina. Esta medida de ionización puede transformarse directamente a unidades de exposición (Roentgens), según su definición, ver la figura 3. 9. Cuando una radiación produce un cierto número de pares de iones, éstos se dirigen a los electrodos correspondientes gracias a la aplicación de un alto voltaje. *Sin el alto voltaje apropiado, el detector no funciona o puede dar lecturas erróneas.* En su trayecto hacia los electrodos, los iones y electrones son acelerados por el campo eléctrico, y pueden a su vez producir nuevas ionizaciones, o bien pueden recombinarse (neutralizarse). La magnitud de estos efectos depende del tipo de gas, del voltaje aplicado y del tamaño del detector.

El proceso es el siguiente:

- La radiación entra en la cámara e ioniza el gas de llenado, formándose pares de iones.
- La aplicación de un voltaje a las paredes crea un campo eléctrico en la cámara que orienta los pares de iones hacia los respectivos electrodos.
- Variando la tensión de un voltaje, la cámara puede trabajar en condiciones diferentes y puede denominarse, según el caso.
  - a. Cámara de ionización.
  - b. Contador proporcional.
  - c. Detector Geiger – Muller.

Que tiene distinto comportamiento frente a las radiaciones. [23]

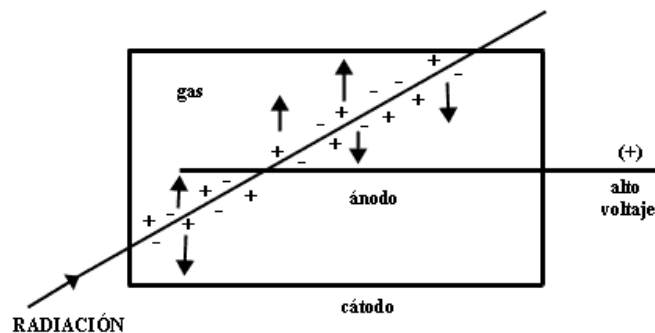


Figura 3.9. Funcionamiento de un detector gaseoso. Los iones y electrones producidos en el gas por la radiación son colectados en el ánodo y el cátodo.

### 3.5.2. Detectores de centelleo.

El material que produce el destello se llama cristal de centelleo. Se selecciona para que tenga una alta eficiencia en absorber radiación ionizante y emitir luz (luminiscencia). Debe ser transparente

para poder transmitir la luz producida, y debe estar a oscuras para que la luz ambiental no le afecte (ver figura 3.10).

Cuando la radiación ionizante pasa a través de la sustancia luminiscente e interacciona, el material absorbe la energía de la radiación produciendo excitación electrónica. La sustancia luminiscente inmediatamente se desexcita emitiendo luz visible. La luz emitida es directamente proporcional a la energía total absorbida en la sustancia luminiscente. La luz emitida alcanza un componente del detector, llamado fotocátodo, convirtiéndose la señal luminosa en eléctrica, que se amplifica en un fotomultiplicador. El tubo fotomultiplicador es un recipiente de vidrio sellado y al alto vacío. La cara que está en contacto con el cristal de centelleo va cubierta en su interior por un material que emite electrones al recibir luz (fotocátodo) y opera como una celda fotoeléctrica. Estos electrones son acelerados y multiplicados en campos eléctricos secuenciales entre electrodos llamados dinodos, lográndose multiplicaciones de un millón de veces. En el último de ellos la señal eléctrica es suficientemente grande para poder ser manejada con amplificadores y analizadores de pulsos convencionales.

La señal de salida resultante es un impulso de corriente directamente proporcional a la cantidad de energía absorbida en la sustancia luminiscente.

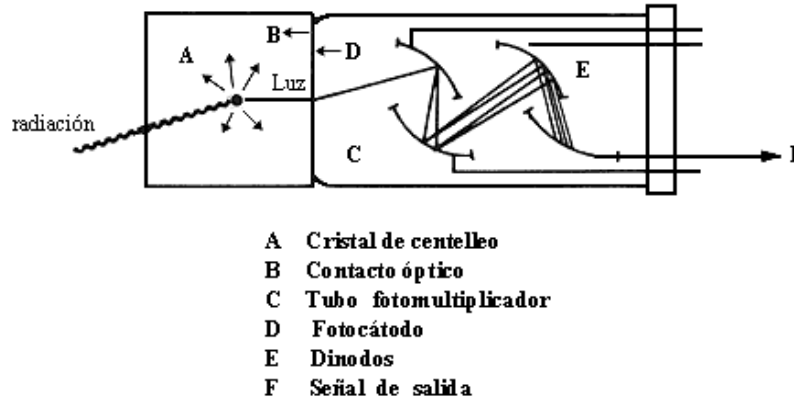


Figura 3.10. Detector de centelleo fotomultiplicador.

Materiales luminiscentes.

Los materiales luminiscentes comúnmente empleados están en estado sólido o líquido. Los más comunes son:

- NaI (Tl). (Yoduro sódico con trazas de talio). El más usado en la dirección de rayos gamma.
- ZnS. (Sulfuro de zinc con trazas de plata). En polvo para detección de partículas alfa.
- Centelleadores plásticos (terfenilo en polietileno). Se utiliza para la detección de radiación beta en presencia gamma.
- Centelleadores líquidos, que se usan en la detección de muestras líquidas (análisis de aguas). La muestra se mezcla con el centelleador consiguiendo así una gran de radiación beta y alfa. [23]

### 3.5.3. *Detector semiconductor.*

Un semiconductor es un material cuya capacidad para conducir la corriente eléctrica es intermedia entre la de los conductores (hierro, cobre, plata, etc.) y la de los aislantes (materiales plásticos

principalmente). Un metal conduce la corriente porque sus electrones pueden moverse libremente. Un aislante no conduce porque sus electrones no poseen ninguna movilidad. Los electrones de un semiconductor tienen una movilidad intermedia que puede variar con ciertos factores como por ejemplo la irradiación. Cuando un material semiconductor (en estado sólido) se irradia se liberan electrones que sometidos a un voltaje adecuado de la radiación. La corriente eléctrica producida es proporcional a la radiación incidente. Los materiales más usados son el Germanio y el Silicio. Los detectores de silicio se utilizan para partículas alfa así como para electrones. Los de germanio se utilizan para radiación gamma. [23]

#### **3.5.4. Dosímetros personales.**

Todas las personas profesionalmente expuestas llevan normalmente un dosímetro personal para medir las dosis de radiación recibidas. Hasta ahora se han usado fundamentalmente dos tipos de dosímetros, los de película fotográfica y las cámaras de ionización de bolsillo. Para esto se acostumbra usar dosímetros personales, que son dispositivos sensibles a la radiación pero que por su tamaño y peso pueden ser portados individualmente con comodidad, ya sea en el bolsillo o asidos a la ropa con una pinza. Los más comúnmente empleados son los de película fotográfica, las cámaras de ionización de bolsillo y los termoluminiscentes. [23]

#### **3.5.5. Dosímetros de película.**

En este tipo de dosímetros, la radiación ionizante interacciona con la película causando un cambio fotoquímico que produce el ennegrecimiento de la misma. El ennegrecimiento de la película depende de la exposición total a la radiación y se mide usando un densitómetro óptico. Este instrumento mide la fracción de la luz que se transmite a través del ennegrecimiento de la película. El tipo y energía de la radiación se distingue usando filtros de plomo, aluminio y plástico que se interponen a la radiación.

#### **3.5.6. Dosímetros de termoluminiscencia.**

Los dosímetros termoluminiscentes son sustancias, como el fluoruro de litio (LiF) o el fluoruro de calcio (CaF<sub>2</sub>), que al recibir radiación muchos de los electrones producidos quedan atrapados en niveles de energía de larga vida, generalmente debidos a defectos en la red cristalina. Cuando posteriormente son calentados estos cristales, los electrones atrapados vuelven a caer a sus estados originales, al mismo tiempo emitiendo luz (de allí el nombre de termoluminiscencia). La cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis acumulada desde la última vez que se calentó. Se mide con un fotomultiplicador.

#### **3.5.7. Cámaras de ionización de bolsillo.**

Los dosímetros de lectura directa, como su propio nombre indica, permiten una lectura inmediata y directa sin necesidad de ningún equipo adicional, de la dosis que el dosímetro ha regresado hasta ese momento desde que ha sido expuesto.

Los más clásicos de estos dosímetros son los de tipo pluma, denominados así por su parecido con una pluma estilográfica. Básicamente, se trata de una pequeña cámara cilíndrica que en su interior tiene un condensador cargado que se va descargando a medida que incide la radiación en el e ioniza el gas de la cámara. La descarga queda registrada en una escala que puede leerse en cualquier momento. Los dosímetros de lectura directa no son muy precisos ya que las lecturas pueden verse afectadas por la suciedad, la electricidad estática, la humedad y el manejo brusco. Tienen el

inconveniente de que los valores máximos de dosis que pueden registrar no suelen ser muy altos. Poseen la ventaja de la inmediatez y facilidad de lectura.

### 3.5.8. Dosímetros digitales.

Los dosímetros digitales usan generalmente un tubo Geiger – Muller (G. M.) como detector de radiación. En los dosímetros digitales, la salida del tubo se conecta a un circuito de estado sólido que suministra una lectura digital de la dosis o tasa de radiación gamma. Una señal acústica avisa al portador del dosímetro que se ha superado el umbral de alarma. [23].

## 3.6. Magnitudes y unidades radiológicas.

El empleo de las primeras fuentes radiactivas en numerosas aplicaciones científicas puso de manifiesto la toxicidad de las radiaciones. Como consecuencia de ello, se planeó en primer lugar la necesidad de conocer los efectos que la radiación induce en un medio dado y, en particular, o sobre los tejidos de los organismos vivos. Igualmente, era preciso establecer los modos adecuados de detección y medida de las radiaciones para poder determinar, finalmente, de qué manera pueden protegerse de ellas los organismos vivos.

Entre los organismos internacionales que se dedican al estudio de la protección radiológica, destaca la “International Commission on Radiological Protection” (ICRP); en estudios de los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes el “United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation” (UNSCEAR). En magnitudes radiológicas, la “International Commission on Radiation Units and Measurements” (ICRU). Otros organismos que dedican esfuerzos a la protección radiológica son la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA).

Las principales magnitudes dosimétricas y su correspondiente definición según la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) son las presentadas a continuación. Cabe señalar que en los conceptos de dosis absorbida y dosis equivalente se han revisado por la ICRP, en su publicación 60, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. [23]

### 3.6.1. Fluencia y flujo de partículas.

*Fluencia de partículas*,  $\Phi$ , es el cociente de  $dN$  por  $da$  donde  $dN$  es el número de partículas que penetran en una esfera y  $da$  es el área de la sección normal de dicha esfera.

$$\Phi = dN / da \quad \text{Unidad: m}^{-2} \quad (3.29)$$

*Densidad de flujo*, o simplemente flujo,  $\varphi$ , es el cociente de  $d\Phi$  por  $dt$  donde  $d\Phi$  es el incremento de fluencia en el intervalo  $dt$ .

$$\varphi = d\Phi / dt \quad \text{Unidad: m}^{-2} \text{ s}^{-1} \quad (3.30)$$

*Fluencia de energía*,  $\Psi$ , es el cociente entre la energía de la radiación incidente,  $dR$ , en una esfera de área normal  $da$  y dicha sección normal.

$$\Psi = dR / da \quad \text{Unidad: J m}^{-2} \quad (3.31)$$

Flujo energético o 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  $dt$ . [23]

$$\psi = d\Psi / dt \quad \text{Unidad: J m}^{-2} \text{ s}^{-1} \quad (3.32)$$

### 3.6.2. Actividad.

Cociente de  $dN$  por  $dt$ , donde  $dN$  es el número de transformaciones nucleares espontaneas que se producen en una cantidad de un radionúclido durante un tiempo  $dt$  [23] :

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (3.33)$$

La unidad de actividad en el Sistema Internacional es el Bequerelio (Bq):

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1} \quad (3.34)$$

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

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (3.35)$$

$$1 \text{ Bq} = 2.7027 \times 10^{-11} \quad (3.36)$$

### 3.6.3. Exposición.

Esta magnitud, que se aplica solamente a las radiaciones X y  $\gamma$  en aire, se representa con el símbolo  $X$  y se define como el cociente:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.37)$$

Es 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  $dm$

La unidad de exposición en el Sistema Internacional (SI) es coulomb por kilogramo (C/Kg). Anteriormente era el roentgen (R) debido a que, en 1 cm<sup>3</sup> de aire (1.293 mg) en condiciones de presión y temperatura normales, los iones producidos por los electrones secundarios, transportan una unidad electrostática de carga de cada signo. [20] El roentgen es equivalente, según su definición, a:

$$1R = \frac{1u.e.s}{0.00129\text{ gaire}} \frac{1\text{coulomb}}{2.996 \times 10^9 u.e.s} \frac{1\text{g}}{10^{-3} \text{ kg}} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (3.38)$$

En el sistema SI la unidad para cuantificar la exposición es el Coulomb/kilogramo. Antes de la adopción de esta unidad se utilizaba el Roentgen R, y la equivalencia entre ambas unidades es:

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R} \quad (3.39)$$

#### 3.6.4. Dosis absorbida.

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

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (3.40)$$

La unidad de dosis, en el Sistema Internacional, es el Gray (Gy) que equivale a 1 J / kg. Otra unidad de dosis absorbida es el rad (1 Gy = 100 rad).

Es importante notar que 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. [20]

Si la variación de la dosis durante un intervalo de tiempo  $dt$  es  $dD$  se define como la tasa de dosis:

$$\dot{D} = dD / dt \quad (3.41)$$

Que suele expresarse en Gy/s o rad/h. Por otra parte, es normal el uso de múltiplos y submúltiplos de estas unidades (por ejemplo, mGy,  $\mu$ Gy, mrad, krad, etc.)

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

Todas las magnitudes dosimétricas anteriormente definidas son magnitudes físicas cuya relación con el efecto biológico de las radiaciones no ha quedado aun establecida. Además el daño biológico no solo depende de la dosis sino que también es función de la ionización lineal o de la transferencia lineal de la energía. O sea que, a igualdad de la dosis, 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*. Por definición, 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 (administrativos) a los que se denomina *factor de calidad*,  $Q$ .

El factor de calidad es, por lo tanto, 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*,  $H$ .

Con el mismo carácter se introducen unos factores llamados modificantes para tener en cuenta otros hechos que afectan cuantitativamente el daño biológico, (por ejemplo, la distribución espacial de un radioisótopo en un determinado órgano). Entonces  $H = D*Q*N$ , siendo  $N$  el producto de los factores modificantes que, según las recomendaciones de la ICRP, se consideran  $N = 1$  y por tanto

$$H = D*Q \quad (3.42)$$

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

Otra unidad especial es el *rem*, cuya equivalencia con el sievert es:  $1Sv = 100 \text{ rem}$ . [20]

El factor de calidad para diferentes tipos de radiación se muestra en la tabla 3.1

**Tabla 3.1.** Factor de calidad  $Q$  para diferentes tipos de radiación.

TIPOS DE RADIAION	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 rápidos.	10
Protones, partículas $\alpha$ , iones pesados.	20

### 3.6.6. Dosis Efectiva.

Cuando la radiación incide sobre el cuerpo humano, cada tipo de tejido ofrece mayor o menor radiosensibilidad, para tomar en cuenta este hecho se le asigna a cada tipo de tejido un factor de ponderación ( $W_T$ ) que al multiplicarse por la dosis equivalente da cuenta de la dosis efectiva ( $E$ ) [24];

$$E = \sum_T H_T W_T \quad (3.43)$$



**Tabla 3.2.** Factores de ponderación para diversos tipos de tejidos.

TEJIDO O PARTES DEL CUERPO.	$W_T$
Gónadas.	0.20
Medula ósea.	0.12
Colon.	0.12
Pulmones.	0.12
Estomago.	0.12
Vejiga.	0.05
Glándulas mamarias.	0.05
Hígado.	0.05
Esófago.	0.05
Tiroides.	0.05
Piel.	0.05
Superficie ósea.	0.01

### 3.6.7. 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  $dm$  [24],

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3.44)$$

La unidad para cuantificar el Kerma es el Gray (Gy), que es la misma unidad utilizada para cuantificar la  $D$ , y como ésta última, también se define la tasa de Kerma.

### 3.7. Producción de rayos x.

En los experimentos de Roentgen los rayos X se producían al chocar los electrones con las paredes del tubo. Con el tiempo se fueron realizando modificaciones para mejorar la eficiencia de los tubos. Actualmente estos tienen el aspecto que se indica en la figura 3.11. [14]

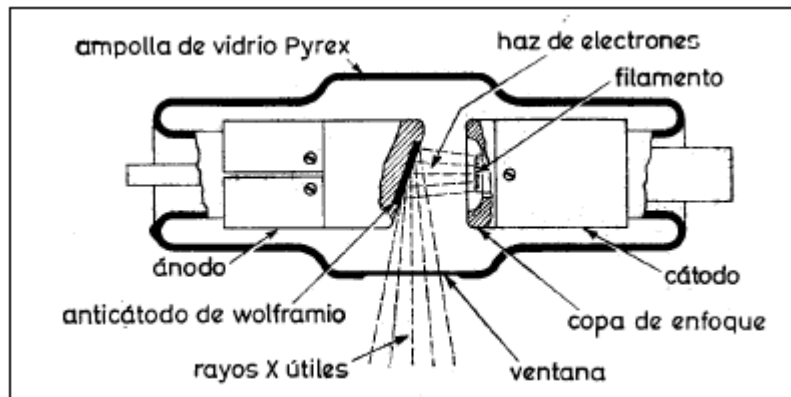


Figura 3.11. Esquema de un tubo de rayos X.

El cátodo es, generalmente, un filamento de tungsteno, que se calienta y eleva la energía de los electrones lo suficiente para que se liberen del átomo. Los electrones libres se aceleran hacia el ánodo, gracias a la diferencia de potencial que existe entre este y el cátodo y por consiguiente, adquieren una significativa cantidad de energía cinética [25].

La diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo suele ser de unos 30 a 50 KV lo que se logra con un transformador elevador y un sistema de rectificado. Para medir la intensidad de los rayos X han sido utilizados los distintos efectos que ellos producen, como por ejemplo el ennegrecimiento de una placa fotográfica, la ionización producida en un gas o vapor, etc. [20]

Cuando los electrones chocan con la placa de tungsteno que hay en el ánodo, pierden su energía cinética, bien sea mediante excitación (la energía empleada para mover electrones a capas más exteriores del átomo), ionización (la energía es suficiente para remover un electrón de un átomo) o radiación (la energía se utiliza para crear un fotón directamente). Los rayos X característicos se generan cuando se produce la emisión de un fotón, luego de que se llenan las vacancias producidas mediante los primeros dos mecanismos. Por el contrario, los rayos X de Bremsstrahlung se producen mediante radiación u en un espectro continuo, a diferencia de los característicos, que se generan en bandas específicas de energía. [25]

### 3.8. Acelerador Lineal.

En un acelerador lineal de electrones se generan, por efecto termoiónico, en un cátodo incandescente (filamento), ver figura 3.12. Mediante la aplicación de un equipo eléctrico pulsado se introducen en una guía de ondas llamada sección aceleradora, donde existe un campo electromagnético de microondas de alta frecuencia y potencia. Se crean así pequeños paquetes de electrones que se aceleran hasta el 99 % de la velocidad de la luz. Estos electrones acelerados pueden utilizarse directamente o bien frenarlos haciéndolos chocar contra un blanco de material pesado para que cedan su energía cinética en forma de fotones de rayos X (radiación de frenado). Con este sistema pueden alcanzarse energías altas. En la utilización clínica son del orden de la decena de MeV (una 100 veces mayor que la energía de los rayos X diagnósticos y 10 veces mayor que los rayos gamma del Co-60). [26]

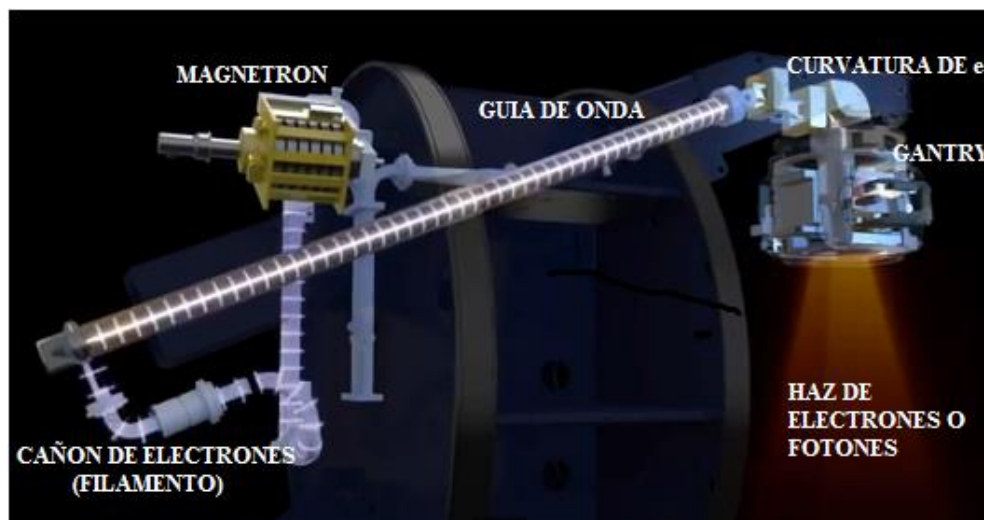


Figura 3.12. Esquema de un Acelerador Lineal Elekta Synergi.

El cañón produce electrones en pulsos (controlados por el modulador) y los acelera antes de introducirlos en la sección aceleradora, donde sufrirán la aceleración definitiva. En el cátodo del cañón se producen los electrones por el calentamiento, de manera similar a lo visto en los equipos de rayos X convencionales de terapia. Estos electrones son acelerados hacia el ánodo del cañón. Mediante una rejilla de control se consigue variar el flujo de los mismos de manera rápida y precisa. Ver figura 3.13.

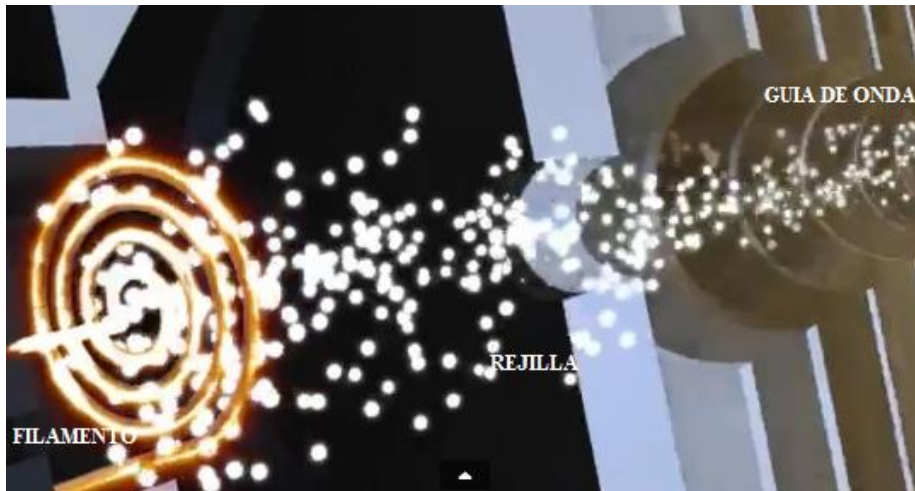


Figura 3.13. Esquema del cañón de electrones de un Acelerador Lineal Elekta Synergi.

Los electrones producidos en el cañón son acelerados en la sección aceleradora, que es una guía de ondas por la que circulan las microondas producidas por el magnetrón. La guía de ondas está dividida en cavidades de resonancia. El campo eléctrico oscila continuamente dentro de cada una de ellas, con frecuencia de oscilación correspondiente a la frecuencia de las microondas que por ellas se propagan. [26]. Es fundamental que exista un alto vacío en el interior de la guía de onda, así que es necesario el funcionamiento continuo de bombas de extracción físicas e iónicas. Ver figura 3.14.



Figura 3.14. Esquema de la guía de ondas de un Acelerador Lineal Elekta Synergi.

La energía final de los electrones dependerá del recorrido total dentro de la sección aceleradora. Cuanto más larga sea esta, mayor energía adquirirán los electrones y más energéticos serán los haces clínicos que se obtengan posteriormente, sean electrones o de fotones.

La figura 3.15 muestra el dispositivo de curvatura de electrones compuesto por tres electroimanes, comúnmente llamado *bending magnet*. Los electrones con más energía describen una órbita más grande que los de menos energía. Se utiliza una rendija para reducir el espectro de energía de los electrones (los que tengan, mucha o poca energía no pasaran por la rendija). En el cabezal de la unidad se incluyen además los sistemas de colimación, estabilización y monitorización del haz. Es dentro del cabezal donde se ha de transformar el haz fino de electrones de alta energía emergente de la sección aceleradora y del bending magnet en un haz ancho y uniforme de uso clínico, bien sea de electrones o de fotones. [26]

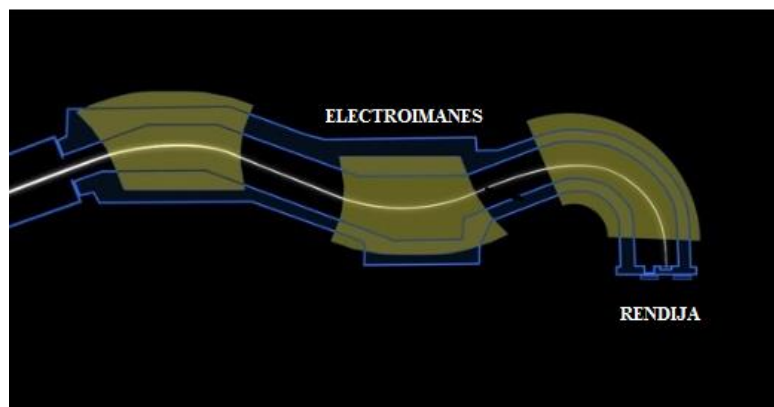


Figura 3.15. Esquema del dispositivo de curvatura de electrones (bending magnet) de un Acelerador Lineal Elekta Synergi.

A la salida del bending magnet y tras pasar por la ventana de entrada al cabezal del acelerador, los electrones se encuentran al blanco retráctil para la producción de los rayos X. Más adelante están la lámina dispersora y el filtro aplanador montados sobre un carrusel que permite situar una u otro según se quiera obtener un haz clínico de electrones o de fotones. Ver figura 3.16 y 3.17.



Figura 3.16. Esquema del cabezal en la producción de rayos X de un Acelerador Lineal Elekta Synergi.

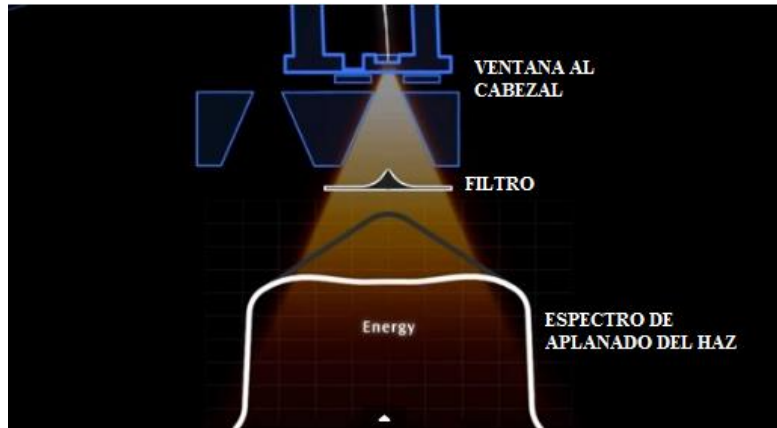


Figura 3.17. Esquema del filtro para el aplanado del haz de un Acelerador Lineal Elekta Synergi.

A continuación se encuentran las cámaras de ionización monitoras que muestrean la intensidad de radiación a la salida. Por último, se encuentran los sistemas de colimación final y los dispositivos ópticos de indicación de distancia y de simulación de campo. Ver figura 3.18.

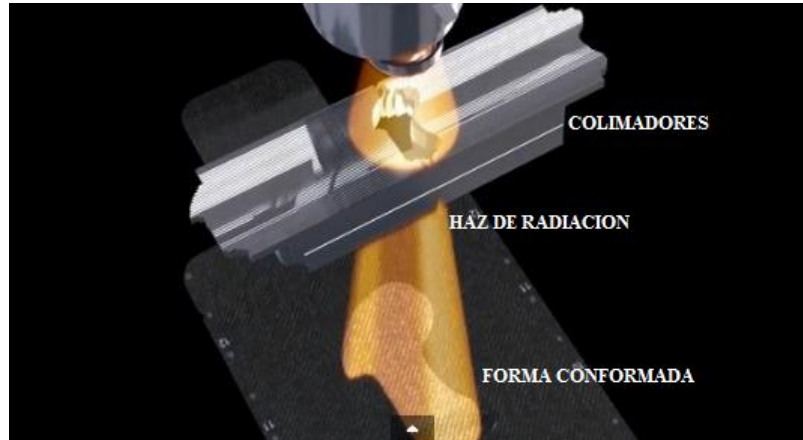


Figura 3.18. Esquema del sistema de colimación de un Acelerador Lineal Elekta Synergi.

### 3.9. Maniquí de Agua sólida.

El agua es el material de referencia estándar en dosimetría de fotones de altas energías y electrones, la cual debe de usarse en la dosimetría básica, pero en muchas aplicaciones tales como pruebas rutinarias que a menudo es más conveniente hacerlo con un maniquí de material sólido equivalente al agua. El Maniquí de Laminas, es un material blanco de poliestireno compuesto por  $\text{TiO}_2$  en un 2 % en masa, ver figura 3.19. El maniquí se ha desarrollado para el uso como agua sólida en fotones de alta energía y dosimetría de electrones. Se han estudiado diferentes adiciones para su optimización con propósitos dosimétricos. [27]

El material sólido agua- equivalente del maniquí puede utilizarse fácilmente para fotones de alta energía y dosimetría de electrones como sustituto del agua. Se debe utilizar un factor mayor que la unidad para la determinación de la dosis absoluta en fotones y electrones. Este factor de corrección depende de varios parámetros tales como energía y distribución espectral, profundidad de medición tamaño de campo, tipo de cámara de ionización entre otros. También el maniquí puede utilizarse para mediciones simultáneas con más de una cámara con adaptadores especiales, en mediciones de dosis a profundidad. En dosimetría, la equivalencia del material significa la igualdad de

características de dos materiales respecto a la absorción y dispersión de fotones y electrones. El bajo número atómico efectivo del poliestireno respecto al agua puede balancearse parcialmente con el elevado número atómico del  $\text{TiO}_2$ . Debido a la dependencia energética de los coeficientes de absorción y dispersión es obvio que esta compensación no puede abarcar todos los niveles de energía usados en dosimetría de radiaciones de altas energías. [28]



Figura 3.19. Maniquí de agua sólida.

### 3.10. Fantoma Rando.

Datos básicos de distribución de dosis se miden generalmente en un maniquí de agua, que se aproximan a la absorción de radiación y las propiedades de dispersión de los músculos y otros tejidos blandos (ver figura 3.20). Otra razón para la elección del agua como un maniquí material es que es universalmente disponible con propiedades de radiación reproducible. Un maniquí de agua, aunque posee algunos problemas prácticos cuando se utiliza junto con cámaras y detectores de iones y otros detectores son afectados por el agua, a menos que se diseñen para ser resistentes al agua. En la mayoría de los casos, sin embargo el detector encerrado en un plástico delgado (equivalente en agua) antes de la inmersión en el maniqués del agua.

Dado que no siempre es posible poner detectores de radiación en el agua, maniqués de agua solida se han desarrollado como sustitutos para el agua. Idealmente, para un determinado material para ser tejido o su equivalente de agua, deben tener el mismo número atómico efectivo, número de electrones por gramo, y la densidad de masa. Sin embargo, dado que el efecto Compton es el modo predominante de interacción de haces de fotones de mega voltaje en el rango clínico, la condición necesaria para el agua de equivalencia de tales haces es la misma densidad de electrones (número de electrones por centímetro cúbico) como la del agua. [30]



Figura 3.20. Maniquí Rando. RAN100 y RAN110.

### 3.11. Diodos Semiconductores.

La mayoría de los diodos están hechos de silicio, que es un material cristalino en el que los electrones atómicos están dispuestos en bandas de energía. Durante la irradiación, se crean pares electrón-hueco. La conducción se produce por el movimiento de los electrones en la banda de conducción y por el movimiento de estados de un agujero en la banda de valencia. La brecha entre la valencia y la banda de conducción es lo suficientemente grande como para evitar la rápida repoblación térmica de electrones (o huecos). El número de portadores de carga es controlado por el dopaje del material con impurezas como el fósforo, arsénico, o de boro. Dependiendo del elemento utilizado, el cristal se administra ya sea un exceso o un déficit de electrones libres que puede llevar la corriente eléctrica. Un exceso de electrones genera una corriente de carga negativa, dando un semiconductor de tipo n y quede un déficit de electrones a menudo descrito como un exceso de agujeros de electrones genera una corriente de carga positiva dando un semiconductor de tipo p. Un diodo se forma típicamente mediante la implantación de una alta densidad de átomos de tipo p en un sustrato dopado de tipo n. [26]

Cuando se expone un diodo a una radiación electromagnética de longitud de onda suficiente para que la energía transportada por un fotón sea superior a la energía mínima necesaria para crear un par electrón – hueco, las interacciones de los fotones con la red cristalina producirán un aumento en el número de portadores minoritarios que atraviesan la unión. Estos portadores crearán una corriente adicional  $I_L$  (intensidad de corriente de ionización), ver figura 3.21 y 3.22. El valor de esta corriente depende del número de pares electrón – hueco creados por unidad de tiempo. Por lo tanto, midiendo el valor de esta corriente, o de una cantidad relacionada, se puede obtener una indicación de la tasa de dosis a la que ha sido irradiado el diodo. [29]

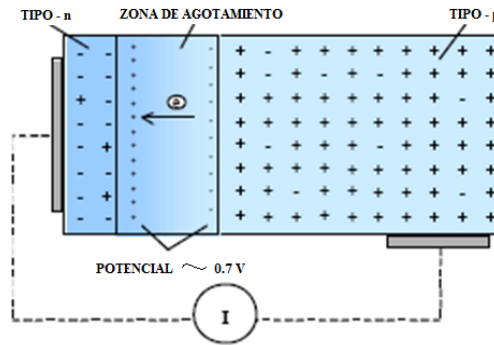


Figura 3.21. Esquema de un diodo semiconductor.



Figura 3.22. Diodo semiconductor IBA.

### 3.12. Física de la Radioterapia.

El objetivo de la radioterapia es conseguir una dosis de radiación suficiente en el volumen tumoral, limitado al máximo la dosis que puedan recibir otros tejidos u órganos sanos. Todo tratamiento de radioterapia esta individualizado según las características de cada paciente y su enfermedad. Se realiza siempre una planificación previa en la que se intenta que la diferencia entre la probabilidad de control tumoral (TCP) y la probabilidad de complicaciones en tejidos no tumorales (NTCP) sea la máxima posible.

La radioterapia externa también llamada Teleterapia, consiste en irradiar “a distancia” los volúmenes tumorales o volúmenes “blanco”. Es decir, el foco de radiación se sitúa en un punto exterior al paciente. Se emplean para ello maquinas generadoras de radiación de alta energía, como son los aceleradores de electrones o ciertos equipos de rayos X, aunque también se utilizan fuentes radiactivas como el cobalto – 60. Las técnicas modernas de teleterapia consisten en dirigir hacia el paciente uno o varios haces de radiación en diferentes direcciones, manteniéndose inmóvil el paciente. Para ello la unidad de radiación debe ser lo suficientemente versátil mecánicamente para poder dirigir en gran precisión cada uno de los haces en la orientación correcta. El gran inconveniente de la radioterapia externa es que para poder depositar una dosis alta de radiación en el tumor, se han de irradiar también los tejidos sanos circundantes. [31]

Las labores propias de un servicio de Física o Física Medica en relación con la Radioterapia comprenden las siguientes actividades.



- Diseño de instalaciones.
- Estudio y aceptación de nuevos equipos o de nuevas técnicas de tratamiento en Radioterapia.
- Control de calidad de todos los aparatos y materiales radiactivos utilizados en el Servicio de Radioterapia.
- Medida de todos aquellos parámetros físicos necesarios para llevar a cabo los tratamientos a pacientes con la debida seguridad y calidad médica.
- Diseño y planificación de tratamientos.
- Calculo de dosis de radiación.
- Diseño y elaboración de protecciones.
- Gestión de los posibles residuos radiactivos que se generen en la instalación.
- Docencia y asesoramiento a los profesores implicados en cuestiones relativas al uso seguro y efectivo de las radiaciones ionizantes.

### 3.13. Dosimetría “in vivo”

La Dosimetría in vivo es una de las maneras que existen para la comprobación final de los niveles de dosis en Radioterapias entregadas a los pacientes y la corrección de posibles errores que van en detrimento de los resultados terapéuticos de esta modalidad de tratamiento en las enfermedades neoplásicas.

La radioterapia es un método excelente para el tratamiento del cáncer pero sólo si es correctamente realizada. El resultado de esta modalidad de tratamiento (control tumoral, complicaciones) está estrechamente relacionado con la dosis que ha sido entregada al volumen blanco clínico y al tejido normal que lo rodea. Por lo tanto, una cuestión muy importante es la precisión requerida de las dosis y aquella que puede ser alcanzada en la práctica. Variaciones en la dosis de un 10 % pueden conducir a cambios significativos en la probabilidad de control tumoral y/o probabilidad de complicación del tejido normal. Durante la colocación del paciente pueden ser introducidos diferentes tipos de errores. Ellos pueden traer como resultado una distorsión de la distribución de dosis la cual puede influir en la tasa de control local o en la tasa de complicaciones. Esto es común en la práctica diaria en radioterapia.

Existen muchas fuentes de incertidumbres en los procedimientos en radioterapia. Estas provienen de la dosimetría o de la localización del volumen blanco. Es por lo tanto deseable, siempre que sea posible, realizar un chequeo del tratamiento mediante la medición de la dosis al cáncer o en tejidos cercanos a éste usando la dosimetría in vivo. Aunque las características intrínsecas de los dosímetros termoluminiscentes (TLD) (pequeño tamaño, tejidos equivalentes, independencia energética) los hacen atractivos para la dosimetría in vivo, existe una demora entre la irradiación y el procedimiento de lectura para la obtención de resultados. La mayor desventaja de esta tecnología radica en los costos capitales de asociados con su uso. Los diodos de Silicio, principalmente semiconductores del tipo p, han sido utilizados por un gran número de instituciones para la Dosimetría In vivo. Por causa del daño causado al diodo por la radiación, el factor de calibración de éstos cambiará gradualmente con su uso y será necesaria la recalibración contra una cámara de ionización calibrada. [32]

### 3.14. Efectos Biológicos de la Radiación Ionizante.

La radiación interacciona con los átomos de la materia viva provocando ionización y en consecuencia, cambios importantes en células, tejidos, órganos y en el individuo en su totalidad. El tipo y la magnitud del daño dependen del tipo de radiación, de su energía, de la dosis absorbida, de la zona afectada y del tiempo de exposición.

De manera similar que para ciertas lesiones de otro tipo, el organismo puede recuperarse de este daño dependiendo básicamente de la severidad de la lesión, de la parte afectada y del poder de recuperación del individuo. En la posible recuperación, la edad y del estado general de salud del individuo son factores importantes. [33]

#### 3.14.1. Interacción de la Radiación con las Células.

Cuando se estudian los cambios que suceden en el material biológico después de una interacción de las radiaciones ionizantes, es importante tener presente la siguiente:

- La interacción de la radiación con las células es una función de probabilidad, una cuestión de azar, es decir, pueden o no interaccionar y si se puede la interacción, pueden o no producirse daños.
- El depósito inicial de energía ocurre muy rápidamente, en un periodo de aproximadamente  $10^{-17}$  segundos.
- La interacción de la radiación con la célula no es selectiva: la energía procedente de la radiación ionizante se deposita de forma aleatoria en la célula; la radiación no elige ninguna zona de la célula.
- Los cambios visibles producidos de las células, tejidos y órganos, como resultado de una interacción con radiaciones ionizantes no son específicos, es decir, no se pueden distinguir de los daños producidos por otras causas.
- Los cambios biológicos que resultan de las radiaciones se producen solo cuando ha transcurrido un determinado periodo de tiempo (periodo de latencia), que depende de la dosis inicial y que puede variar desde unos minutos hasta semanas o incluso años.

Cuando las células absorben radiaciones ionizantes tienen lugar procesos de ionización y de excitación, formándose moléculas estables o inestables o bien radicales libres, con lo cual se producen nuevas reacciones químicas con las moléculas contiguas.

Estos procesos de ionización o excitación pueden producirse en las macromoléculas biológicas (por ejemplo ADN).

La acción de la radiación sobre la célula se puede clasificar en directa o indirecta, según el lugar en el que se produzcan esas interacciones.

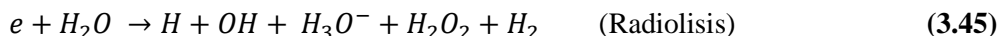
Acción directa.

Ocurre cuando una partícula ionizante, o la radiación en general, interacciona y es absorbida por una macromolécula biológica como el ADN, el ácido ribonucleico (ARN), las proteínas estructurales y enzimáticas o cualquier otra macromolécula de la célula, que se traduce en cambios

de su estructura o de su función. Así pues el daño se produce por la absorción directa de energía y por la subsecuente ionización de una macromolécula biológica de la célula.

Acción indirecta.

Comparada con la acción directa, la acción indirecta implica la absorción de radiación ionizante por el medio en el cual están suspendidas las moléculas. El medio de la acción indirecta es fundamentalmente el agua, dando lugar a la formación de iones y de radicales libres. Las reacciones que produce la radiación en la molécula de agua son consecuencia de los electrones formados por ionización.



De estos productos, los más reactivos son los oxidantes: radical hidroxilo (OH) y el peróxido de hidrogeno ( $H_2O_2$ ) y el reductor radical hidrogeno (H), estas especies transitorias reaccionan con cualquier constituyente orgánico en solución, lo cual puede producir en la célula su muerte, mutación o mantenerla en estado latente.

Los efectos de los radicales libres en la célula se multiplican por su capacidad para iniciar reacciones químicas y por lo tanto, para producir lesiones en lugares distintos de la célula. [33]

### 3.14.2. Clasificación de los Efectos Biológicos.

Los efectos ocasionados por la radiación ionizante se pueden clasificar de dos maneras: en función de tipo de células que se encuentran en los organismos: efectos somáticos y hereditarios o genéticos y de acuerdo a su probabilidad de incidencia: efectos deterministas y efectos estocásticos.

**De acuerdo con el tipo de células afectadas:**

#### a. Somáticos.

Son los que se manifiestan en el individuo que ha recibido la radiación y como su nombre lo indica, se deben al daño recibido en las células somáticas. Este tipo de efecto queda limitado solamente al individuo que recibió la radiación. Ejemplos de este tipo de efecto son: disminución de células en la médula ósea, cataratas, vómito, diarrea, que maduras e inducción de cáncer, entre otros.

#### b. Genéticos.

Son el resultado del daño recibido en las células gaméticas y sus efectos se presentaran en la descendencia de las células irradiadas. Un ejemplo son los procesos mutagénicos en el ADN, los cuales serían heredados a sus descendientes.

**De acuerdo con la probabilidad de incidencia:**

#### i. Deterministas.

Se deben a la muerte de un gran número de células y se presentan a partir de una dosis umbral (dosis mínima) y la severidad del efecto se incrementa al aumentar la dosis recibida. Ejemplos de este efecto son: caída de cabello, esterilidad, anemia, síndrome de radiación, etc. [33]

## ii. Estocásticos.

Se debe a la modificación o alteración de colonias de células que se reproducen progresivamente y eventualmente ocasionan procesos degenerativos y neoplásicos. No tienen dosis de umbral a partir de la cual se presenten pero al incrementar la dosis recibida se incrementa la probabilidad de que el efecto se presente. Ejemplos de este tipo de efecto son: inducción de cáncer, acortamiento de la vida y enfermedades hereditarias, como malformaciones congénitas. [33]

### 3.15. Micosis Fungoide.

Es una neoplasia de células T maduras, de tipo colaborador, cuyas manifestaciones son preferente o exclusivamente cutáneas. Su incidencia es de 0,29 casos/100.000 habitantes/año y su etiopatogenia se desconoce. Es la forma más común de linfoma cutáneo de células T y, a la vez, el que presenta mayores dificultades diagnósticas, particularmente la fase inicial de su desarrollo. [34] La micosis fungoide (MF) como un linfoma cutáneo de células T epidermotropo, caracterizado por una proliferación de linfocitos T neoplásicos de pequeño o mediano tamaño con núcleo cerebriforme. Se manifiesta inicialmente en la piel y suele permanecer en ella durante años o décadas, para posteriormente, en fases avanzadas, afectar a ganglios linfáticos y órganos internos, pudiendo ocasionar la muerte del paciente, ver figura 3.23. [35]



Figura 3.23. Placas eritemato violáceas de la Micosis Fungoide. [32]

La MF fue descrita inicialmente por Alibert en 1806, denominándola de esta manera porque las lesiones adoptaban un aspecto semejante a hongos. Posteriormente, Bazin en 1870 dio individualidad propia a la enfermedad e hizo su descripción clínica con los tres estadios evolutivos clásicos (premicótico, infiltrativo y tumoral). [34]

La MF se clasifica en tres estadios clínicos:

1.- Mancha: De tamaño variable y habitualmente bien delimitada, de color rojo salmón, con fina escama blanquecina en la superficie, fácilmente desprendible, diseminadas principalmente a las

áreas no expuestas al sol y normalmente asintomáticas o levemente pruriginosas; la distribución clásica es sobre los glúteos, en las ingles y en las áreas submamaria y axilar. Pueden pasar hasta 6.1 años entre la aparición de las lesiones cutáneas y el diagnóstico correcto.

2.- Fase de placa: Se manifiesta como progresión del estadio de mancha, pero puede aparecer de novo. Son lesiones infiltradas, bien delimitadas, de forma irregular, oval o circular, de color púrpura, u oscuras, según el fototipo de piel del paciente. Frecuentemente adoptan una forma anular, con centro aplanado y bordes elevados.

3.- Fase tumoral: Puede formarse a partir de placas o manchas preexistentes, lo cual sugiere el desarrollo de una fase vertical de desarrollo, aunque puede presentarse de novo, probablemente por diseminación metastásica de clones malignos de células T. Son neoformaciones de color rojizo o castaño purpúrico y con superficie lisa, que con frecuencia se ulceran y pueden infectarse de forma secundaria, aunque también se han descrito otras variantes clinicopatológicas. [36]

En la actualidad no existe un único tratamiento para la MF, sino que nos encontramos ante distintas alternativas terapéuticas cuyo objetivo principal es ofrecer un aumento en las expectativas de vida, así como una mejora de su calidad. [35]

### **3.16. Irradiación de Cuerpo entero con Electrones.**

Los haces de electrones más comúnmente disponibles en los departamentos de radioterapia tienen energías de entre 4 MeV y 25 MeV como la producida por los aceleradores lineales clínicos estándar, aunque algunos microtrones proporcionan energías más altas. Los haces de electrones tienen ventajas para una variedad de situaciones clínicas debido a las características de sus curvas de dosis en profundidad. Suministran dosis aceptablemente uniformes a una región relativamente bien definida que se extiende desde la superficie para el rango terapéutico (tomado como el distal 85 % o 90 %). El enfoque general para la medición de haz de electrones y la dosimetría es similar a la de los haces de rayos X de mega voltaje. Sin embargo, hay un número significativo de diferencias: Los electrones, siendo las partículas cargadas, pierden energía continuamente a medida que pasan a través de la materia. Por lo tanto, la energía media disminuye continuamente con la profundidad. Los electrones son partículas y se someten a una dispersión significativa. Por lo tanto, la distribución angular de un haz de electrones también cambia con su paso a través de la materia. Efectos de dispersión causan gran perturbaciones alrededor de irregularidades de la superficie del paciente y la falta de homogeneidad. Las características del haz cambian cuando se pierde el equilibrio de dispersión. Dispersión de colimadores y otras estructuras en el cabeza del acelerador tiene un efecto marcado sobre el detalle de la distribución de la dosis en la región alrededor de la superficie y se extiende al menos a la dosis máxima ( $D_{max}$ ) y también en el enlace entre la dosis y las unidades, monitor (UM). Como consecuencia, algunos de los detalles de las propiedades del haz puede depender mucho más fuertemente en el diseño del cabezal de la máquina que es el caso de haces de rayos X de mega voltaje. [26]

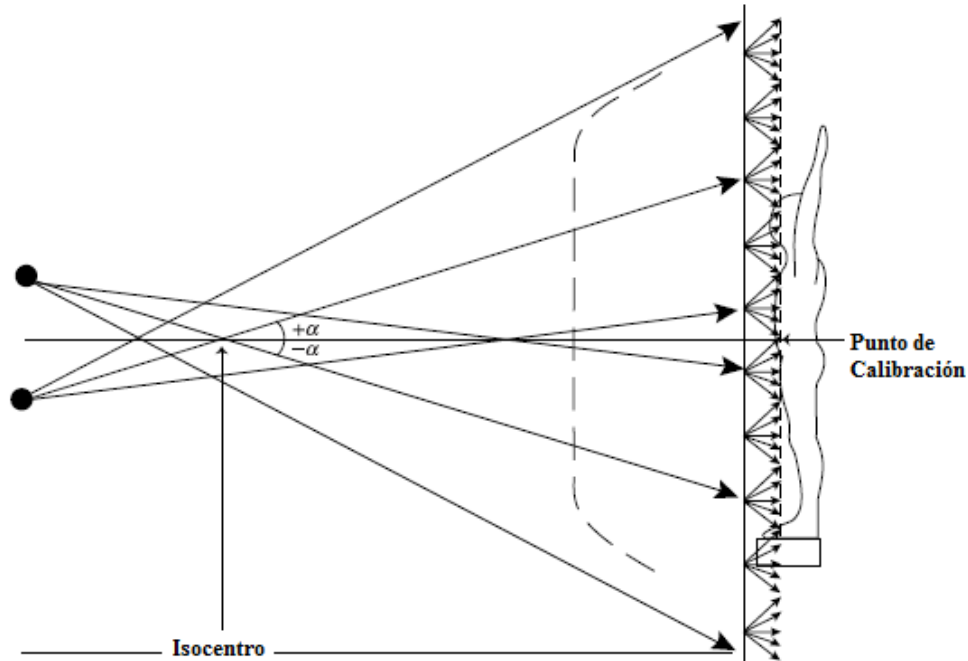
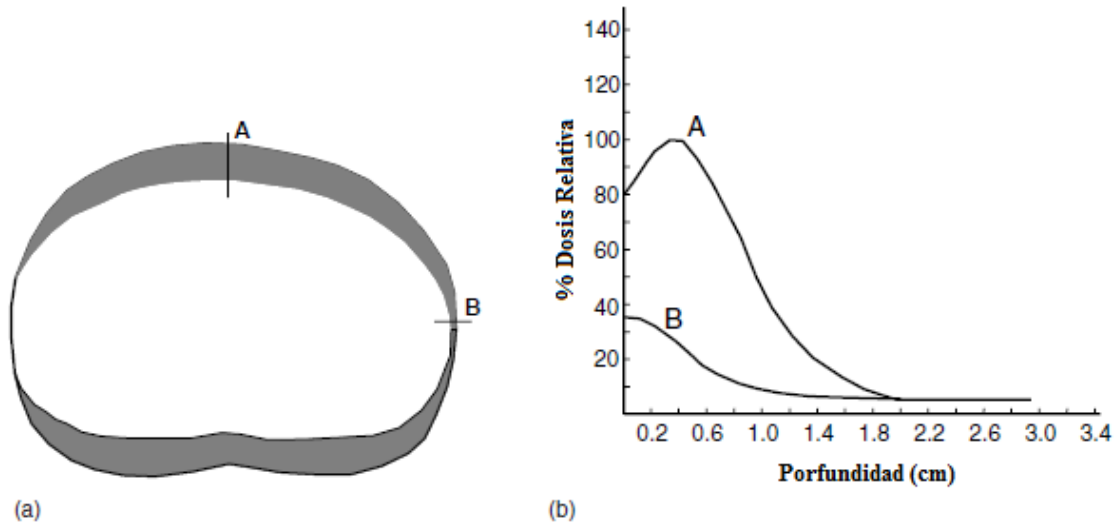


Figura 3.24. Esquema de la técnica de campos duales de electrones. [25MT]

Una distribución uniforme es alrededor del  $\pm 5\%$  de variación en el aplanado del haz de electrones. La geometría de los campos duales como se muestra en la figura 3.28 cubre un área superficial de alrededor de 80 cm X 220 cm en la posición del paciente con los brazos por arriba de la cabeza. El uso de distancias superficie (DFS) de mayor longitud (3-5 m) con paciente de pie. En el caso no modificado el perfil del haz se aproxima a una amplia gaussiana, debido a la dispersión en el aire. Una distribución uniforme se logra a través de la altura del paciente, ya sea con campos duales agregados hacia arriba y hacia abajo desde la horizontal de  $\pm 10-20^\circ$ , de tal manera que la distribución combinada es uniforme ver figura 3.24. Las distribuciones se mejoran al aumentar el número de campos alrededor del paciente:

Para los pacientes en posición horizontal, esto significa la colocación en decúbito prono, supino en el lado izquierdo o derecho según sea necesario, con el aspecto de ser irradiado presentado a un haz de ángulo cero en gantry, mediante la modificación de la angulación de la superficie del paciente con cuñas de apoyo. Para los pacientes de pie, un número de posiciones se pueden seleccionar en una plataforma giratoria. El uso de más campos mejora la uniformidad de la distribución de dosis alrededor de la paciente en términos de la magnitud de la dosis en la superficie, la profundidad de penetración de los electrones y la y magnitud de la dosis máxima.

La penetración se debe conciliar con la profundidad clínica requerida esto requiere que el rango terapéutico debe ser en el rango de 3-6 mm. La penetración del haz de interés efectiva es logrado por la combinación total de todas las posiciones de campo y las direcciones. Esto produce significativamente más pequeña la profundidad de dosis máxima y rango terapéutico que para un solo campo, debido a la efectos de incidencia oblicua, dispersión, etc. , aunque el rango práctico y radiación de frenado son similares , siendo todo lo demás igual, ver figura 3.25. Las energías del haz que se utilizan para estos tratamientos son generalmente en el rango de 6-10 MeV. Estos son reduce típicamente a 3-6 MeV en la superficie del paciente en parte por la pérdida de energía en el aire (aproximadamente 0,25 MeV / m). [26]



**Figura 3.25.** Efecto de dos campos de electrones individuales incidentes sobre la pelvis de un paciente a partir de las direcciones anterior y posterior. (a) Sección a través de la pelvis. El área sombreada es la parte del paciente que recibe una dosis mayor al 10% de la dosis máxima tal como se mide con una película en el plano transversal de un maniquí. (b) las curvas de dosis en profundidad a lo largo de las dos líneas A y B.

### 3.17. Dosimetría del haz de Electrones (Colección de Informes Técnicos 398).

#### 3.17.1. Generalidades.

Esta sección proporciona un Código de Práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y recomendaciones para la dosimetría relativa en haces clínicos de electrones con energías en el rango 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  $Q_0$ . La calidad de referencia puede ser la radiación gamma del cobalto 60 (Co 60) o una calidad de haz de electrones. En este último caso, el dosímetro puede calibrarse bien directamente en un laboratorio de calibración o mediante una calibración interna en un haz clínico 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 (incluyendo la nueva profundidad de referencia) se expresan en términos de la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ , en lugar de la energía del haz. Este cambio se asemeja a la práctica establecida en la dosimetría de fotones, donde las calidades de los haces se expresan en términos de la penetración del haz. [37]

Las cámaras plano-paralelas se recomiendan para todas las calidades de haces, y son obligatorias para calidades  $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \leq 10 \text{ MeV}$ ). Idealmente la cámara debería ser de  $^{26}\text{Se}$  suponiendo la relación aproximada  $E_0 = 2,33R_{50}$ , donde  $E_0$  es la energía media, en MeV, en la superficie del maniquí y  $R_{50}$  se expresa en  $\text{g/cm}^2$ . El valor establecido para  $R_{50}$  tiene preferencia sobre el establecido para  $E_0$ .

### 3.17.2. Especificación de la Calidad del Haz.

Para haces de electrones, se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ , en agua. Es la profundidad en agua (en g/cm<sup>2</sup>) en la que la dosis absorbida es el 50% del valor de la dosis absorbida máxima, medida con una distancia fuente-superficie SSD constante de 100 cm y un tamaño de campo en la superficie del maniquí de al menos 10 cm × 10 cm para  $R_{50} \leq 7$  g/cm<sup>2</sup> ( $E_o \leq 16$  MeV), y de al menos 20 cm × 20 cm para  $R_{50} > 7$  g/cm<sup>2</sup> ( $E_o \leq 16$  MeV). En algunos aceleradores, en electrones de alta energía, presentan una homogeneidad intrínseca pobre para tamaños de campo grandes, que puede mejorar para tamaños de campo pequeños como resultado de los electrones dispersados desde el colimador (o desde los aplicadores, conos etc.). En esos casos puede usarse un tamaño de campo menor que 20 cm × 20 cm, siempre que  $R_{50}$  no cambie en más de 0,1 g/cm<sup>2</sup> respecto al valor medido para el campo de 20 cm × 20 cm. 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,  $E_o$ , en la superficie del maniquí. Como  $E_o$  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.

Los maniqués de plástico pueden usarse para medidas de rutina para el aseguramiento de la calidad, siempre que se haya establecido un factor de transferencia entre el plástico y el agua en el momento de la calibración del haz.

Para todas las calidades de haces, la cámara plano-paralela es la mejor elección como detector para la medida de  $R_{50}$ . Para calidades  $R_{50} \geq 4$  g/cm<sup>2</sup> ( $E_o \geq 10$  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 maniquí. Se recomienda usar un maniquí 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  $R_{50} < 4$  g/cm<sup>2</sup> ( $E_o \leq 10$  MeV) se puede utilizar un maniquí de plástico. 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. Para medidas hechas en un período corto de tiempo no será necesario hacer correcciones por presión o temperatura del aire. 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 (g/cm<sup>2</sup>) en la que la corriente de ionización es el 50% de su valor máximo. [37]

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,  $E_o$ . 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.

$$E_{p,o} = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (3.46)$$



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, ver figura 3.26.

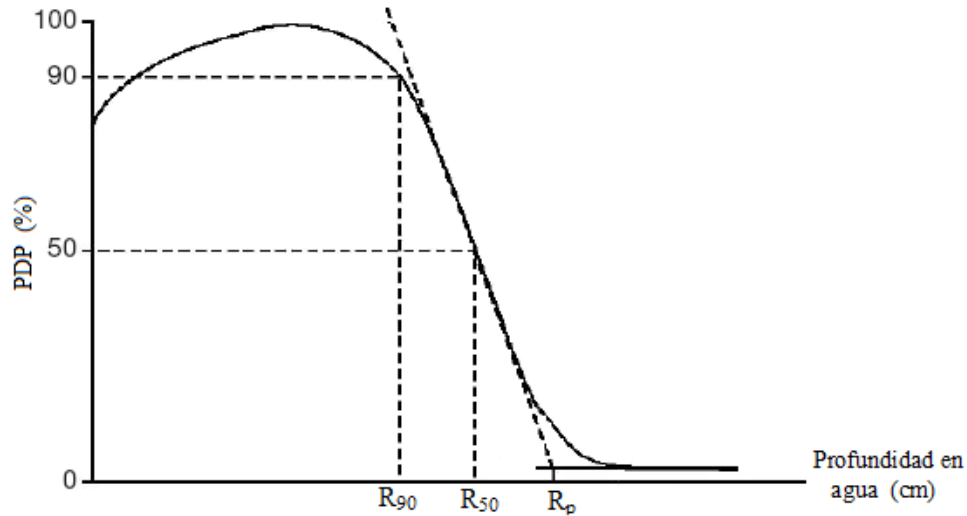


Figura 3.26. Porcentaje de dosis en profundidad.

### 3.17.3. Determinación de la Dosis Absorbida en Condiciones de Referencia.

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

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.47)$$

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.  $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia  $Q_0$ , y  $k_{Q,Q_0}$  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  $Q$ .

La normalización clínica tiene lugar a menudo en la profundidad del máximo de dosis  $z_{max}$ . Para determinar la dosis absorbida en  $z_{max}$  el usuario debería, para un determinado haz, utilizar la distribución de dosis en profundidad en el eje central para convertir la dosis absorbida en  $z_{ref}$  a la dosis en  $z_{max}$ . [37]

## 4. MATERIAL Y METODO EXPERIMENTAL.

### 4.1. Equipos y Materiales.

#### 4.1.1. Acelerador Elekta SL – 15

El acelerador lineal utilizado es un Elekta SL - 15 multienergético con las siguientes características.

- Energía de fotones de 6 y 15 MeV (SL - 15).
- Energía de electrones de 4, 6, 8, 10, 12 y 15 MeV.
- Energía de electrones de 4 y 6 MeV en modo de alta tasa de dosis (HDR).
- Tamaño de campo máximo de 40 x 40 cm.
- Conos aplicadores estándar de 6x6, 10x10, 14x14, y 20x20 en electrones y aplicador HDR en electrones de alta tasa.



SL - 15

Figura. 4.1. Acelerador Elekta.

#### 4.1.2. Cámara de Ionización Markus Advance Tipo 34045 (PTW - Freiburg).

La cámara de ionización Markus avanzada 34045 es una cámara de tipo plano paralela utilizada para la medición de haces de electrones de alta energía. Esta diseñada para su funcionamiento en conexión con los dosímetros de terapia de PTW. Esta cámara de ionización puede emplearse tanto en dosimetría absoluta como en la obtención de perfiles del haz en radioterapia.

El espesor de la cubierta protectora es de 0.87 mm. La cámara es impermeable para el uso en maniquis de agua. Posee un espesor de pared de 0.03 mm de polietileno (CH<sub>2</sub>). El voltaje nominal es de 300 V y tiene una respuesta de  $6.7 \times 10^{-10}$  C/Gy. [38]



Figura. 4.2. Cámara Markus Avanzada PTW.

#### 4.1.3. Fantoma (Maniquí) de Agua Solida RW3.

El RW3 maniquí de láminas T29672 está compuesto de 33 láminas RW3 de tamaño de 30 X 30 cm cada una y el RW3 maniquí de láminas T40006.1.001 está compuesto de 33 láminas RW3 de tamaño de 40 X 40 cm cada una.

Las láminas tienen el espesor siguiente:

- 1 lamina de 1mm de espesor.
- 2 láminas de 2mm de espesor.
- 1 lamina de 5mm de espesor.
- 29 láminas de 10 mm de espesor.

Mediante la combinación de láminas de diferentes espesores, se puede realizar mediciones a cualquier profundidad hasta 30 cm en incrementos de 1 mm. Ver figura 4.3.

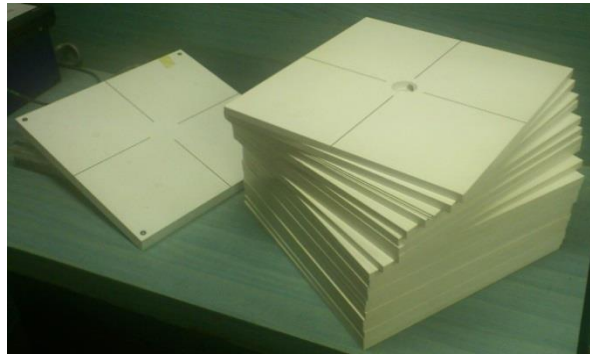


Figura. 4.3. Maniquí RW3 PTW.

El maniquí puede utilizarse para mediciones de dosis en profundidad y la calibración de cámaras tipo dedal y plano paralelas en el rango de radiación gamma desde  $^{60}\text{Co}$  hasta fotones de 25 MV y para electrones desde 5 MeV hasta 25 MeV en unidades de dosis absorbida en agua.

El RW3 es un material blanco de poliestireno compuesto por  $\text{TiO}_2$  en un 2 % en masa. La densidad del RW3 es  $1.045 \text{ g/cm}^3$ , el valor medio de  $Z / A$  es 0.536 y la densidad electrónica tiene un factor relativo al agua de 1.012 [39]

#### 4.1.4. Diodos EDP5-3G IBA.

Los Diodos EDP5 – 3G de IBA han sido diseñados para realizar mediciones como dosímetros de terapia utilizando haces ionizantes. Su excelente resolución espacial permite hacer mediciones muy exactas de los perfiles de haces, incluso en la zona de penumbra de los campos pequeños. Ver figura 4.4.

El diodo consiste de un chip de silicio y de un capuchon. Este capuchon ademas de proteger el diodo garantiza que le diodo mida en condiciones de equilibrio electrónico.



Figura. 4.4. Diodo EDP5 -3G

El diodo EDP5 - 3G es de tipo p con área de aplicación en electrones en rango de energía de 6 a 15 MeV, tiene una sensibilidad típica de 100nC/Gy, diámetro de área efectiva de 1.6 mm, tiene 5mm de espesor equivalente de agua del capuchón de equilibrio electrónico. [40]

#### 4.1.5. Electrómetro UNIDOS<sup>WEBLINE</sup> PTW.

El electrómetro UNIDOS un dosímetro universal de referencia controlado por microprocesador, que se utiliza para realizar mediciones de dosis y tasa de dosis en radioterapia, radiodiagnóstico y protección radiológica.

El UNIDOS permite conectar cámaras de ionización y detectores de estado sólido (detectores de semiconductor, detectores de diamante). Ver figura 4.5. [41]



Figura. 4.5. Electrómetro UNIDOS PTW.

#### 4.1.6. Fantoma (maniquí) Rando.

Permite la cartografía detallada de distribución de la dosis, ésta información detallada de dosis es útil para la enseñanza de la evaluación del tratamiento del paciente, control de calidad de los sistemas de tratamiento automatizado de planificación e investigación. Hay dos modelos: La mujer y el hombre. La mujer representa un 163cm (5'4 ") de estatura y 54 kg (118 lb), figura femenina, ver figura 4.6. El hombre representa un 175cm (5'9 ") de alto y 73.5kg (162 lb), figura masculina. No tienen brazos ni piernas (ver figura 4.5).

Ambos maniquís se construyen con un esqueleto humano natural que se proyecta dentro del material de los tejidos blandos simuladores. Los pulmones están moldeados para adaptarse a los contornos naturales de la caja torácica. El espacio de aire de la cabeza, el cuello y los bronquios se duplican. El Fantoma se corta a intervalos de 2.5 cm para la inserción de la película .agujero patrones de cuadrícula se pueden perforar en las secciones cortadas para permitir la inserción de los dosímetros. Dos tipos de materiales de tejido se utilizan para construir el Fantoma Rando: el material de tejidos blandos y el material de pulmón RANDO®. Ambos están diseñados para tener la misma absorción de tejido humano en la exposición normal en los niveles de radioterapia. [42]



Figura. 4.6. Fantoma (maniquí) Rando femenino.

#### 4.1.7. Placa Radiográfica.

La placa radiográfica contiene dos pantallas intensificadoras fluorescentes que son activadas por los rayos X y emiten a su vez rayos de luz que refuerzan los efectos fotoquímicos de los propios rayos X sobre la película. De este modo el efecto precipitador de la plata de los rayos X se combina con los rayos de luz para oscurecer la película, ver figura 4.7.



Figura. 4.7. Placa Radiográfica.

## 4.2. Metodo Experimental.

### 4.2.1. Técnica de irradiación de cuerpo entero a piel de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis con paciente acostado y cuatro campos duales de tratamiento.

Para condiciones de capacidad física limitada de pacientes con enfermedad de micosis fungoide se establecen nuevos diseños en la técnica de tratamiento, lograr los requerimientos de uniformidad del haz y penetración de dosis en el paciente, se han realizado varios estudios acerca de la combinación de la angulación de los haces y del posicionamiento. Aquí se establece una geometría básica donde el paciente recibe su tratamiento acostado sobre el eje crossline del acelerador en una camilla no fija, con dos haces de electrones.

#### 4.2.1.1. Angulo de aplanado en la tecnica de dos haces de electrones de 4 MeV.

En la determinacion del angulo de gantry para dos campos de electrones en alta tasa de dosis, se procede a medir las distancias geometricas y tallas especificas del paciente a tratar. Se midio la diastancia fuente superficie (DFS) promedio que se presentara para la tecnica de irradiacion de cuerpo entero con paciente acostado en piso, ver figura 4.8. El espesor del paciente y se manejo una distancia cefalo caudal por arriba de la talla del paciente para tener una manejo mas amplio en el area superficial para la determinacion del aplanado en la tecnica.

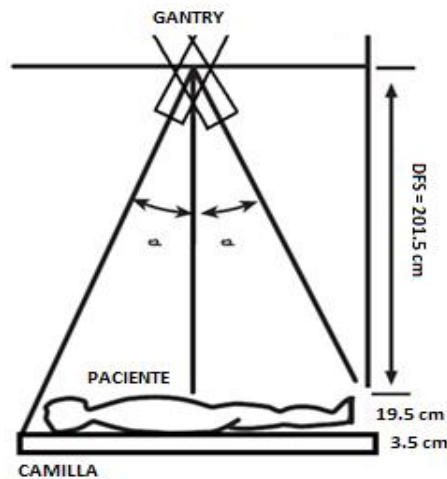


Figura. 4.8. Geometría y mediciones en la Técnica de irradiación de cuerpo entero con haces de electrones.

Se midio la curva de isodosis del 50 % en el centro de la gemoetria ( $X = 0$ ) para determinar el angulo de gantry por campo, con DFS = 201.5 cm y campo de 40 X 40 cm en modo HDR1 (Alta tasa de dosis de energia de 4 MeV). Se midio con la camara markus avanzada, colocada dentro del fantoma de laminas de agua solida, en dosis maxima (con distancia de 8 mm de profundidad).

#### 4.2.1.2. Aplanado de los dos haces de eelctrones en ambos ejes del plano en geometria de tratamiento de paciente acostado.

Se hizo un barrido en toda la superficie de los dos campos una vez determinado el angulo de incidencia del gantry para cada haz. Para esto se midio con la camara markus advance dentro del fantoma de laminas de agua solida, ver figura 4.9 y 4.10. Primeramente se midio con el primer angulo barriendo toda la a lo largo del eje X o crossline, y posteriormente se midio con el otro angulo del segundo haz de electrones. Despues se establecio la medida en a lo largo del eje Y pero en los distintos puntos sobre X (en  $X = 0$ ,  $X = 80$  y  $X = -80$ ).

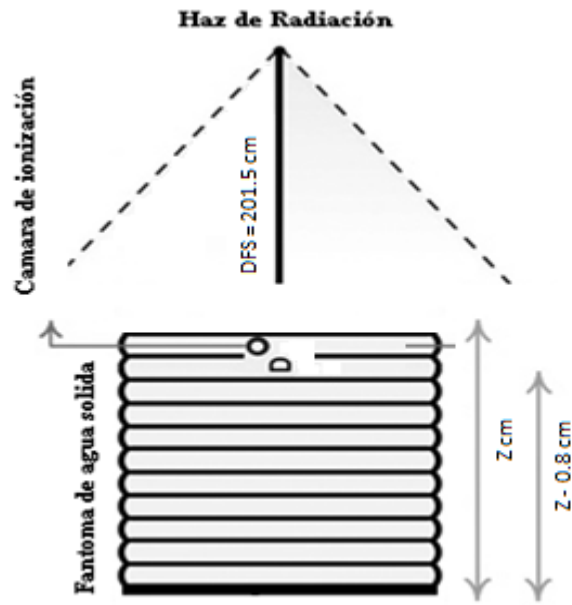


Figura. 4.9. Esquema del fantoma y cámara Markus para la medición del aplanado de los haces duales.



Figura. 4.10. Diseño del experimento para la obtención del aplanado de los haces duales, donde se muestra la inclinación del gantry con el ángulo determinado, la cámara de ionización dentro del fantoma de láminas.

En el desarrollo del escaneo se estableció en la camilla de posicionamiento del paciente una graduación para el desplazamiento preciso del fantoma en la toma de las lecturas para las diferentes posiciones en toda el área superficial de la camilla, ver figura 4.11.

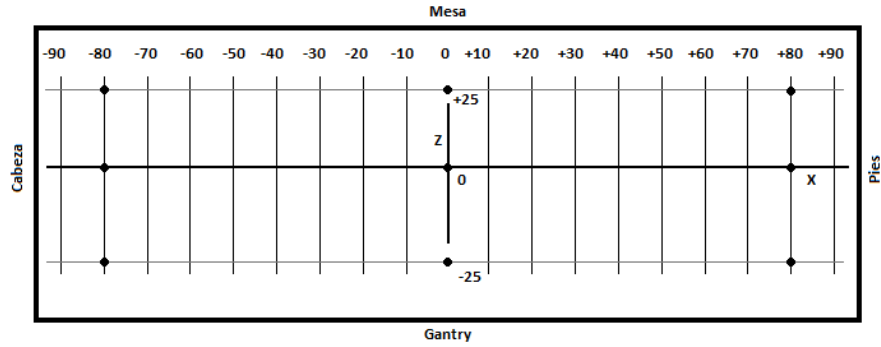


Figura. 4.11. Esquema de la graduación de la mesa en centímetros.

En la caracterización de nuestra cámara bajo la configuración establecida en la figura 4.9, se determinó el aplando del haz de radiación de electrones para un solo campo con gantry a  $0^\circ$ , ver figura 4.12.

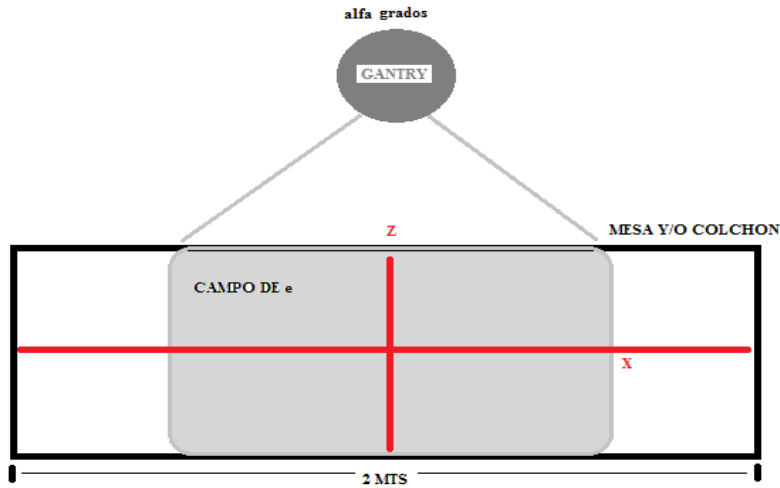


Figura. 4.12. Esquema de la medición del aplando de un solo haz de electrones con gantry a  $0^\circ$ .

#### 4.2.1.3. Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDP) de los haces de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis.

Se midió el porcentaje de dosis con la cámara markus avanzada para diferentes profundidades por dentro del fantoma de agua sólida, manteniendo la DFP = 201.5 cm, bajo la incidencia de los dos haces de electrones. La medición se efectuó a lo largo del eje Z en  $X = 0$ , con variación en profundidad de entre 4 y 1 mm, valores que adopta la variable  $a$ , ver figura 4.13.



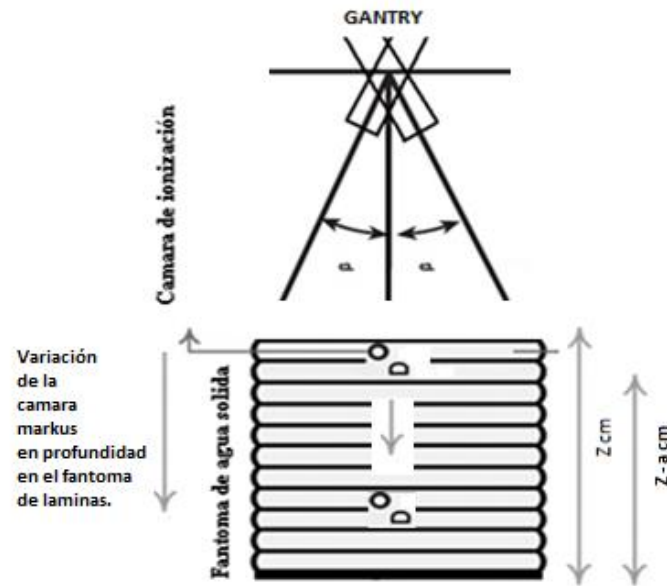


Figura. 4.13. Esquema de la medición del PDP para los campos duales de electrones.

#### 4.2.1.4. Medición de la profundidad clínica requerida para cuatro campos de electrones con placa radiográfica.

Se midió de forma relativa la profundidad en una placa radiográfica colocada en una sección del fantoma rando que corresponde a la altura del abdomen, el cual fue sometido a la técnica de radiación del paciente acostado con cuatro campos duales, los cuales son el anterior, posterior y laterales, ver figura 4.14. El fantoma se colocó en la camilla graduado con una DFS = 201.5 cm, irradiado con electrones en alta tasa de dosis de 4MeV.

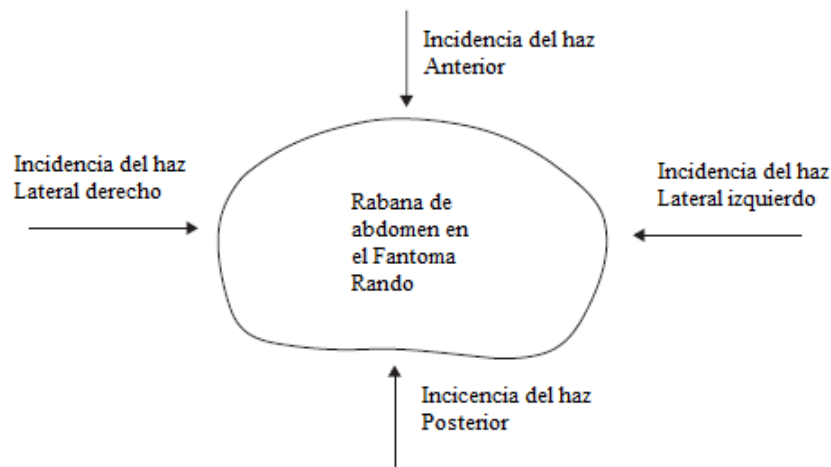


Figura. 4.14. Esquema de un corte transversal de abdomen, donde se observa la incidencia de los cuatro campos duales de la técnica de tratamiento con electrones de 4MeV en alta tasa de dosis.

Dentro de los aspectos particulares del diseño de la técnica esta la distribución de pesos de los cuatros campos duales en que consta el tratamiento. Los pesos establecidos para la técnica y que están en función de las medidas físicas del paciente, son de peso uno para el campo anterior dual y uno para el campo posterior dual, en los laterales el peso es de 0.5 por campo lateral dual.

#### 4.2.1.5. Calibración de los Diodos semiconductores.

Curvas de calibración de los diodos tipo EDP5-3G para electrones. En un arreglo de medición con cámara plana tipo Markus (PPC05) a DFS de 100 cm, con tamaño de campo y cono de 20 X 20 cm, usando un Fantoma de agua sólida, al cual se le coloco 5 diodos EDP5-3G en la superficie, y se irradiaron con electrones de 4 MeV, ver figura 4.15. Se hicieron disparos con haces de electrones de 200, 300, 400, 500 y 600 UM en modo de alta tasa de dosis, bajo una referencia de medida con cámara markus a profundidad  $D_{max} = 0.8$  cm en 4 MeV, mismo tamaño de cono y DFS = 100 cm.

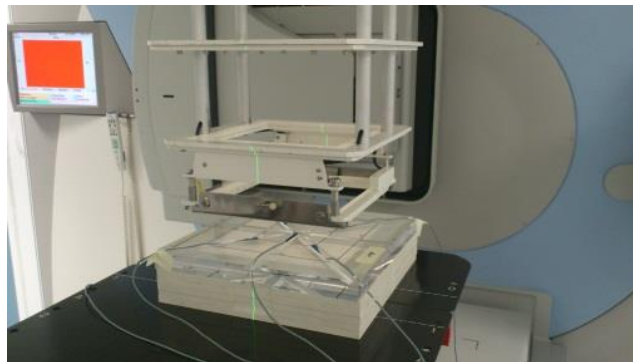


Figura. 4.15. Arreglo de 5 Diodos EDP05 en la superficie de un Fantoma de agua sólida.

#### 4.2.1.6. Dosimetría in vivo con diodos de un paciente en tratamiento de irradiación a cuerpo entero con electrones de 4 MeV.

Se midió en un paciente cuya patología es micosis fungoide, la distribución de la dosis para un tratamiento con geometría de 201.5 cm de distancia al isocentro con energía de 4 MeV en alta tasa de dosis en electrones. La distribución de los diodos se muestra en la figura 4.16.

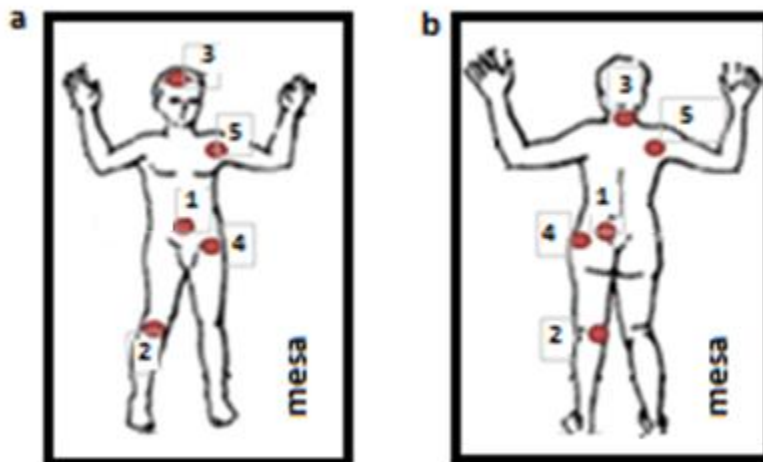


Figura. 4.16. Arreglo de diodos en la medición in vivo de la distribución de dosis en un tratamiento, donde la figura a representa la posición en decúbito dorsal y la figura b la posición en decúbito ventral.

## 5. RESULTADOS Y ANALISIS.

### 5.1. Técnica de irradiación de cuerpo entero a piel de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis con paciente acostado y cuatro campos duales de tratamiento.

Se hace el diseño en modificación a la técnica Stanford en la irradiación de cuerpo entero a piel con electrones, que originalmente se presenta para pacientes en posición de pie con distancias variables entre 300 y 400 cm de distancia fuente superficie, que es un parámetro que depende principalmente de las características del bunker donde se encuentra instalado el acelerador. La técnica hace uso de seis campos duales para tener una serie de distribuciones en el cuerpo del paciente de manera uniforme en cuanto a su distribución a lo largo y ancho de toda la superficie del paciente como a la profundidad radial del mismo que depende del número de campos en incidencia.

La modificación consiste de manera específica en el posicionamiento del paciente cambiando a su vez la distancia fuente superficie que se acorta, que para el caso es de 201.5 cm, distancia determinada en base a las medidas específicas del paciente a tratar, ver tabla 5.1.

**Tabla 5.1.** Medidas anatómicas del paciente a tratar.

Partes del paciente.	Diámetros (cm).
Cráneo	20
Tórax	23
Abdomen	24
Pelvis	20
Piernas	11
<i>promedio</i>	<i>19.6</i>

En la técnica Stanford común la incidencia de los haces en diferentes direcciones al cuerpo es en base a la rotación misma del paciente el cual puede mantener posiciones de incidencia del haz oblicua por tiempos largos. Con el paciente acostado la posibilidad de manejar campos oblicuos es bastante complicada y poco precisa lo que hace que se cambie la técnica a cuatro campos duales, considerando que en la posición de paciente acostado la incidencia de haces anteriores, posteriores y laterales, son posibles, fáciles para el paciente y que puede mantener bajo tiempos largos, que es un factor importante para este tipo de tratamientos dado que consiste de campos duales por posición del paciente y la inmovilidad del mismo durante el tratamiento es un factor determinante en cuanto a la calidad, ver figura 5.1.



**Figura. 5.1.** Paciente que presenta las posiciones Anterior (A) y lateral izquierdo (B) en el tratamiento electrones de cuerpo entero a piel.

### 5.1.1. Angulo de aplanado en la técnica de dos haces de electrones de 4 MeV.

En la tabla 5.2 se muestran algunas de las lecturas más significantes en cuanto a la determinación del ángulo de incidencia del haz de electrones que establezca la isodosis del 50 % en el centro geométrico del campo, entendiéndose como la posición en  $X = 0$  de la camilla de posicionamiento. La isodosis del 50 % está representada por las cargas recolectadas por la cámara markus que son la mitad de la referencia de cargas recolectadas para el haz de electrones con ángulo de incidencia de  $0^\circ$ . El ángulo de haz en que se obtuvo la isodosis del 50 % fue de  $27.5^\circ$ .

**Tabla 5.2.** Angulo que representa la incidencia del haz superior al paciente para la curva de isodosis del 50 %.

CENTRO DEL CAMPO GEOMETRICO.					CENTRO DEL CAMPO.				
Angulo Gantry (grados)	L1(nC)	L2(nC)	L3(nC)	Promedio	Angulo Gantry (grados)	L1(nC)	L2(nC)	L3(nC)	Promedio
0	1.176	1.175	1.176	$1.175 \pm 0.05$	0	-	-	-	-
25	.5879	.5892	.5879	$.5883 \pm 0.07$	25	-	-	-	-
27.5	.5088	.5096	.5098	$.5094 \pm 0.05$	27.5	.962	.959	.9608	$.9606 \pm 0.01$

En la tabla 5.3 se muestra las lecturas correspondientes a la isodosis del 50 % del segundo haz de electrones, lecturas referenciadas a la obtenida en la tabla 5.2, en el haz de incidencia de  $0^\circ$ . El ángulo que representa la incidencia del haz superior para la curva de isodosis del 50 % que por su característica geométrica de angulación correspondería a la irradiación direccional de la parte inferior del paciente es de  $333^\circ$ .

**Tabla 5.3.** Angulo que representa la incidencia del haz inferior al paciente para la curva de isodosis del 50 %

CENTRO DEL CAMPO GEOMETRICO.					CENTRO DEL CAMPO.				
Angulo Gantry (grados)	L1(nC)	L2(nC)	L3(nC)	Promedio	Angulo Gantry (grados)	L1(nC)	L2(nC)	L3(nC)	Promedio
333	.4956	.4968	.4961	$.4961 \pm 0.06$	333	.981	.982	.980	$.981 \pm 0.01$

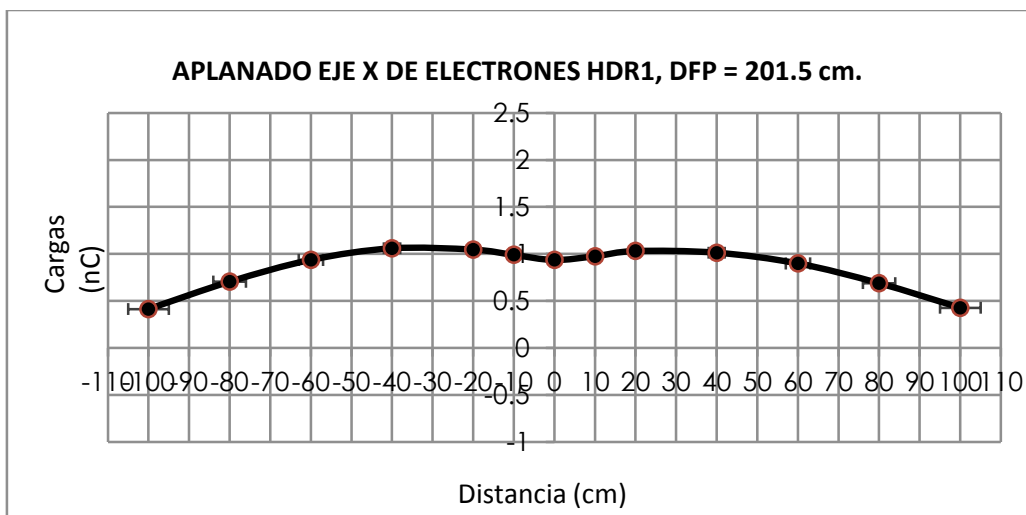
Se hace notar que por ángulo de incidencia de cada haz de electrones se buscó el 50 % de la isodosis, dado que para establecer un aplanado homogéneo a lo largo del área superficial que se pretende irradiar, el centro geométrico donde se midió debe representar el 100 % de isodosis.

**5.1.2.** Aplanado de los dos haces de electrones en ambos ejes del plano en geometría de tratamiento de paciente acostado.

En la tabla 5.4 se muestran las lecturas que se midieron para la obtención del aplanado de los dos haces de electrones, dado que cada haz tiene una determinada angulación de gantry se hizo un escaneo hasta cierta distancia por haz, como se muestra en la tabla 5.4, donde el rango va de 100 a -20 cm para la angulación de 27.5° del campo 1 y de 20 a -100 cm para el campo 2 con la angulación de gantry de 333°.

**Tabla 5.4.** Datos obtenidos del aplanado para los dos haces de electrones de 4 MeV.

CAMPO 1 (GANTRY 27.5 grados, EJE X, Z = 0)					CAMPO 2 (GANTRY 333 grados, EJE X, Z = 0)				
Distancia (cm)	L1(nC)	L2(nC)	L3(nC)	Promedio	Distancia (cm)	L1(nC)	L2(nC)	L3(nC)	Promedio
100	.4266	.4277	.4279	.4274±0.07	20	0.1035	0.1035	0.1038	0.1036±0.01
80	.6918	.6858	.6889	.6888±0.03	10	0.2476	0.2472	0.2477	0.2475±0.02
60	.8989	.8972	.9006	.8989±0.01	0	0.4992	0.4997	0.4989	0.4992±0.04
40	1.014	1.014	1.012	1.013±0.01	-10	0.788	0.7857	0.7858	0.7865±0.01
20	.9301	.9284	.927	.9285±0.01	-20	0.985	0.9881	0.9859	0.9863±0.01
10	.7278	.728	.7283	.7280±0.02	-40	1.061	1.06	1.059	1.06±0.01
0	.4366	.4361	.4376	.4367±0.07	-60	0.9358	0.9351	0.9401	0.937±0.02
-10	.2032	.2032	.2029	.2031±0.01	-80	0.7046	0.7048	0.7046	0.7046±0.01
-20	.0598	.0600	.0600	.0600±0.01	-100	0.4122	0.4162	0.4131	0.4138±0.02



**Figura. 5.2.** Aplanado de los haces duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis (HDR1).

La figura 5.2 muestra el aplanado obtenido tras el escaneo de los haces duales de electrones en modo HDR1 (electrones de 4 MeV en la tasa de dosis). El aplanado es a lo largo del eje X o

crossline del acelerador como referencia, en una longitud de 2 m, observándose una baja en la lectura de las cargas a los extremos de las áreas escaneadas, teniendo así una variación de error respecto a la distancia, como se muestra en la tabla 5.5.

**Tabla 5.5.** Variación porcentual del aplanado respecto a la distancia de la superficie en el eje X de campos duales.

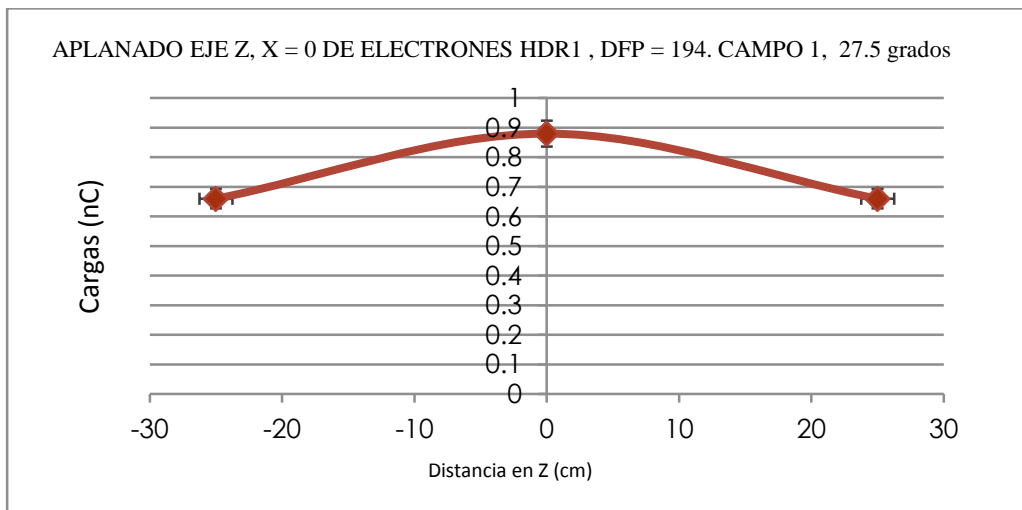
Distancia (cm)	Variación (%)
200	18.2
180	13.7
170	11.5
160	9.3
120	4.5

El aplanado no solo se revisó y midió a lo largo de un solo eje X, se obtuvieron aplanados para el eje Z en X = 0, X = 80 y X = -80, zonas que se marcan en la figura 4.9. Para X = 0, con Z = (-25 a 25 cm) se tiene la siguiente tabla 5.6 de valores.

**Tabla 5.6.** Valores medidos y promediados a tres lecturas para el aplanado en el eje Z con X = 0, con la incidencia de los dos haces de electrones.

CAMPO 1 (GANTRY 27 grados) X = 0		CAMPO 2 (GANTRY 332 grados) X = 0	
Distancia en eje Z (cm)	Promedio (nC)	Distancia en eje Z (cm)	Promedio (nC)
-25	.66±0-01	-25	.65±0-02
0	.88±0-02	0	.88±0-02
+25	.66±0-01	+25	.65±0-03

El aplanado para el haz con ángulo de incidencia de 27.5° en el eje Z y X = 0 se presenta en la figura 5.3, donde se presenta un 10 % en la variación con los extremos del eje medido y el centro del campo.



**Figura. 5.3.** Aplanado del haz con 27.5 grados de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis (HDR1).

Cabe señalar que el rango en que se mide estos aplanados son correspondientes a la talla del paciente a tratar con esta técnica.

En la siguiente figura 5.4 se muestra el aplanado para el campo de electrones con incidencia de a  $333^\circ$  donde se presenta un 10 % de variación respecto al centro del campo, al igual que en el aplanado del haz a  $27.5^\circ$ , teniendo de esta manera uniformidad en los haces duales respecto al aplanado en este eje Z para  $X = 0$  con la misma variación.

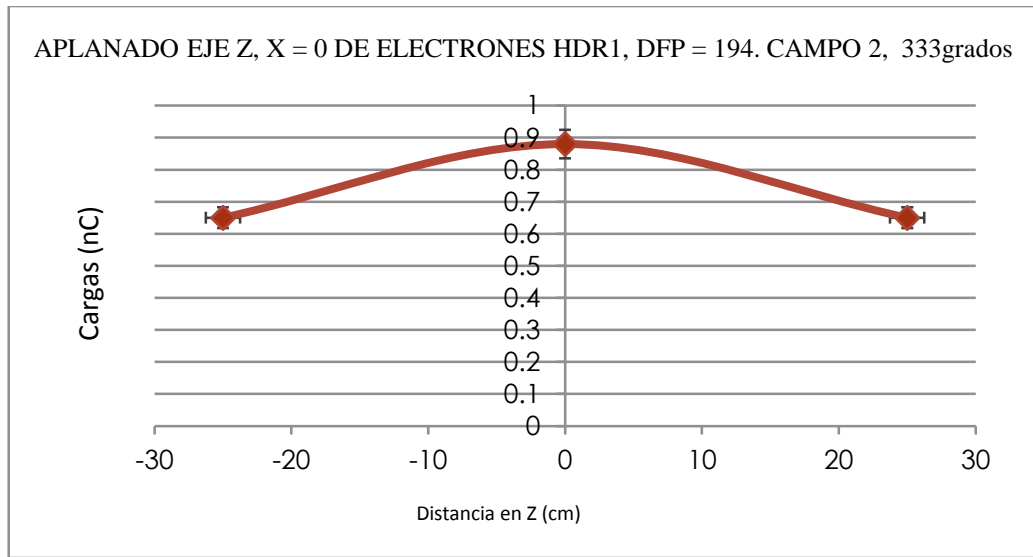


Figura 5.4. Aplanado del haz con 333 grados de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis (HDR1).

De la misma forma se verifico la distribución para otras zonas a lo largo del eje Z pero a la distancia en  $X = 80, -80$  cm para una sola incidencia del haz de electrones como se muestran las lecturas promediadas en la tabla 5.7.

Tabla 5.7. Valores medidos y promediados a tres lecturas para el aplanado en el eje Z con  $X = 80, -80$  cm con la incidencia de un haz por eje.

CAMPO 1 (GANTRY 27 grados) X = 80		CAMPO 2 (GANTRY 332 grados) X = -80	
Distancia en eje Z (cm)	Promedio (nC)	Distancia en eje Z (cm)	Promedio (nC)
-25	1.15±0.02	-25	1.18±0.02
0	1.38±0.01	0	1.38±0.04
+25	1.15±0.03	+25	1.18±0.02

En las siguientes figuras 5.5 y 5.6 se muestran las gráficas que corresponden a los aplanados para las zonas  $X = 80, -80$  cm a lo largo del eje Z, denotando la misma variación aproximada de 10 % respecto a la lectura del centro del campo, teniendo una homogeneidad igual a los determinados en el aplanado de los haces en  $X = 0$  a lo largo del eje Z.

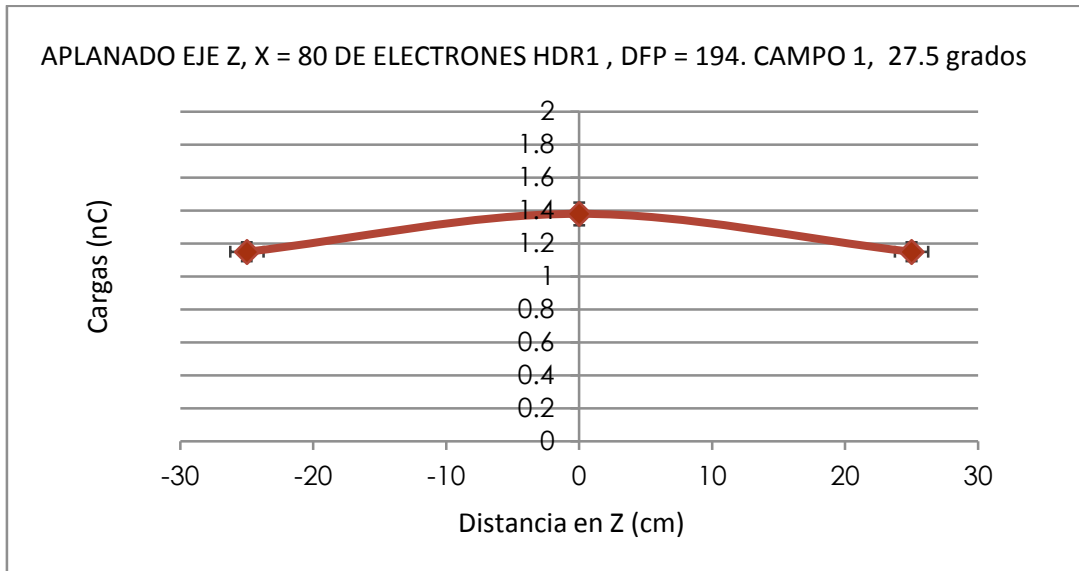


Figura. 5.5. Aplanado del haz con 27.5 grados, para X = 80 cm a lo largo del eje Z en HDR1.

El aplanado de la figura 5.5 en particular corresponde a la variación del 10% respecto a la lectura del centro del campo medido con la incidencia del haz a 27.5° en gantry.

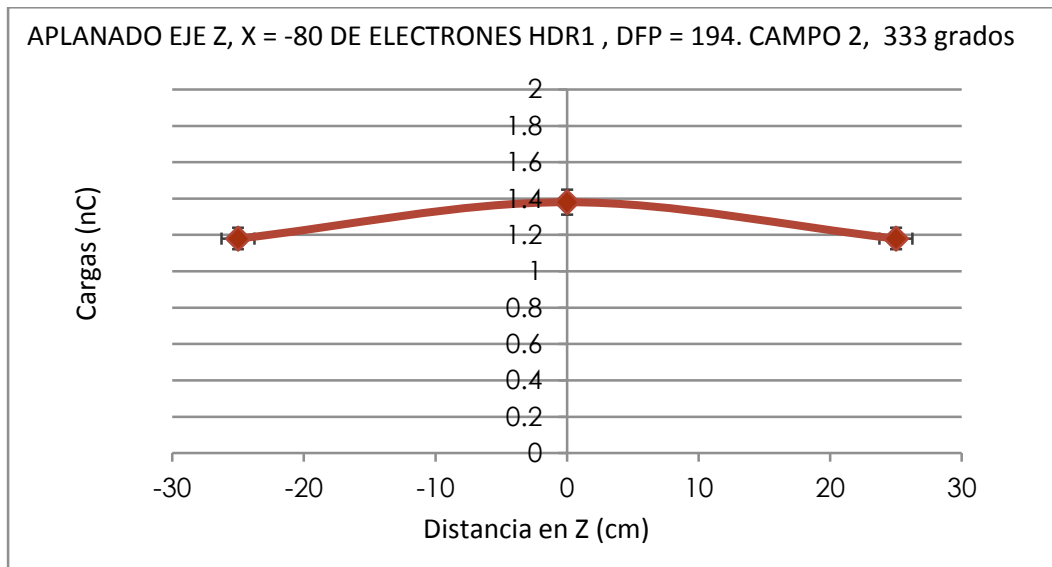


Figura. 5.6. Aplanado del haz con 333 grados, para X = -80 cm a lo largo del eje Z en HDR1.

En este tipo de diseños para tratamientos con electrones se tiene por entendido que por dispersión los haces de electrones presentan una mayor divergencia de haz que los haces de fotones, de tal manera que se midió el aplanado de una campo de electrones en alta tasa de dosis a 4 MeV de energía para una DFS = 194 cm, con la finalidad de ver la apertura y el aplanado del haz, ver figura 5.7.



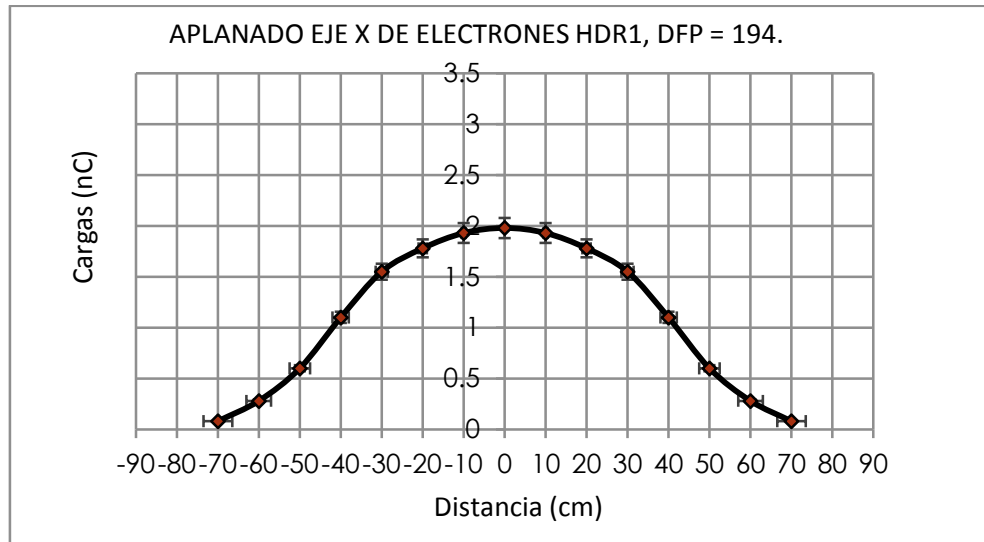


Figura. 5.7. Aplanado del haz con 0° en gantry a lo largo del eje X.

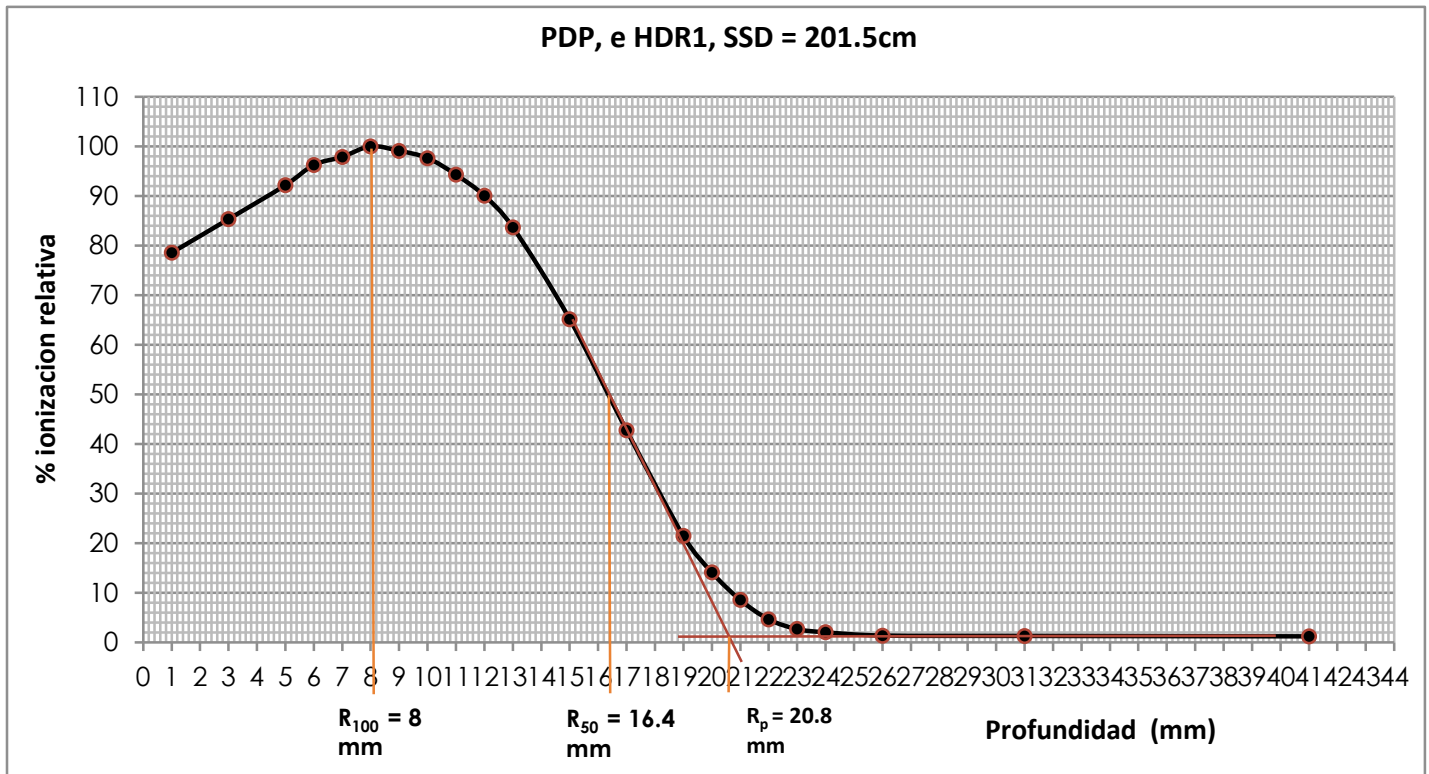
En la tabla 5.8 se muestran las variaciones de la figura 5.7, donde podemos observar que se tiene un incremento considerable en las variaciones del aplanado de un solo haz de electrones en relación al aplanado de haces duales angulados, además de tener un rango de cobertura menor para un solo haz que para los campos duales.

Tabla 5.8. Variación porcentual del aplanado respecto a la distancia de la superficie en el eje X de un solo haz.

Distancia (cm)	Variación
140	63%
120	56%
100	43%
80	27%
60	14%
40	8%
20	6%

**5.1.3. Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDP) de dos haces de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis.**

Dentro de los aspectos más importantes en la dosimetría para el diseño de un tratamiento de irradiación a cuerpo entero con electrones en piel, es la determinación del porcentaje de dosis a profundidad (PDP) y los elementos que se pueden deducir en base a la distribución de dosis en función de la profundidad del medio. El PDP medido para el arreglo de haces duales de electrones en modo HDR1 está definido en la siguiente figura 5.8.



**Figura. 5.8.** PDP de haces duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis, denotando los parámetros de alcance energía.

Las características que se pueden observar en la figura 5.8 son tres parámetros el  $R_{100}$ ,  $R_{50}$  y  $R_p$  conocidos como relaciones alcance - energía a partir de distribuciones de dosis absorbida en profundidad, donde el  $R_{100}$  se refiere a la dosis máxima alcanzada, en una determinada profundidad, esto es dependiente de la energía del haz de radiación, el  $R_{50}$  que es el alcance de semirreducción donde la dosis cae al 50 % del máximo y el  $R_p$  es un parámetro definido como la profundidad a la que la tangente al tramo descendente de la curva corta a la prolongación del fondo de la radiación de frenado. Los valores obtenidos para estos parámetros en la figura 5,8 son  $R_{100} = 8$  mm,  $R_{50} = 16.4$  mm y  $R_p = 20.8$  mm.

Con el  $R_p$  se calculó la energía más probable en la superficie de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$E_{p,o} = 0.22 + 1.98R_p + 0.0025R_p^2 \quad (\text{MeV}) \quad (5.1)$$

Por lo tanto se tiene que  $E_{p,o} = 4.35$  MeV, resultado que concuerda con la energía utilizada en el haz de radiación de acuerdo a las características de configuración que presenta el acelerador.

La energía media es determinada bajo la siguiente ecuación:

$$E_o = 2.33R_{50} \quad (\text{MeV}) \quad (5.2)$$

Donde se tiene que  $E_o = 3.96$  MeV que es la energía media para un haz de electrones de 4 MeV en la superficie del maniquí, esta energía está referida a la medida de calidad del haz de radiación.

#### 5.1.4. Rendimiento del haz de electrones duales en HDR1.

El problema fundamental consiste en determinar la tasa de dosis o rendimiento en cualquier punto del medio irradiado (normalmente agua, por similitud con el cuerpo humano). De esta manera, al prescribir una dosis en un determinado punto, se puede calcular la cantidad de ionización o de dosis absorbida que se referencia a la unidad del acelerador conocido como unidad monitor (UM).

La intensidad de salida del acelerador, tanto para fotones como para electrones, suele estabilizarse para proporcionar un número UM determinado por minuto, ejemplo: 200 UM/min, este valor es intrínsecamente inestable. Por ejemplo: 100 UM podría equivaler a 200 cGy en el máximo de dosis, pueden darse en 30 o 32 segundos, dependiendo la estabilidad del haz en cada instante.

Con los datos obtenidos en la curva medida de PDP de la figura 5.8 podemos determinar el rendimiento para establecer las UM en base a la dosis de prescripción que se a señalada por el médico tratante. La siguiente ecuación establece los parámetros necesarios para determinar el rendimiento ( $D_{w,Q}(z_{max})$ ).

$$D_{w,Q}(z_{max}) = \frac{100}{PDD(z_{ref})} \cdot \frac{M_I}{UM} \cdot h_{pl} \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot N_{D,w,Q_o} \cdot k_{Q,Q_o} \quad (5.3)$$

Donde  $k_{Q,Q_o}$  se refiere a un factor de corrección por calidad del haz de radiación entre la calidad  $Q_o$  de referencia y la calidad  $Q$  del usuario. Este factor se determina en tablas del fabricante referenciado al  $R_{50}$  que se determina en el PDP.

$M_I$  es la lectura obtenida del dosímetro para una polaridad específica, que para el caso en particular fue de + 300 V de polarización en la cámara markus avanzada.  $M_I = 0.93196$  nC.

UM son las unidades monitor utilizadas para la obtención del PDP en la figura 5.8, de donde determinamos el  $z_{max}$  que es la profundidad de dosis máxima. Las UM utilizadas dado que son dos campos de incidencia para un PDP fue de 200 UM.

$h_{pl}$  es el factor de corrección de dosis absorbida en el fantoma RW3 respecto de la dosis absorbida en agua.

$$h_{pl} = \frac{M_I}{M_p} \quad (5.4)$$

donde  $M_I$  es la ionización en agua y  $M_p$  es la ionización en poliestireno (RW3).  $h_{pl} = 1.017$

$k_{TP}$  es el factor de corrección por presión y temperatura, dado que la masa del aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas.

$$k_{TP} = \frac{(273.2+T)P_o}{(273.2+T_o)P} \quad (5.5)$$

donde  $P$  y  $T$  son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente durante la medida y  $P_o$  y  $T_o$  son los valores de referencia (generalmente 101.3 kPa y 20°C).

que para este caso  $T = 21^\circ\text{C}$  y  $P = 783.7$  hPa. Por lo tanto  $k_{TP} = 1.2972$ .

$k_{elec}$  factor de calibración del electrómetro. Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el laboratorio de calibración suministra un factor de calibración para cada uno. En este caso  $k_{elec} = 1.000 \pm 0.5\%$ .

$k_{pol}$  cuando una cámara se utiliza en un haz que produce un efecto de polarización no despreciable, la lectura real se toma como el valor medio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades. Para el uso rutinario de una determinada cámara de ionización, normalmente se adoptan una tensión de colección y una polaridad determinadas. Sin embargo, mediante el uso de un factor de corrección se puede tener en cuenta el efecto de utilizar tensiones de colección de polaridad opuesta en la lectura de la cámara para cada calidad Q de haz.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (5.6)$$

donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente y  $M$  es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa). Las medidas son  $M_+ = 0.93196$  nC,  $M_- = 1.07054$  nC y  $M = 0.93196$  nC. por lo tanto  $k_{pol} = 1.074$

$k_s$  factor de corrección de recombinación de iones. La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones se requiere tal factor de corrección.

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (5.7)$$

donde las constantes  $a_i$  están establecidas en tablas como coeficientes de ajuste cuadrático para el cálculo de  $k_s$  mediante la técnica de las dos tensiones, en haces pulsados y pulsados y barridos, en función del cociente de tensiones  $V_1 / V_2$ , que para este caso  $V_1 / V_2 = 2$ , donde  $V_1 = 300$  V. por lo tanto  $a_1 = 2.337$ ,  $a_2 = -3.636$  y  $a_3 = 2.299$  el  $M_1 = 0.93196$  nC y  $M_2 = 1.07054$  nC

donde  $k_s = 0.914$

$N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración de la cámara markus avanzada en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración. Para este caso  $N_{D,w,Q_0} = 1.438 \times 10^9$  Gy/C

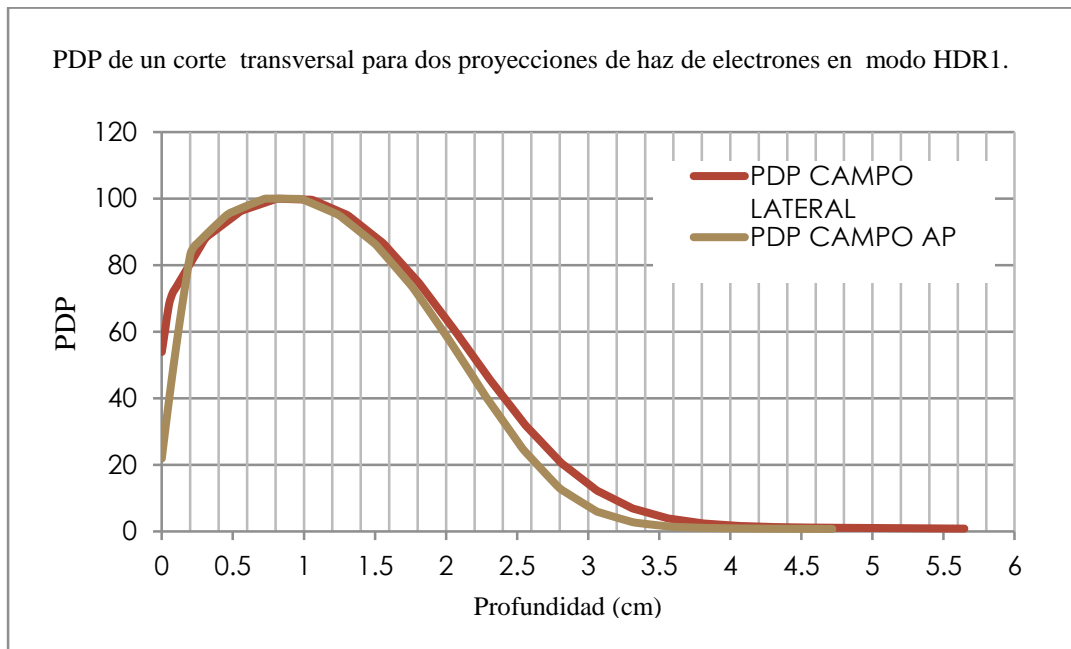
De acuerdo a la ecuación 5.3 tenemos que el rendimiento o tasa de dosis para la incidencia de dos haces de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis, DFS = 201.5 cm y campos abiertos de 40 X 40 cm, se tiene:

$$D_{w,Q}(Z_{max}) = 0.826 \text{ cGy} / \text{UM}$$

En este tratamiento en específico se tiene una prescripción de 1500 cGy en 3 fracciones a piel teniendo que para los campos anteroposterior (AP) y posteroanterior (PA) que tienen un peso de la unidad representan 500 cGy por campo dual y por campo en una sola posición de 250 cGy teniendo de esta manera **por campo en una posición AP o PA es de 303 UM**. Para los campos laterales duales representan el peso del 0.5 lo que implica que por lateral en campo dual es de 250 cGy y por campo en una posición lateral es de 125 cGy lo que implica que las **UM por campo en posición lateral es de 151 UM**.

**5.1.5.** Profundidad de sección transversal en fantoma rando con placa radiográfica, para cuatro campos duales con electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis.

En la siguiente figura 5.9 podemos observar el resultado respecto de la profundidad que alcanza el máximo de dosis para dos direcciones diferentes en un corte transversal del maniquí Rando en que se colocó una placa radiográfica y se sometió al tratamiento. Ambas graficas presentan una profundidad semejante respecto a la dosis máxima que es de 8 mm, que de manera más específica para los campos duales en AP presentan una DFS = 8.2 mm y en el caso de los haces duales en el campo lateral la DFS = 8.4 mm. La variación entre ambas curvas es mínima considerando la anatomía o falta de homogeneidad de la superficie en la incidencia del haz.



**Figura. 5.9.** PDP de haces duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis para un corte transversal medido en el maniquí Rando.

En la siguiente figura 5.10 se muestra la placa radiográfica obtenida del tratamiento de electrones a cuerpo entero que se simuló en el maniquí Rando. Pudiendo observar a simple vista la homogeneidad en la profundidad que alcanza el haz en la periferia del corte transversal.



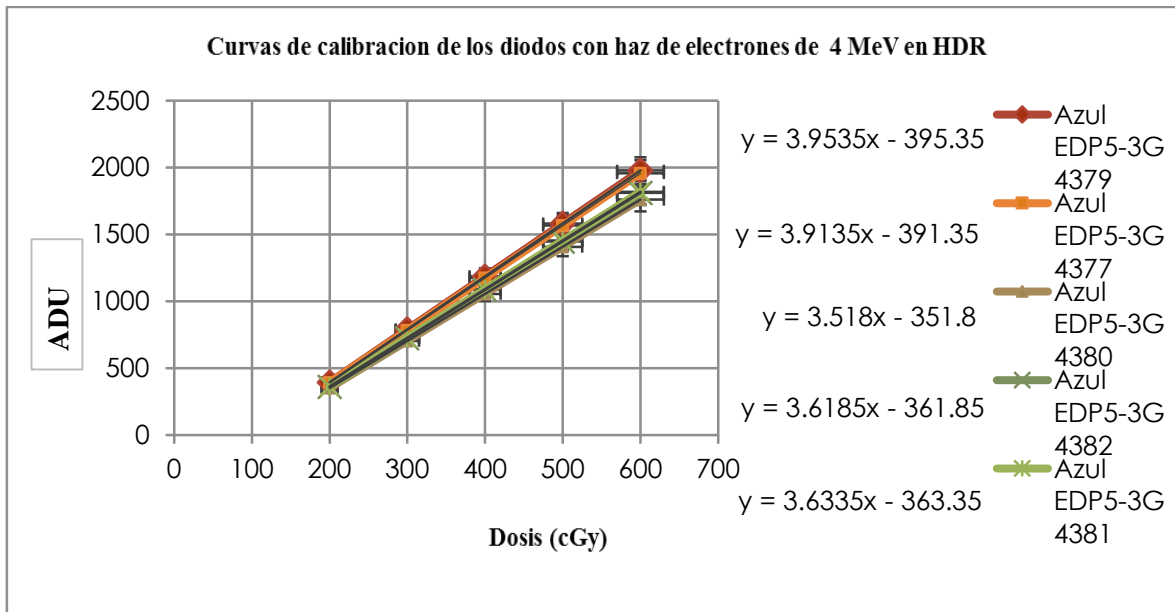
**Figura. 5.10.** Placa radiográfica de campos duales de electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis para un corte transversal medido en el maniquí Rando.

## 5.2. Calibración de diodos semiconductores.

La dosimetría in vivo sería el último de los pasos en el desarrollo de este tratamiento como corroboración aproximada de la dosis absorbida que se imparte a piel en la irradiación de cuerpo entero con electrones. Un punto importante y para evitar problemas de dependencia angular en los diodos, es que estos fueron colocados en los campos AP y PA del tratamiento, quedando normales al eje vertical del paciente, ya que de esta manera en cuanto a la posición fueron calibrados.

En la calibración de los diodos para un haz de electrones de 4 MeV en HDR1 se tienen a diferentes dosis, teniendo la respuesta de los diodos en Unidades Digitales Analógicas (ADU).

En la siguiente figura 5.11, se muestran las curvas obtenidas al medir la respuesta de los diodos a electrones de 4 MeV, estableciendo su curva de calibración, para diferentes dosis.



**Figura. 5.11.** Curvas de calibración para los diodos con haz de electrones en HDR1.

La respuesta de los diodos a un rango de dosis donde regularmente se encuentran la dosis por fracción en este tipo de tratamientos a cuerpo entero, se mantiene lineal teniendo poca variación entre diodos, como se puede apreciar en la figura 5.11. La poca variación que pueden tener ya es en sí a la composición del semiconductor en cuanto a las impurezas del cual está compuesto respecto a las cantidades.

### 5.3. Dosimetría in vivo con diodos semiconductores.

En las tablas 5.9 y 5.10 muestran las dosis medidas con los diodos colocados en las distintas posiciones como se muestra en la figura 4.13, teniendo lecturas de diferentes partes del cuerpo con el fin de tener un monitoreo de la dosis que se está recibiendo en el tratamiento.

**Tabla 5.9.** Lecturas con diodos en la primer sesión de tratamiento a cuerpo entero con electrones en modo HDR1 a paciente en posición AP y PA.

REGION	POSICION	DIODO	Dosis (cGy)
cabeza	AP	3 (4379)	346
pecho	AP	5 (4377)	504
pelvis	AP	4 (4380)	425
pie	AP	2 (4382)	241
tronco	AP	1 (4381)	402
cabeza	PA	3 (4379)	497
pecho	PA	5 (4377)	569
pelvis	PA	4 (4380)	382
pie	PA	2 (4382)	195
tronco	PA	1 (4381)	324
PROMEDIO	-	-	388

**Tabla 5.10.** Lecturas con diodos en la tercera sesión de tratamiento a cuerpo entero con electrones en modo HDR1 a paciente en posición AP y PA.

REGION	POSICION	DIODO	Dosis (cGy)
cabeza	AP	3 (4379)	247
pecho	AP	5 (4377)	369
pelvis	AP	4 (4380)	552
pie	AP	2 (4382)	320
tronco	AP	1 (4381)	425
cabeza	PA	3 (4379)	664
pecho	PA	5 (4377)	340
pelvis	PA	4 (4380)	246
pie	PA	2 (4382)	212
tronco	PA	1 (4381)	307
PROMEDIO	-	-	368

En las regiones de la cabeza y el pie es donde podemos observar que llega menor dosis, considerando que son regiones de menor espesor del cuerpo comparado con la pelvis y el tórax en general. En promedio para ambas sesiones se tiene dosis absorbidas por debajo de la dosis que se quiere impartir esto debido a la homogeneidad de superficie de la anatomía del cuerpo. Un punto de importancia radica en que no todas las zonas del cuerpo se encuentran de igual gravedad por ello podemos decir que por zonas de mayor volumen se tienen mejor dosis absorbida coincidiendo en la gravedad de la zona.

El resultado más importante en este tratamiento se puede observar en los resultados directos en el paciente a quien se le aplico el tratamiento, donde en la figura 5.12 se puede ver el antes del tratamiento con los efectos de la micosis fungoide en la piel.



**Figura. 5.12.** Partes del cuerpo del paciente con micosis fungoide antes del tratamiento de cuerpo entero con electrones a piel en modo HDR1.

En la figura 5.13, se puede observar los resultados del tratamiento 3 meses después de su última sesión donde no se notan rasgos de las lesiones que antes de podía apreciar.



**Figura. 5.13.** Partes del cuerpo del paciente sin micosis fungoide después del tratamiento de cuerpo entero con electrones a piel en modo HDR1.



## CONCLUSIONES.

El tratamiento de irradiación de cuerpo entero a piel con electrones de 4 MeV en alta tasa de dosis, es un procedimiento conocido y practicado en todo el mundo desde hace tiempo bajo técnicas diferentes, de geometría, pesos de campos e incidencias de haces de radiación al paciente, esto bajo las características propias de anatomía, condiciones físicas, de gravedad y regiones de incidencia de la enfermedad. En el presente trabajo se diseñó, midió, trató y verifico un paciente bajo características de limitaciones físicas específicas, que contempla una gama de condiciones que se pueden aplicar a otros pacientes bajo parámetros semejantes a las presentadas en este caso en particular.

Los aspectos tecnológicos y técnicos en el proceso del desarrollo de la técnica de tratamiento se sujetaron a la experiencia obtenida de técnicas semejantes pero con pacientes de pie, y DFS mayores a los 3 m de distancia lo que nos llevó a tener idea de los resultados que se podrían obtener en esta nueva técnica de tratamiento y que se compruebo la eficacia del mismo.

La modificación principal es la geometría y específicamente la DFS que establece para un correcto aplanado del haz una nueva y más amplia angulación del sistema de haces duales como se presenta en el trabajo, teniendo de esta manera condiciones dosimétricas distintas a lo normal para estos tratamientos, generando un nuevo cálculo de dosis absorbida, llevándonos a comprobar mediante placa radiográfica las profundidades que alcanza el haz de electrones y con diodos la estimación de dosis absorbida durante el procesos de ejecución, de esta manera se tiene una correcta forma de corroborar el tratamiento dosimétricamente, conforme a lo que se pide por la parte clínica.

Cabe señalar que la eficacia en estos procedimientos está altamente relacionada con los métodos de medición de dosis y profundidades que llevan a establecer los parámetros geométricos, sin confundir que las características geométricas no dan lugar a cambiar las metodologías de medición, pero si a la forma de ejecutar el tratamiento cuidando la integridad física de los pacientes.

Pese a las diversas técnicas que se presentan en la actualidad para el combate a esta enfermedad, aun no se han contemplado todas las posibilidades de modificación para esta técnica de electrones, dado que las condiciones físicas y anatómicas imponen un sin número de posibilidades para la generación de nuevos procedimientos, llevando así a generar sistemas de dosimetría in vivo de mayor eficacia y practicidad en su aplicación y uso.

## TRABAJO A FUTURO.

Se tienen muchas y variadas cosas por realizar respecto al tema de la irradiación de cuerpo entero a piel con electrones, dado que es un tratamiento perfectible en cuanto a los sistemas de posicionamiento, diseño, dosimetría y sistemas de verificación in vivo.

- ❖ Los sistemas de posicionamiento son variados y los más comunes son para tratamientos con paciente en posición de pie. Aun respecto al método del paciente acostado se puede hacer trabajo en el desarrollo de sistemas de posicionamiento que permitan el uso de campos de incidencia oblicua al cuerpo humano teniendo precisión en la reproducibilidad de los tratamientos.
- ❖ Existen limitantes respecto a la técnica presentada en este trabajo y está relacionado directamente a la talla de los pacientes, de darse el caso de tener pacientes que sobrepasen el 1.8 m de altura esta técnica no podría usarse por que el aplanado falla y presenta un error mayor para tallas por arriba de la mencionada, se necesita desarrollar una geometría para pacientes que requieran estar acostados e implica una nueva dosimetría e inclusive sistemas de posicionamiento adaptables a las posiciones que se requieran.
- ❖ Existen diversos sistemas de dosimetría in vivo que se pueden aplicar a los tratamientos de cuerpo entero para su verificación en el proceso de ejecución. Entre los que se pueden aplicar teniendo un sistema de alternancia durante las sesiones del tratamiento para tener referencias diversas y manejar una comparativa que pueda dar información certera y poder precisar la dosimetría y llevar a cabo un control eficaz, son los dosímetros termoluminiscentes, dosímetros ópticamente estimulados, diodos e inclusive cámaras de ionización.
- ❖ Respecto a la dosimetría aún se puede dar desarrollo a graficas de rendimientos generales respecto a variación de DFS propuestas para diversas tallas de pacientes, esto para técnicas de paciente acostado y de pie, además de generar un sistema general de geometrías de haces duales estableciendo una gama amplia de angulaciones. Generar la dosimetría para poder medir radiación dispersa que contempla la contaminación de rayos x a profundidad que se puede presentar en la unión de los haces duales.

## BIBLIOGRAFIA.

[1] TAREK SHOUMAN, M.D. and ZEINAB EL-TAHER, Ph.D. Total Skin Electron Therapy: A Modified Technique for Small Room Linear Accelerator. *Journal of the Egyptian Nat. Cancer Inst., Vol. 16, No. 4, December: 202-209, 2004*

[2] Perez Quintela B V, Suárez Peñaranda J M. Linfomas cutáneos de células T Revisión de los aspectos histopatológicos más relevantes. *REV ESP PATOL 2004; Vol 37, n.º 2: 181-194.*

[3] Mayles P, Nahum A, Rosenward JC. *Handbook of Radiotherapy Physics.* Taylor and Francis. (2007) 1043, 1044.

[4] Szur. L. The Treatment of Mycosis Fungoides and Related Conditions with Particular Emphasis on Electron Therapy. *Br. J. Cancer (1975) 31, Suppl. II, 368.*

[5] Jia-Ming Wu, Stephen Wan Leung, Chong-Jong Wang, and Chen-Shou Chui. LYING-ON POSITION OF TOTAL SKIN ELECTRON THERAPY. *Int. 3. Radiation Oncology Biol. Phys.. Vol. 39. No. 2. pp. 521-528, 1997*

[6] Scoccola Norberto N. *Curso de física nuclear.* Universidad Favaloro, Argentina. (2004) pp. 2.

[7] Azorín Nieto J, Rivera Montalvo T. Dosimetría Termoluminiscente aplicada a medicina, IX International Symposium XIX National Congress on Solid State Dosimetry, CICATA Legaría, IPN. (2006) pp. 32, 33.

[8] Zaid T. Al-Khatib. Total Skin Electron Therapy Using. Beam Modifiers. Department of Medical Physics, Tawam Hospital, 2006. Pp 6.

[9] Jia-Ming Wu, Stephen Wan Leung, Chong-Jong Wang, and Chen-Shou Chui. LYING-ON POSITION OF TOTAL SKIN ELECTRON THERAPY. *Int. 3. Radiation Oncology Biol. Phys.. Vol. 39. No. 2. pp. 521-528, 1997*

[10] Mayles P, Nahum A, Rosenward JC. *Handbook of Radiotherapy Physics.* Taylor and Francis. (2007) 1043, 1044.

[11] Chen Z, Agostinelli A G, Wilson L D, Nath R. Matching the dosimetry characteristics of a dual-field Stanford technique to a customized single-field Stanford technique for total skin electron therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* Volume 59, Issue 3, 1 July 2004, Pages 872–885.

[12] Reynard E P, Michael D.C. Evans M D.C, Slobodan Devic, Parker W, Freeman C R, Roberge D, Podgorsak E B. Rotational total skin electron irradiation with a linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics,* Vol. 9, No. 4, Fall 2008.

- [13] Platoni K, Diamantopoulos S, et. Al. First application of total skin electron beam irradiation in Greece: Setup, measurements and dosimetry. *European Journal of Medical Physics* Volume 28, Issue 2 , Pages 174-182, April 2012.
- [14] Faiz M, Khan Ph. D. *Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams and Wilkins. 3th Ed. (2003).
- [15] Acosta Mira J, Cañete Hidalgo S. *Manual de Radioprotección*. Universidad de Malaga. (2005) pp. 10, 11.
- [16] Podgoršak E. B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer. (2006).
- [17] Rickards Campbell J. *La Física de las radiaciones en materia*. UNAM. (2001) pp. 3-1, 3-2, 5-1, 6-1, 8-1, 8-2.
- [18] Hecht E. *Óptica*. Pearson 3th Ed (2000) pp. 79, 80.
- [19] Tentoni U. *Bases de radiofísica*. Federación Argentina de Asociaciones de Radiología, Diagnóstico por Imágenes y Terapia Radiante (FAARDIT). (2007).
- [20] Ortega Aaramburu X, Jorba Bisbal J. *Radiaciones Ionizantes (Utilización y riesgos I)*. Institut de Techniques Energetiques (INTE), 2ed (1996) pp. 191-200, 247, 248 .
- [21] James E. Turner, *Atoms, Radiation, and radiation Protection*, John Wiley & Sons. Segunda edición (1995).
- [22] Azorin Nieto. J. *Introducción a la Física Nuclear*. Ediciones científicas AZVEG. UAMI (1997) pp. 185, 186.
- [23] Ministerio del interior. Dirección General de Protección Civil. *Información y Capacitación sobre Emergencias Nucleares*. CIAT. España (1989) pp. 61, 62, 63, 64, 65.
- [24] ICRP. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60*. Oxford Pergamon Press (1991).
- [25] Ramírez Giraldo J C, Arboleda Clavijo C, McCollough C H. *Tomografía computarizada por rayos X fundamentos y actualidad*. *Revista de ingeniería biomédica* (2008) pp. 54-72
- [26] Mayles P, Nahum A, Rosenwald J-C. *Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice*. Taylor and Francis 2007, pp 198 – 214.
- [27] Harder, D., A. Rubach, K.-P. Hermann, A. Überschär. *Medizinische Physik* (1988) (Hrsg: F. Nüsslin) 325-330. *Wasser- und gewebeäquivalente Festkörperphantome fürhochenergetische Photonen und Elektronen*.
- [28] PTW – FREIBURG. *Physikalisch – Technische Werkstätten*. *Manual de usuario, RW3 Maniqui de laminas T29672 y T40006.1.001*. (2011) pp 9-12.
- [29] Knoll G F. *Radiation detection and measurement*. John Wile and sons. (1979).

- [30] Faiz M, Khan Ph. D. Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams and Wilkins. 3th Ed. (2003).
- [31] Fernández Fernández C. Física de las Radiaciones Ionizantes en Radioterapia. Centro Oncológico de Galicia. 2009.
- [32] Trujillo García G. Control Dosimétrico In Vivo en Radioterapia Externa Usando Diodos Semiconductores. Cuba Oncol 14(2); 1998: 129-35.
- [33] ININ. Protección Radiológica Nivel Encargados de Seguridad Radiológica Avanzado. 203-213. 2010.
- [34] Perez Quintela B V. Suarez Pañaranda J M. Linfomas Cutaneos de Celulas T. Rev Esp PATOL; Vol 37, n.º 2: 181-194, 2004.
- [35] S. Gómez Díez, N. Pérez Oliva. Micosis Fungoide y Síndrome de Sezary. Actas Dermosifiliogr. 2001; 92 : 193-206.
- [36] Velázquez González E, Lome Maldonado C, et al. Linfoma Cutáneo Primario Tipo Micosis Fungoide con Epidermotropismo en Fase Tumoral sin Afección Sistemática. Rev Cent Dermatol Pascua. Vol. 20, Núm. 1. 2011.
- [37] Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA). Colección de Informes Técnicos 398. Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con haces Externos. Viena. 2005.
- [38] PTW Freiburg. Manual de Usuario Camara Markus Avanzada Tipo 34045. 2005.
- [39] PTW Freiburg. Manual de Usuario Maniqui de laminas T29672 y T40006.1.001. 2011
- [40] IBA Dosimetry. In Vivo Dosimetry. 2013.
- [41] PTW. Manual de Usuario UNIDOS<sup>webline</sup> Modelos 10021, 10022 y 10023. 2010.
- [42] The Phantom Laboratory. The RANDO® Phantom, RAN100 and RAN110. The Phantom Laboratory.