

# UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA



---

DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

## CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE DIODOS PARA DOSIMETRÍA IN VIVO

TRABAJO RECEPCIONAL EN LA MODALIDAD DE:

**TESINA**

COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER EL TÍTULO DE

## ESPECIALISTA EN FÍSICA MÉDICA CLÍNICA

PRESENTA:

**HUGO CORTÉS GÓMEZ**

Director de Tesis:

**M. en C. Miguel Rodríguez Ponce**



CDMX, CDMX.

JUNIO 2020

# **“CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE DIODOS PARA DOSIMETRÍA IN VIVO”**

**Hugo Cortés Gómez**

Asesor:

M. en C. Miguel Rodríguez Ponce

Universidad Autónoma Metropolitana  
División de Ciencias Básicas e Ingeniería  
2020

# Agradecimientos

En primer lugar, gracias a mis padres por ser los pilares de mi vida y brindarme su amor y apoyo incondicional en cada momento de mi vida.

A todos los físicos médicos y personal que trabajan en el INCan, principalmente en el área de radioterapia, que, por sus enseñanzas, consejos, ayuda y amistad, me han motivado para seguir creciendo intelectualmente.

Especialmente, a mi asesor de tesis, el M. en C. Miguel Rodríguez, por la paciencia, orientación y dedicación que me brindó para el desarrollo de esta investigación.

A la UAM por haberme brindado la oportunidad de ser estudiante de la especialidad de física médica clínica y por todo el estímulo económico ofrecido en el transcurso de mi estancia.

A los pacientes, que con respeto, estuvieron presentes durante la parte experimental de esta tesis y aportaron datos valiosos para la misma.

Por último, pero no menos importante, a mis profesores de la BUAP, siempre estaré muy agradecido con ellos porque fueron una parte esencial de mi formación como físico y gracias a sus conocimientos y consejos me aventuré a este mundo de la física médica.

# Resumen

En radioterapia, la dosimetría *in vivo* es usada como una herramienta para el control de calidad en tratamientos de pacientes, con el propósito de verificar la dosis entregada. En este tipo de dosimetría suelen utilizarse diodos semiconductores por tener una mejor sensibilidad y ofrecer una lectura en tiempo real de la dosis entregada al paciente. El objetivo de este trabajo fue caracterizar diodos semiconductores para su implementación como sistema de dosimetría *in vivo* en tratamientos con irradiación corporal total con electrones (TSET) de 4 MeV. Se obtuvieron los factores de calibración correspondientes, los factores de corrección se calcularon mediante el análisis de la dependencia con la distancia fuente-superficie y el tamaño de campo. El análisis comparativo entre la dosis entregada y la dosis esperada permitió validar si el sistema de diodos puede ser implementado para el control de calidad en este tipo de tratamientos en beneficio del paciente.

**Palabras clave:** diodos, dosimetría *in vivo*, irradiación corporal total con electrones.

# Abstract

In radiotherapy, *in vivo* dosimetry is used as a tool for quality control in patient treatments, in order to verify the delivered dose. In this type of dosimetry, semiconductor diodes are usually used because they have a better sensitivity and offer a real-time reading of the dose delivered to the patient. The objective of this work was to characterize semiconductor diodes for their implementation as an *in vivo* dosimetry system in treatments with total body irradiation with electrons (TSET) of 4 MeV. The corresponding calibration factors were obtained, the correction factors were calculated by means of the dependency analysis with the source-surface distance and the field size. The comparative analysis between the delivered dose and the expected dose allowed validating whether the diode system can be implemented for quality control in this type of treatment for the benefit of the patient.

**Keywords:** diodes, *in vivo* dosimetry, total body irradiation with electrons.

# Índice general

<b>1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS .....</b>	<b>1</b>
1.1 Introducción .....	1
1.2 Planteamiento del problema .....	2
1.3 Justificación y uso de los resultados .....	2
1.4 Objetivos .....	3
1.4.1 <i>General</i> .....	3
1.4.2 <i>Específicos</i> .....	3
<b>2. LA FÍSICA DE LOS DIODOS SEMICONDUCTORES .....</b>	<b>4</b>
2.1 Tipos de diodos .....	4
2.2 Zona de depleción .....	5
2.3 Proceso de operación.....	6
2.4 Factores de corrección.....	8
2.4.1 <i>La tasa de dosis y la distancia fuente-superficie</i> .....	8
2.4.2 <i>La dosis acumulada</i> .....	8
2.4.3 <i>La temperatura</i> .....	8
2.4.4 <i>La dirección</i> .....	9
2.4.5 <i>El tamaño de campo</i> .....	9
2.4.6 <i>La energía</i> .....	9
2.5 Ventajas .....	10
<b>3. TERAPIA DE IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL CON ELECTRONES (TSET) .....</b>	<b>11</b>
3.1 Introducción .....	11
3.2 Recomendaciones para la irradiación corporal total con electrones .....	11
3.3 Técnicas de irradiación.....	12
3.3.1 <i>Técnica de Stanford</i> .....	12
3.3.2 <i>Técnica de 4 campo</i> .....	14
3.4 Dosimetría y Uniformidad .....	15
3.5 Micosis Fungoide (MF).....	15
3.5.1 <i>Definición</i> .....	15
3.5.2 <i>Epidemiología</i> .....	15
3.5.3 <i>Tratamiento</i> .....	16

<b>4. MATERIALES Y MÉTODOS .....</b>	<b>17</b>
4.1 Material y equipo .....	17
4.2 Metodología .....	19
4.2.1 Calibración de los diodos.....	19
4.2.2 Determinación de la dosis absorbida en agua.....	21
4.2.3 Linealidad y Repetibilidad.....	22
4.2.4 Determinación de los factores de Corrección.....	22
4.2.4.1 Dependencia por el tamaño de campo.....	22
4.2.4.2 Dependencia por la distancia fuente-superficie.....	22
4.2.4.4 Dependencia por la temperatura.....	23
4.3 Dosimetría <i>in vivo</i> .....	23
4.4 Cálculo de la dosis de entrada .....	25
4.5 Cálculo de incertidumbres.....	25
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>27</b>
5.1 Repetibilidad .....	27
5.2 Factores de calibración.....	28
5.3 Linealidad .....	28
5.4 La dependencia por la tasa de dosis .....	29
5.5 La dependencia por el tamaño del campo .....	29
5.6 La dependencia por la distancia fuente-superficie .....	30
5.7 Dependencia Angular .....	31
5.8 Dosimetría <i>in vivo</i> .....	32
<b>6. ANÁLISIS.....</b>	<b>38</b>
<b>7. CONCLUSIÓN .....</b>	<b>45</b>
<b>8. GLOSARIO .....</b>	<b>47</b>
<b>9. REFERENCIAS .....</b>	<b>48</b>
<b>10. APÉNDICE.....</b>	<b>52</b>

# Índice de figuras

<i>Figura 1- 1. Tipos de diodos: a la izquierda representa uno de tipo P y a la derecha uno de tipo N. ....</i>	<i>5</i>
<i>Figura 1- 2. Diagrama del diodo tipo P usado en la dosimetría in vivo, imagen modificada de [43]. ....</i>	<i>5</i>
<i>Figura 1- 3. Diodo de unión P-N y región de agotamiento. ....</i>	<i>6</i>
<i>Figura 1- 4. Corriente inducida por la radiación incidente, donde W representa el ancho de la zona de agotamiento. ....</i>	<i>7</i>
<i>Figura 3- 1. Posiciones del paciente en la Técnica de Stanford [29]. ....</i>	<i>13</i>
<i>Figura 3- 2. Posicionamiento del gantry para generar los campos duales [29]. ....</i>	<i>13</i>
<i>Figura 3- 3. Posicionamiento del paciente para la técnica de 4 campos y el esquema del tratamiento. ....</i>	<i>14</i>
<i>Figura 3- 4. Paciente con micosis fungoide, destaca por la presencia de múltiples lesiones tumorales (manchas de color marron) alrededor de la piel. ....</i>	<i>16</i>
<i>Figura 4- 1. Diagrama experimental para las medidas con la cámara plano-paralela. Condiciones de irradiación: un tamaño de campo de 10×10 cm, una SSD de 100 cm, un ángulo de 0°, una tasa de dosis de 400 UM/min y 100 UM. ....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 4- 2. a) El Centrado con el cross-hair y b) Diagrama experimental para las mediciones con los diodos bajo las condiciones de referencia. ....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 4- 3. Componentes del sistema de dosimetría in vivo a) 6 diodos para electrones (el SN-461 no funciona) y b) la caja de conexión de los detectores, el cual consta de 12 canales por lo que es posible conectar hasta 12 diodos al mismo tiempo. ....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 4- 4. Regiones del cuerpo elegidas donde se determinaron las dosis de entrada. ....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 5- 1. Repetibilidad de los diodos, se muestra el valor promedio y la desviación estándar (SD) de cada señal en intervalo de 5 min. ....</i>	<i>27</i>
<i>Figura 5- 2. Respuesta de los diodos en función de las Unidades Monitor (UM). ....</i>	<i>28</i>
<i>Figura 5- 3. Dependencia de la tasa de dosis en los diodos. ....</i>	<i>29</i>
<i>Figura 5- 4. Factores de corrección por el tamaño de campo para los 5 diodos. ....</i>	<i>29</i>

<i>Figura 5- 5. Factores de corrección por la dependencia de la distancia fuente-superficie.</i>	30
<i>Figura 5- 6. Dependencia direccional (axial) de los diodos 458 y 460 en un rango de <math>-10^{\circ}</math> a <math>10^{\circ}</math>.</i>	31
<i>Figura 5- 7. Dependencia direccional (azimutal) de los diodos 458 y 460 en un rango de <math>-10^{\circ}</math> a <math>10^{\circ}</math>.</i>	32
<i>Figura 5- 8. Variación en la homogeneidad del Campo AP medida con diodo y película.</i>	36
<i>Figura 5- 9. Variación en la homogeneidad del Campo PA medida con diodo y película.</i>	36
<i>Figura 5- 10. Variación en la homogeneidad del Campo LD medida con diodo y película.</i>	37
<i>Figura 5- 11. Variación en la homogeneidad del Campo LI medida con diodo y película.</i>	37
<i>Figura 6-1. Dosimetría en el a) Paciente Femenino A y b) Paciente Masculino B. Nótese la variación en la complexión física de ambos pacientes.</i>	42
<i>Figura 6-2. Irradiación y representación de la curvatura anatómica de los pacientes en TSET.</i>	43

# Índice de tablas

<i>Tabla 4- 1. Características de los diodos utilizados para la dosimetría in vivo. ....</i>	<i>17</i>
<i>Tabla 4- 2. Características de la cámara plano-paralela empleada. ....</i>	<i>18</i>
<i>Tabla 4- 3. Características del electrómetro utilizado para la cámara de ionización plano-paralela. ....</i>	<i>18</i>
<i>Tabla 4- 4. Características del electrómetro utilizado para los diodos. ....</i>	<i>18</i>
<i>Tabla 4- 5. Características de las placas de agua solida* utilizadas. ....</i>	<i>19</i>
<i>Tabla 4- 6. Canal y área correspondiente a cada diodo para la dosimetría in vivo. ....</i>	<i>24</i>
<i>Tabla 5- 1. Valores de corriente (nC), señal promedio y la desviación estándar obtenidos. ....</i>	<i>27</i>
<i>Tabla 5- 2. Numero de Serie de los diodos y sus respectivos factores de calibración de entrada para una calidad de haz de 4 MeV. ....</i>	<i>28</i>
<i>Tabla 5- 3. Funciones de segundo grado que describen la dependencia de los diodos con el tamaño de campo, se incluye el valor de R cuadrado. ....</i>	<i>30</i>
<i>Tabla 5- 4. Funciones de segundo grado que describen el comportamiento de los diodos con la distancia fuente-superficie, se incluye el valor de R cuadrado. ....</i>	<i>31</i>
<i>Tabla 5- 5. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Antero-Posterior. ....</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 5- 6. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Posterior-Anterior. ....</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 5- 7. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Lateral Derecho. ....</i>	<i>34</i>
<i>Tabla 5- 8. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Lateral-Izquierdo. ....</i>	<i>34</i>
<i>Tabla 5- 9. Diferencias promedios por región de la dosimetría in vivo obtenida entre los diodos y las películas. ....</i>	<i>35</i>
<i>Tabla 5- 10. Homogeneidad de la dosis prescrita al ombligo medida con diodo y película. * La película se despego ligeramente de la piel del paciente. ....</i>	<i>35</i>
<i>Tabla 5- 11. Homogeneidad de la dosis prescrita al ombligo medida con diodo y película. ....</i>	<i>35</i>

# Capítulo 1

## Introducción y objetivos

### 1.1 Introducción

Con el descubrimiento de los rayos X en 1895 por parte de Wilhelm Conrad Roentgen y los avances en la medicina, hoy en día, la radiación ionizante es uno de los métodos más comunes utilizados para el tratamiento del cáncer [1]. El uso de la radiación ionizante en terapias contra el cáncer se conoce como radioterapia. En radioterapia la finalidad, para un tratamiento curativo, es entregar altas dosis de radiación a un tumor y minimizar la dosis recibida al tejido sano que lo rodea. El haz de radiación es entregado mediante un acelerador lineal (LINAC), el cual es capaz de producir haces de fotones y electrones con energías de 6 MV hasta 20 MV y de 4 MeV hasta 22 MeV respectivamente. La elección del haz usado en un tratamiento, dependerá de la lesión a tratar [2].

La eficacia en el tratamiento con radioterapia radica en que la dosis entregada al tumor no varíe significativamente con respecto a la dosis prescrita [3]. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) recomienda una exactitud total en la dosis entregada al tumor entre -5% y +7% de la prescripción. [3]. Sin embargo, cada paso ejecutado durante el tratamiento contribuye a la incertidumbre total en la dosis entregada, la cual puede aumentar sobre todo cuanto más complejo sea la planificación de un tratamiento. Tales variaciones en la dosis entregada afectan la reducción local del tumor [4]. Un punto importante durante el tratamiento, es el monitoreo de la dosis entregada al paciente, es decir, el control de calidad en la irradiación del tratamiento, siendo verificado únicamente mediante la dosimetría *in vivo*. Por esta razón, la Sociedad Americana de

## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Físicos Médicos (AAPM) y otras organizaciones recomiendan la práctica de la dosimetría *in vivo*.

La dosimetría *in vivo* permite verificar directamente la dosis entregada al paciente durante el tratamiento mediante la comparación de la dosis medida con la dosis prescrita (la dosis esperada). Para su implementación se requiere el uso de detectores de radiación como los diodos. En este proyecto se aborda el uso de los diodos semiconductores en la dosimetría *in vivo* para determinar la dosis de entrada en las técnicas de irradiación de cuerpo entero con electrones (TSET), haciendo énfasis a la calibración de los diodos semiconductores.

### 1.2 Planteamiento del problema

En tratamientos de TSET con electrones se desea tener una homogeneidad de la dosis en toda la piel (volumen objetivo) del  $\pm 10\%$  hasta un  $\pm 15\%$  de la dosis prescrita a lo largo del paciente [37]. Sin embargo, el alcance de este objetivo se ve comprometido por las dificultades técnicas y dosimétricas que suelen presentarse, las cuales están relacionadas por (1) el paciente: la anatomía de la piel, siendo el órgano más grande del cuerpo, presenta irregularidades en su superficie y un grosor variable y (2) por factores del propio equipo de tratamiento: el rendimiento, el tamaño de campo y la distancia fuente-superficie (SSD) extensa. Por lo tanto, una inhomogeneidad en la distribución de la dosis puede ocurrir en algunas regiones del cuerpo. A partir del protocolo implementado en este trabajo para la dosimetría *in vivo*, será posible identificar como es la distribución en la dosis entregada sobre toda la superficie de la piel a una profundidad particular en tratamientos clínicos de TSET y evaluar si la homogeneidad no difiere más del 10 % de lo esperado o se encuentra lo más cercano a dicho valor sin causar daño alguno al paciente.

Se debe tomar en cuenta que ciertos detectores de radiación no son útiles para realizar este tipo de dosimetría y no todos proporcionan una alta resolución espacial. En este trabajo, el detector utilizado en la dosimetría *in vivo* en tratamientos de TSET, es un arreglo de diodos semiconductores. La caracterización de estos detectores es un paso importante y previo a la dosimetría *in vivo* para obtener medidas de dosis lo más exactas y confiables posibles, la caracterización se hará para cada diodo y se considerará los factores que afectan la respuesta del diodo a la radiación porque incluso siendo del mismo arreglo, un diodo puede diferir de otro, principalmente porque las condiciones en las cuales se realiza la calibración son totalmente distintas a las condiciones de tratamiento de TSET.

### 1.3 Justificación y uso de los resultados

El uso de un sistema de diodos en la dosimetría *in vivo* en tratamientos de TSET con electrones permitirá verificar la dosis prescrita a la piel en pacientes diagnosticados con micosis fungoide. Por lo tanto, el punto clave en ello es la caracterización del conjunto de diodos. Su importancia radica en entender el comportamiento de su respuesta o señal a diferentes condiciones de irradiación y en base a ello, determinar que parámetros deberán

aplicarse a sus lecturas para obtener medidas corregidas, exactas y cuantitativas de la dosis entregada a la piel en pacientes diagnosticados con micosis fungoide.

Además, el uso de los diodos semiconductores en la dosimetría *in vivo* presenta las siguientes ventajas: obtener lecturas en tiempo real y la detección de diferentes errores que dan origen a la impartición de una dosis incorrecta, como una técnica incorrecta (una configuración geométrica incorrecta, por ejemplo, una técnica isocéntrica (SAD) en lugar de una SSD (Distancia fuente-piel), un modificador del haz incorrecto e incluso un cambio en el rendimiento del equipo.

Por último, las mediciones de la dosis *in vivo* en el tratamiento de la micosis fungoide permitirán identificar ciertas regiones del cuerpo con una sobredosis o una subdosis de radiación, es decir, la evaluación en la homogeneidad de la dosis entregada, con lo cual se determinará si es necesario aplicar un nuevo tratamiento usando campos de refuerzos locales (boost) o llevar a cabo una corrección en la dosis prescrita. Esto ayudara a evitar cualquier toxicidad y recurrencia de la enfermedad, logrando al final un aumento en la eficacia del tratamiento.

## 1.4 Objetivos

### 1.4.1 General

- Implementar un método para la caracterización de la respuesta de un sistema diodos tipo P para su uso en tratamientos de TSET con electrones de 4 MeV.

### 1.4.2 Específicos

- Calibrar los diodos para un haz de electrones con energía de 4 MeV.
- Estudiar la dependencia de la respuesta de los diodos en factores como la distancia fuente-superficie, tamaño de campo y la dirección angular.
- Implementar un protocolo de dosimetría *in vivo* mediante el uso de los diodos como parte de un control de calidad en tratamientos clínicos, específicamente para tratamientos de TSET con electrones de 4 MeV.

# Capítulo 2

## La física de los diodos semiconductores

### 2.1 Tipos de diodos

Los diodos usados para dosimetría *in vivo* son detectores semiconductores de silicio (Si). Un cristal de silicio consiste de átomos de silicio con cuatro electrones de valencia unidos por enlaces covalentes. Para alterar las propiedades eléctricas del material, el cristal de silicio es dopado con impurezas. Las impurezas pueden ser de un elemento pentavalente (cinco electrones de valencia) llamado donador, por ejemplo, fósforo, el cual contribuye a un exceso de electrones; o con boro, un elemento tetravalente (cuatro electrones de valencia) llamado aceptador que contribuye a un exceso de huecos. A este exceso de electrones o huecos se le conocen como los portadores mayoritarios [38].

Si hay un exceso de electrones, el semiconductor será un tipo N, mientras que, si hay un exceso de huecos, será un tipo P. Un diodo se crea combinando un semiconductor tipo P con uno de tipo N. Un diodo con una base dopada de material P y material N dopado en la superficie es un diodo de tipo P, y en caso contrario representa uno de tipo N, como se muestra en la figura 1-1. La unión de un semiconductor tipo P con uno tipo N forma la denominada unión tipo P-N [39].

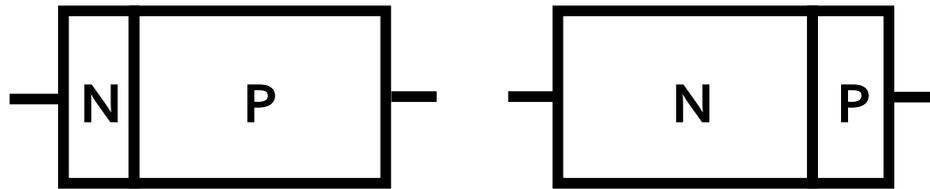


Figura 1-1. Tipos de diodos: a la izquierda representa uno de tipo P y a la derecha uno de tipo N.

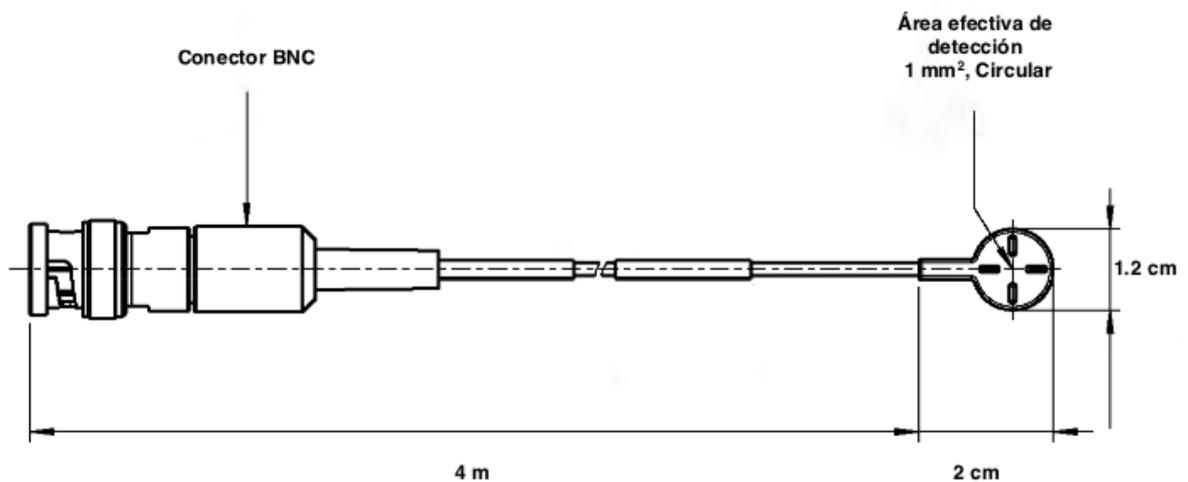


Figura 1-2. Diagrama del diodo tipo P usado en la dosimetría in vivo, imagen modificada de [43].

## 2.2 Zona de depleción

Entre el límite de los materiales de la base y superficie de un diodo, se crea una región de contacto directa llamada la unión p-n. En esta región los portadores mayoritarios de una región se desplazan hacia la región contraria. Es decir, los electrones del lado N se mueven hacia el lado P dejando solo iones con carga positiva en el lado N y los huecos del lado P se dirigen hacia el lado tipo N dejando iones con carga negativa en el lado P. El área establecida por estas cargas opuestas se le conoce como zona de depleción o agotamiento, posee un ancho de unos cuantos micrómetros y está libre de cargas. Como consecuencia, cuando el equilibrio es alcanzado, las cargas eléctricas crean un campo eléctrico muy alto en dicha zona  $\left(\frac{10^3 V}{cm}\right)$  [27], lo cual evita una mayor difusión de los portadores mayoritarios. El ancho de la zona de depleción depende de la cantidad de dopaje que exista en los lados P y N, el ancho abarcará más sobre el lado de menor dopaje. Si el dopaje es igual en ambos lados, el ancho de esta zona es igual en ambos lados como se observa en la figura 1-3.

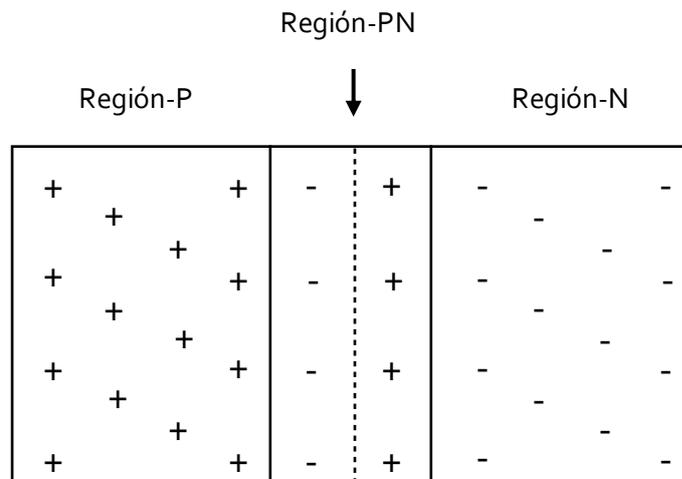


Figura 1- 3. Diodo de unión P-N y región de agotamiento.

## 2.3 Proceso de operación

La colección de la carga ocurre de la siguiente manera:

Cuando la radiación ionizante incide en el diodo, produce pares de electrones-hueco en el material y los portadores minoritarios (electrones en el lado P y huecos en el lado N) producidos son atraídos por el campo eléctrico hacia la zona de depleción antes de recombinarse, siempre que la longitud de difusión sea lo suficientemente larga. La porción de los portadores minoritarios que alcanzan la región de agotamiento definen las longitudes de difusión,  $L_p$  y  $L_n$ . Una corriente puede ser medida si el diodo es conectado a un electrómetro. La colección de carga es posible debido al campo eléctrico intenso a través de la zona de agotamiento, por ello no se requiere aplicar un voltaje externo. La carga producida es proporcional a la dosis depositada en la región de agotamiento y la corriente fluye de la región N a la región P. Hay que considerar que la corriente generada por la radiación ionizante y la corriente de fuga debido al electrómetro contribuyen a la corriente total medida [27]. Este proceso es mostrado en la figura 1-2.

En un diodo el volumen sensible es la región de depleción y suele ser muy pequeño (de apenas unos  $0.2$  a  $0.3 \text{ mm}^3$ ). Además, la energía promedio para producir un par de electrón-hueco en el silicio es de  $3.5 \text{ eV}$  comparado con los  $34 \text{ eV}$  requeridos en aire, por ello en un volumen sensitivo tan pequeño se puede obtener una señal adecuada (mayor carga) y, por lo tanto, una resolución espacial alta. Por esta razón poseen una sensibilidad por volumen de hasta  $18,000$  veces mayor que una cámara de ionización.

La sensibilidad, definida como la carga colectada por unidad de dosis de un diodo, está determinada por la vida media de los portadores minoritarios y depende de un proceso llamado recombinación indirecta [5]. Este modo predomina en los diodos de silicio,

consiste en la captura de un portador minoría por un centro de Recombinación-Generación (RG) y su posterior recombinación con un portador mayoría. Un centro de recombinación es causado por los defectos e impurezas del cristal de silicio. Cuando el nivel de impurezas es alto, el tiempo de vida de los portadores minoritarios se acorta porque existe una mayor cantidad de centros de recombinación RG y la sensibilidad se ve afectada. Por lo tanto, si una pequeña fracción de los portadores minoritarios son capturados por los centros de RG, existirá una mayor carga colectada y entonces la sensibilidad del diodo se incrementa.

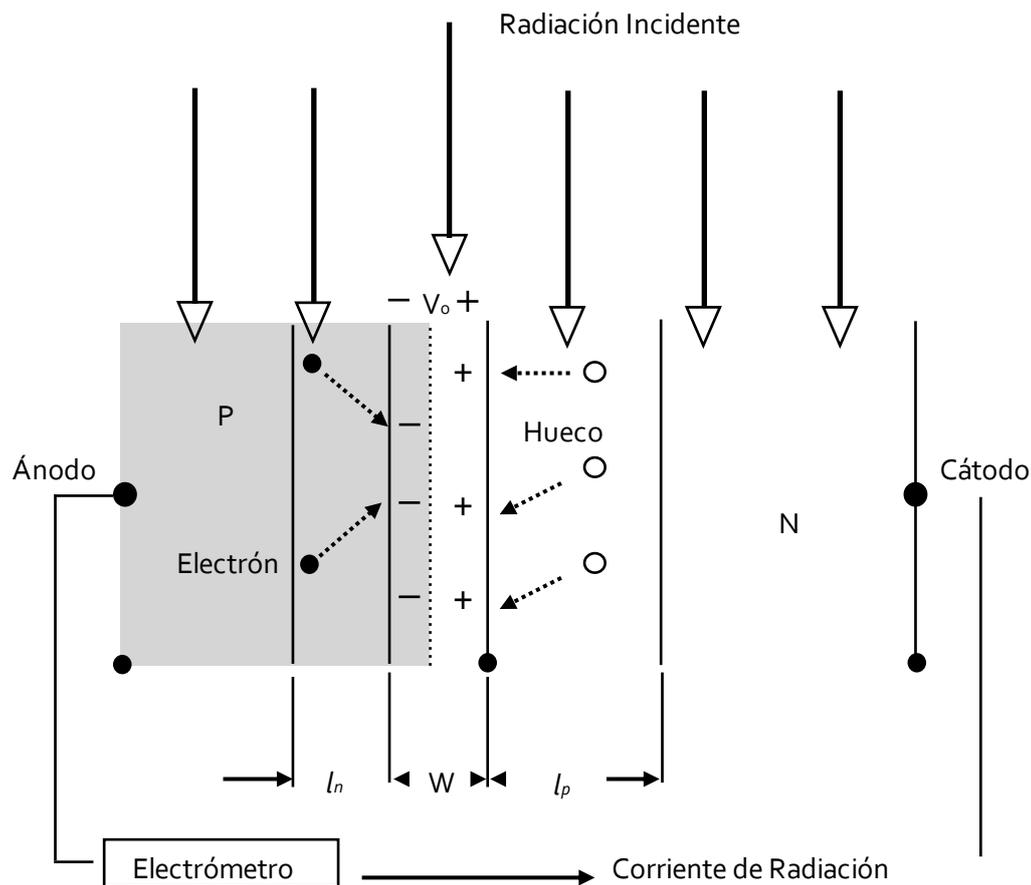


Figura 1-4. Corriente inducida por la radiación incidente, donde  $W$  representa el ancho de la zona de agotamiento.

Si el diodo es expuesto a dosis altas acumuladas ( $>kGy$ ) ocurre un defecto de daño producido por la radiación, el cual acorta el tiempo de vida de los portadores minoritarios y en consecuencia la sensibilidad disminuye. Los diodos de silicio tipo P presentan un menor defecto de daño por la radiación porque los huecos son atrapados más fácilmente que los electrones, es por ello que suelen utilizarse más para la dosimetría en radioterapia [15].

## 2.4 Factores de corrección

La sensibilidad del diodo se ve afectada por los siguientes factores [27]:

- La tasa de dosis
- La dosis acumulada
- La temperatura
- La dirección (de la radiación incidente)
- El tamaño de campo
- La energía (del haz)

### 2.4.1 La tasa de dosis y la distancia fuente-superficie

Los cambios en la distancia fuente-superficie (SSD) pueden afectar las mediciones obtenidas por los diodos. Por lo general, en tratamientos clínicos, la SSD del paciente varía en un intervalo desde los 80 cm a 120 cm, sin embargo, en tratamientos de TSET puede ser superior a los 300 cm. De igual manera la tasa de dosis varía debido a la distancia fuente-superficie y a su vez la probabilidad de la recombinación indirecta. Por ejemplo, para una SSD corta, la tasa de dosis instantánea aumenta y la generación de portadores minoritarios también se incrementa con lo cual la concentración de centros RG es insuficiente para mantenerlos atrapados y recombinarlos, entonces la sensibilidad del diodo aumenta. Sin embargo, el cambio en la sensibilidad dependerá de las características del diodo (die) y de la concentración de los centros RG.

### 2.4.2 La dosis acumulada

Esta dependencia en la sensibilidad se debe a la introducción de impurezas (plata y oro) al diodo y a la radiación ionizante, los cuales crean un defecto al silicio del diodo y la producción de centros RG y trampas de portadores (defectos que capturan portadores, pero con una probabilidad de recombinación muy baja). Al incrementarse el número de centros de RG, el tiempo de vida de los portadores minoritarios se reduce y, por lo tanto, disminuye la sensibilidad del diodo. Esta dependencia es cuantificada por un coeficiente de daño. Los haces de electrones suelen ser más dañinos. Sin embargo, en haces de fotones energéticos (>10 MeV), este daño es mayor por la contaminación de neutrones (poseen un alto coeficiente de daño) [6]. Este efecto puede ser reducido pre irradiando al diodo a una dosis alta (kGy), aunque inicialmente la sensibilidad se verá reducida por el efecto del daño de la radiación, posteriormente hará que el efecto de la sensibilidad por la dosis acumulada sea menos pronunciada.

### 2.4.3 La temperatura

La corriente generada en un diodo puede incrementar o disminuir con la temperatura. El cambio en el porcentaje de la sensibilidad por grado de temperatura se representa con el coeficiente de temperatura, va depender de la movilidad y el tiempo de vida de los

portadores. Cuando el coeficiente de temperatura es positivo, con un incremento en la temperatura, el tiempo de vida de los portadores se incrementa porque hay una mayor probabilidad de liberarlos de los centros RG y trampas, y de esta forma la sensibilidad aumenta. La variación en la sensibilidad tiende a aumentar a dosis muy altas ( $>10$  kGy) y después comienza a estabilizarse. Esta dependencia es dominante para aquellos diodos con un coeficiente de temperatura positivo. De acuerdo a lo reportado por diferentes autores, este cambio debe estar entre  $+0.1$  y  $+0.53\%$   $^{\circ}\text{C}$  [7,8,9,10]. Grussel y Rikner mostraron que el coeficiente de temperatura fue de  $0.3\%$   $^{\circ}\text{C}$  para un diodo tipo P con una dosis acumulada de hasta 6 kGy con un haz de 20 MeV [11].

Por otro lado, en la dosimetría *in vivo* es aconsejable hacer un reinicio del electrómetro después de haber colocado los diodos sobre el paciente y en caso de observar una variación en la respuesta mayor que el  $0.4\%$  por  $^{\circ}\text{C}$ , es recomendable corregir por la diferencia entre la temperatura de calibración y la de la piel del paciente. Contrario a una cámara de ionización, esta dependencia por la temperatura es más pequeña en los diodos e independiente de la presión y humedad [12].

Van Dam, Leunens y Dtreix sugieren no corregir por esta dependencia argumentando que el tiempo entre la medición del detector es muy corto y los tiempos de tratamiento son menores a 1 minuto, excepto en tratamientos de TSET prolongados a una tasa de dosis baja [7]. Basados en los estudios [7,10,11,12] se decidió no corregir por este efecto en las mediciones obtenidas en esta tesis.

### 2.4.4 La dirección

La lectura de un diodo colocado en la superficie de un maniquí o sobre la piel de un paciente puede cambiar de acuerdo a su orientación con respecto a la dirección del haz incidente. Esta dependencia es causada por la construcción (forma) del diodo, por la retro dispersión proveniente del paciente o maniquí y evidentemente se ve reflejada cuando el diodo es colocado a un ángulo no perpendicular al eje central del haz o en mediciones fuera del eje del haz, como ocurre en situaciones clínicas. Usualmente esta dependencia es despreciable para ángulos menores a  $\pm 30^{\circ}$  [13].

### 2.4.5 El tamaño de campo

Está relacionado con el factor de dispersión total, es decir, al aumentar el tamaño de campo aumenta la dispersión y en consecuencia se crea una diferencia entre la contaminación electrónica sobre la superficie del diodo y a la profundidad de  $d_{\text{max}}$ .

### 2.4.6 La energía

Esta dependencia es debida al material que rodea al diodo. En ocasiones está hecho de un número atómico alto ( $Z=14$ ) comparado con el del agua, produciendo una mayor contaminación electrónica.

En los diodos, el uso de una capucha (material de encapsulamiento) hecha de material de tejido-equivalente y delgada proporciona una buena respuesta para haces de electrones en un intervalo de 3 MeV a 50 MeV, en la cual la variación del cociente de los poderes de frenado entre el agua y el silicio es menor del 3% [14], de ahí la importancia del manejo de los diodos bajo la energía a la cual estén recomendadas.

## 2.5 Ventajas

Las principales ventajas del diodo son:

- Una alta sensibilidad
- No requieren de un voltaje externo
- Una mayor resistencia mecánica
- Proporcionan una lectura en tiempo real de la dosis medida.
- Son de menor costo (comparado con una cámara de ionización o un dosímetro de termoluminiscencia).

Por esta razón, el uso de los diodos en la dosimetría *in vivo* ha ganado popularidad, principalmente para tratamientos de irradiación corporal total con electrones (TSET).

En esta tesis se optó por utilizar diodos tipos P para uso en la dosimetría *in vivo*, pues además de presentar las ventajas mencionadas arriba, en comparación con los diodos tipo N son más resistentes a la radiación, las trampas generadas por la radiación capturan más portadores minoritarios (huecos) en los diodos tipo N que electrones en los diodos tipo P; los factores de corrección por la SSD y el tamaño de campo son más pequeños (menores que el 2%) y no requieren recalibraciones frecuentes; una recalibración será necesaria después de 1 kGy [15].

# Capítulo 3

## Terapia de Irradiación Corporal total con Electrones (TSET)

### 3.1 Introducción

Fue introducida como una técnica para el tratamiento de la micosis fungoide en 1950 [16][17], la cual se caracteriza por la proliferación de las células cutáneas T. La terapia de irradiación corporal total con electrones (TSET) es considerada una técnica especial porque a diferencia de los tratamientos de radioterapia estándares, los campos de tratamientos usados en TSET exceden el tamaño del volumen irradiado (cuerpo entero) en todas las direcciones, de cabeza a pie y de izquierda a derecha. Los tratamientos de TSET con haces de electrones se emplean en enfermedades cutáneas en las cuales se requieren la irradiación completa de la piel o una parte significativa de ella y al mismo tiempo lograr una toxicidad baja. Por lo tanto, el objetivo es entregar una dosis lo más uniforme posible a toda la superficie de la piel a cierta profundidad, protegiendo órganos adyacentes y minimizar la dosis al cuerpo entero proveniente de la radiación de frenado [18]. Dicho objetivo dependerá de la técnica de irradiación seleccionada (4, 6 u 8 campos), la energía del haz de electrones (determina la profundidad de la dosis) y la aplicación de una dosimetría.

### 3.2 Recomendaciones para la irradiación corporal total con electrones

- El intervalo de energía preferible para depositar la dosis prescrita sobre la piel del paciente y proteger lo mejor posible el tejido sano es de: 4 a 8 MeV [34][35].
- La mayor parte de la radiación ionizante debe ser depositada en la epidermis y dermis. Sin embargo, por la irregularidad en la superficie del cuerpo humano la distribución resultante no es del todo uniforme.
- La tolerancia en la no homogeneidad de la distribución de la dosis prescrita en el plano de tratamiento no debe superar el 10%, esto de acuerdo a las recomendaciones de la European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC) [19].

- La distancia óptima entre la fuente y el paciente debe ser en un intervalo de 3 a 8 m. A distancias menores que 3 m la homogeneidad en la dosis disminuye y aumenta la contaminación por fotones. Por otro lado, a distancias mayores que 8 m, el tiempo para administrar una fracción del tratamiento se incrementa.
- La toxicidad debe ser la mínima. Principalmente, la dosis total que recibe la médula ósea debido a la contaminación por fotones debe ser  $<0.7$  Gy para evitar alguna secuela hematológica.
- La dosis que reciben los globos oculares no debe superar el 15% de la dosis prescrita. Para ello será necesario protegerlos con algún tipo de blindaje.
- Se recomienda una dosis total prescrita de 31 Gy a 36 Gy a superficie de la piel, mientras que la dosis por fracción debe ser de 1 Gy a 2 Gy. El tratamiento administrado es de 4 veces por semana, con días de descanso: miércoles, sábado y domingo. La duración del tratamiento debe comprender un periodo de 6 a 9 semanas.
- Un total de 30 a 36 Gy es recomendable para reducir los efectos secundarios.
- A partir de la superficie de la piel, la profundidad a la cual se entrega el 80% de la dosis prescrita debe ser  $\geq 4$  mm a lo largo del eje del haz. Una dosis mínima de 26 Gy debe ser entregada con la línea de isodosis del 80%. De esta forma se asegura que la epidermis y la dermis se encuentran dentro de la región de mayor dosis [40].
- La dosis a 20 mm de profundidad desde la piel debe ser  $<20\%$  de la dosis prescrita para reducir la dosis a las estructuras subyacentes [41].
- Deber ser práctico, cómodo y eficiente para el paciente.

### 3.3 Técnicas de irradiación

Con el fin de maximizar la dosis depositada en la superficie de la piel, y debido a la complejidad que surge para cumplir dicho objetivo, se han desarrollado diferentes técnicas de irradiación para la TSET. Todas se basan en el posicionamiento y la orientación adecuada del paciente y el número de campos administrados.

Actualmente el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) reconoce tres técnicas diferentes de irradiación para la TSET: la traslacional, la rotacional y la de Stanford [20] [21]. Por ser una de las técnicas más empleadas en los centros oncológicos, en esta tesis solo se abordará brevemente la técnica de Stanford y la técnica utilizada en el INCan, la cual es una modificación de la técnica de Stanford.

#### 3.3.1 Técnica de Stanford

Una de las técnicas empleadas para la TSET es la técnica de Stanford, en la cual el paciente se encuentra de pie, inmóvil y es colocado en seis posiciones diferentes para ser tratado con campos duales y a una SSD de 3 m del isocentro. El tamaño de cada campo de tratamiento es la suma de dos campos, en los cuales el primer campo abarca la parte inferior del cuerpo, desde los pies hasta el abdomen y el segundo comprende la parte superior del cuerpo, desde el abdomen hasta la punta de los dedos de las manos. Durante el tratamiento, el gantry es colocado a  $\pm 20^\circ$  con respecto al eje central del haz de radiación. Las 6 posiciones del paciente (anterior, posterior, oblicuo anterior derecho, oblicuo anterior

izquierdo, oblicuo posterior derecho, oblicuo posterior izquierdo,) cambian cada  $60^\circ$  con respecto al eje longitudinal del paciente y son irradiados con los campos duales en cada posición. La mano levantada del paciente determina la orientación izquierda o derecha del paciente. Por día 3 campos duales son tratados; en el 1er día, el anterior y los dos oblicuos posteriores y el 2do día, el posterior y los dos oblicuos anteriores.

Aunque existe una variedad de energías, las cuales pueden ser usadas para esta técnica, la energía más empleada es la de 6 MeV. En un haz de electrones con energía de 9 MeV, para dispersar los electrones incidentes y atenuar la contaminación de rayos X, la cual es mayor en el eje central del haz, se utiliza una placa de polimetilmetacrilato (PMMA) de un grosor de 1 cm, colocada aprox. a 20 cm del paciente.

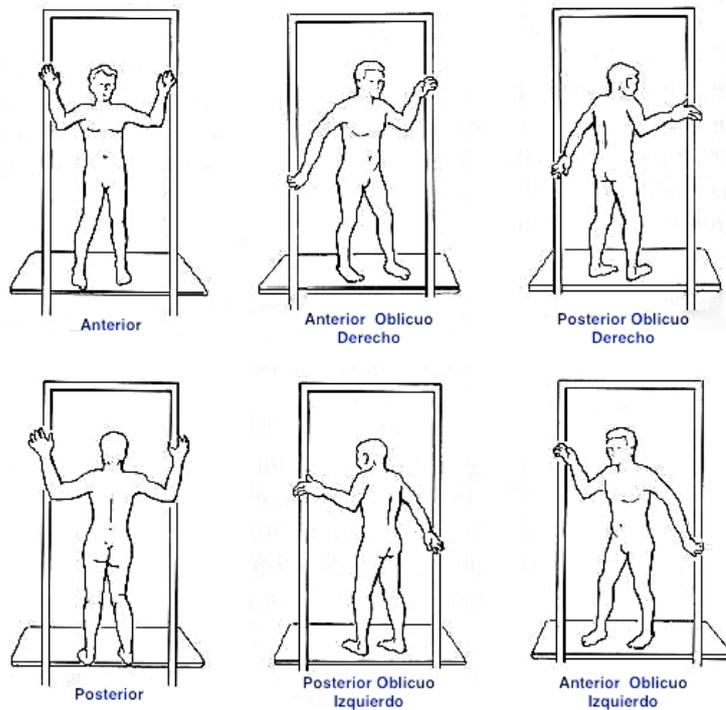


Figura 3- 1. Posiciones del paciente en la Técnica de Stanford [29].

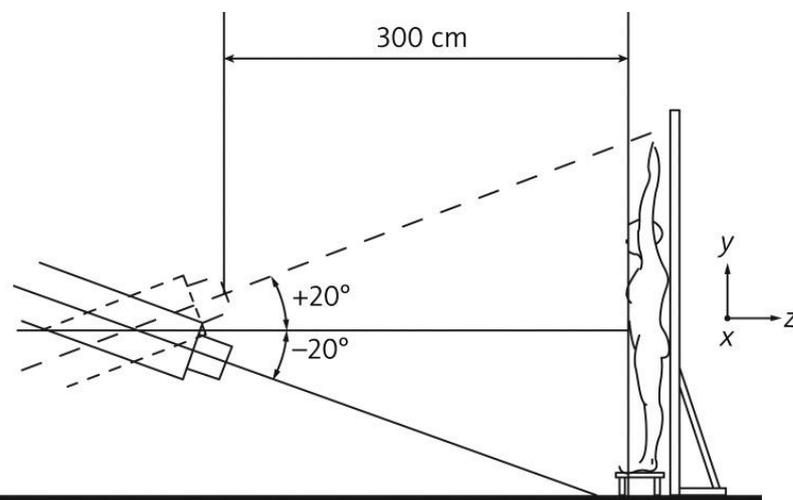


Figura 3- 2. Posicionamiento del gantry para generar los campos duales [29].

### 3.3.2 Técnica de 4 campo

En esta técnica, los pacientes son tratados con 4 campos: Anterior, Posterior y 2 campos laterales opuestos. La dosis se prescribe al plano medio del paciente al nivel del ombligo del paciente. Generalmente, la dosis total prescrita es de 36 Gy con una uniformidad de dosis del 10 % a la superficie de la piel (para producir una dosis de 26 Gy a 4mm) administrada en un período de 9 semanas. Un ciclo completo del tratamiento (los 4 campos) es administrado en un período de 2 días con un día de descanso por semana.

En el primer día de la semana, los campos Anterior y Posterior son tratados a una SSD de 300 cm aproximadamente. En el segundo día, los dos campos laterales opuestos son tratados a la misma SSD. La dosis total por ciclo es de 2 Gy. En el tercer día no se administra el tratamiento y nuevamente se repite el ciclo durante el cuarto y quinto día de la semana hasta completar las 9 semanas (36 Gy).

Aunque el riesgo de inducir una lesión severa a la piel (necrosis) por la exposición a la radiación es muy bajo, puesto que la piel sana tiene una dosis de tolerancia de 50 Gy [36], en esta técnica, los ojos deben ser blindados con googles de acrílicos rellenos con cerrobend para evitar cualquier toxicidad a los ojos, es decir, causar algún daño a las retinas, cristalinios, córneas y la posibilidad de inducir cataratas; de igual manera se protegen las uñas con dedos de acrílico y plomo para evitar la anoniquia [16].

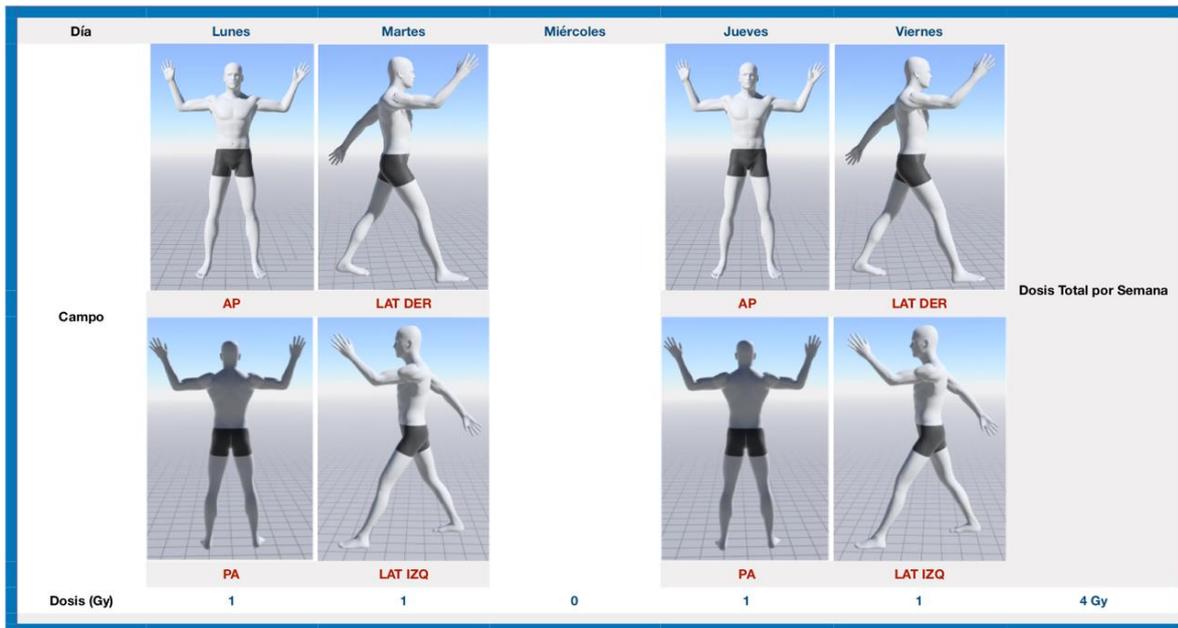


Figura 3- 3. Posicionamiento del paciente para la técnica de 4 campos y el esquema del tratamiento.

## 3.4 Dosimetría y Uniformidad

La inhomogeneidad de la dosis en todo el cuerpo debe ser  $\leq 10\%$ , sin embargo, puede incrementarse hasta un  $\pm 15\%$ , debido a las irregularidades en la superficie, a las variaciones en las dimensiones de diferentes áreas del cuerpo y a la obstrucción de alguna parte del cuerpo por otra. Por lo tanto, pueden existir regiones o partes del cuerpo con dosis no uniformes, esto es, regiones tanto de bajas dosis (regiones obstruidas por otras partes del cuerpo, por ejemplo, la parte interna de los muslos, las axilas y la planta de los pies) y de altas dosis (superficies curvadas). A partir de la dosimetría *in vivo* es posible identificar estas áreas, sobretodo para identificar regiones de bajas dosis y aplicarles un boost (refuerzo) local.

Para realizar la dosimetría, los diodos semiconductores deben ser calibrados usando un maniquí de agua sólida a la misma energía del haz de electrón (calidad) en condiciones de referencia y utilizando factores de corrección bajo las condiciones del tratamiento de TSET [22].

## 3.5 Micosis Fungoide (MF)

### 3.5.1 Definición

La micosis fungoide (MF) es una de las enfermedades más frecuentes entre los linfomas cutáneos, forma parte de las enfermedades de linfomas primarios cutáneos de células T (CTCLs) perteneciente al grupo de linfomas no Hodgkin. Fue reconocida por primera vez por el dermatólogo Francés Alibert en 1806 y nombrada así por el aspecto parecido de los tumores a hongos, aunque en realidad no está asociada a una micosis (hongos). La MF consiste en una alteración maligna (cancerosa) de los linfocitos T, que afectan e invaden toda la piel, pero gradualmente puede involucrar a los ganglios linfáticos, la sangre y otros órganos [23]. Se divide en tres etapas clínicas: la etapa de parche (lesiones planas con grados variables de eritema y escamas finas), de placas (parches y placas, las cuales son lesiones con escamas variables de al menos un 1 mm de espesor desde la superficie de la piel) y la tumoral (tumores que se extienden por lo menos 5 mm sobre la superficie de la piel junto con parches y placas) [24].

### 3.5.2 Epidemiología

- Se presenta en todos los grupos de edades, pero es más común en individuos mayores en un intervalo de 55 a 60 años de edad.
- Es dos veces más frecuente en hombres que en mujeres.
- Es más común en etnias negras que caucásicas [25].



*Figura 3- 4. Paciente con micosis fungoide, destaca por la presencia de multiples lesiones tumorales (manchas de color marrón) alrededor de la piel.*

### 3.5.3 Tratamiento

El proceso de tratamiento de la MF depende de la etapa y la gravedad de la enfermedad. En las dos primeras etapas, el tratamiento es dirigido a la piel y consiste de terapia tópica, radioterapia y fototerapia. La terapia tópica incluye esteroides y agentes quimioterápicos tópicos como la mecloretamina y carmustina. En el caso de la radioterapia consiste de la irradiación corporal total con electrones (TSET). Mientras que, la fototerapia consiste en el uso de la UVB (luz ultravioleta B con una longitud de onda de 290 a 320 nm), UVB de banda ancha (luz ultravioleta B con una longitud de onda de 311 nm) y el PUVA (tratamiento con luz ultravioleta A de una longitud de onda de 320 a 400 nm, más la aplicación de un medicamento vía oral, el psoraleno, medicamento que absorbe la luz, aumentando así la sensibilidad en la piel [26].

Por último, en la etapa tumoral, cuando la MF se ha extendido hacia ganglios linfáticos (axilares e inguinales) y órganos viscerales (pulmones, cerebro, laringe) la quimioterapia es usada como tratamiento paliativo con la finalidad de mejorar la calidad de vida del paciente.

# Capítulo 4

## Materiales y Métodos

### 4.1 Material y equipo

Los materiales requeridos para la dosimetría *in vivo* son los siguientes:

- Diodos planos (T60010EP, PTW)
- Dosímetro multicanal VIVODOS (T10018, PTW)
- Cámara de ionización plano-paralela Markus Advanced (TM34045, PTW)
- Electrómetro MULTIDOS (T10004, PTW).
- Placas de agua sólida (RW3)

El equipo de radioterapia empleado, perteneciente al Instituto Nacional de Cancerología, fue el:

- Acelerador Lineal Varian (Modelo 2100CD, No. de Serie 1318), el cual genera haces de electrones de 4, 6, 9, 12 y 15 MeV y haces de rayos X de 6 y 15 MV.

A continuación, se muestran las especificaciones de cada material empleado:

**Tabla 4- 1. Características de los diodos utilizados para la dosimetría *in vivo*.**

Diodo T60010EP	Especificaciones
Tipo	P
Intervalo de energía	4 -30 MeV
Material de encapsulamiento (Build-up)	Resina-epoxy y PMMA
Densidad de la superficie	0.17 $g/cm^2$
Variación en la sensibilidad con la temperatura	$\leq 0.4 \%K$
Variación en la sensibilidad con la dirección (60°)	$\leq 10 \%$ para 6 MeV, $\leq 4 \%$ para 12 MeV y $\leq 3 \%$ para 18 MeV
Estabilidad de dosis (desviación relativa)	$\leq 0.5 \% / 1$ kGy para 5 MeV, $\leq 4 \% / 1$ kGy para 21 MeV
Preirradiación	No requiere

**Tabla 4- 2. Características de la cámara plano-paralela empleada.**

<b>Advanced Markus TM34045</b>	<b>Especificaciones</b>
Tipo	Plano paralela
Intervalo de energía	2 - 45 MeV
Volumen sensitivo	$0.02\text{ cm}^3$
Espesor de la cubierta/capucha	0.87 mm PMMA (equivalente a 1 mm de Agua), para su uso en agua
Material del electrodo	Acrílico (PMMA), recubierto con grafito ( 5 mm de diámetro)
Factor de Calibración	$1.365 \times 10^9 \text{ Gy/C}$
Temperatura (referencia)	293.2 K (20°)
Presión del aire (referencia)	1013.25 hPa
Humedad relativa	50%
Voltaje/Polaridad (nominal)	+300 V
Fecha de Calibración	20/08/2018

**Tabla 4- 3. Características del electrómetro utilizado para la cámara de ionización plano-paralela.**

<b>Electrómetro MULTIDOS</b>	<b>Especificaciones</b>
Linealidad	$< \pm 0.5\%$
Estabilidad a largo plazo	$< \pm 0.5\%$ por año
Exactitud	$< \pm 0.5\%$
Intervalos para medición de corriente con 0.5% de resolución	Bajo: (0,01...10) nA; Alto: (0,001...1) μA
Resolución	Bajo: 50 fA; Alto: 5 pA
Tiempo de estabilización	Al menos 15 minutos
Corriente de fuga	$< \pm 50$ fA en un intervalo bajo $< \pm 5$ pA en un intervalo alto

**Tabla 4- 4. Características del electrómetro utilizado para los diodos.**

<b>Electrómetro VIVODOS</b>	<b>Especificaciones</b>
Nº de canales	12
Linealidad	$< \pm 0.5\%$
Estabilidad a largo plazo	$< \pm 0.5\%$ por año
Exactitud	$< \pm 0.5\%$
Intervalos para medición de corriente con 0.5% de resolución	Bajo: (0,01...10) nA; Alto: (0,001...1) μA
Resolución	Bajo: 50 fA, Alto: 5 pA
Tiempo de estabilización	Al menos 15 minutos
Corriente de fuga	$< \pm 50$ fA en un intervalo bajo $< \pm 5$ pA en un intervalo alto
Factor de Calibración	1

**Tabla 4- 5. Características de las placas de agua sólida\* utilizadas.**

Agua Sólida (RW3)	Especificaciones
Material	Poliestireno blanco tipo RW3 y 2% de TiO <sub>2</sub>
Intervalo de energía para la equivalencia en agua	4 MeV a 25 MeV
Dimensiones	30×30×1 cm, 30×30×0.5 cm y 30×30×0.2 cm
Tolerancia en el grosor	±0.1 mm
Densidad	1.045g/cm <sup>3</sup>

\*Las propiedades de absorción y de retro dispersión son equivalentes al agua líquida.

## 4.2 Metodología

### 4.2.1 Calibración de los diodos

Al utilizar por primera vez los diodos semiconductores, es necesario determinar un factor de calibración ( $F_{cal}$ ). Este factor permite convertir la señal del diodo a una dosis. De acuerdo al método establecido por la AAPM en su TG No. 87 [27], los factores de calibración se determinaron comparando las lecturas de los diodos contra una cámara de ionización bajo condiciones de referencia. Posteriormente se determinaron los factores de corrección de cada diodo para estudiar la dependencia de la respuesta en función del tamaño de campo y la distancia fuente-superficie.

#### a) Medidas con la cámara plano-paralela

1.- Para que los diodos no interfirieran con las medidas de la cámara, únicamente la cámara plano-paralela se colocó en las placas de agua sólida que contienen el inserto para dicha cámara (base y tapa) y se alineó con respecto al eje central del haz mediante el cross-hair.

2.- Sobre la tapa se añadieron placas de 5 mm y 2 mm, con la finalidad de que la cámara estuviera a la profundidad de dosis máxima ( $d_{max}$ ) para un haz de 4 MeV, es decir, a 7 mm. Debajo de la base se colocaron 5 placas de agua sólida de 1 cm de grosor, para permitir la retrodispersión.

3.- Este arreglo experimental se puede ver en la figura 4-1 y se mantuvo bajo las siguientes condiciones de referencia:

- Un campo de 10 cm × 10 cm (con su respectivo aplicador o cono)
- Una distancia fuente- superficie (SDD) de 100 cm
- Una prescripción de 100 unidades monitor (UM) que corresponde a 1 Gy aproximadamente a la profundidad de dosis máxima: 7mm para un haz de electrones de 4 MeV y un R50 de 1.258 g/cm<sup>2</sup>.

- Una tasa de dosis de 400 UM/min.

4.- Se determinó la dosis absorbida en agua a  $d_{max}$ .



Figura 4- 1. Diagrama experimental para las medidas con la cámara plano-paralela. Condiciones de irradiación: un tamaño de campo de 10 cm  $\times$  10 cm, una SSD de 100 cm, un ángulo de 0°, una tasa de dosis de 400 UM/min y 100 UM.

#### b) Medidas con los diodos

5.- Se retiró la cámara y uno por uno se colocaron los diodos sobre la superficie del maniquí de PMMA. Se tuvo cuidado de alinearlos con respecto al eje central del haz. Este sistema en conjunto se muestra en la figura 4-2 y se irradió bajo las condiciones de referencia ya mencionadas.

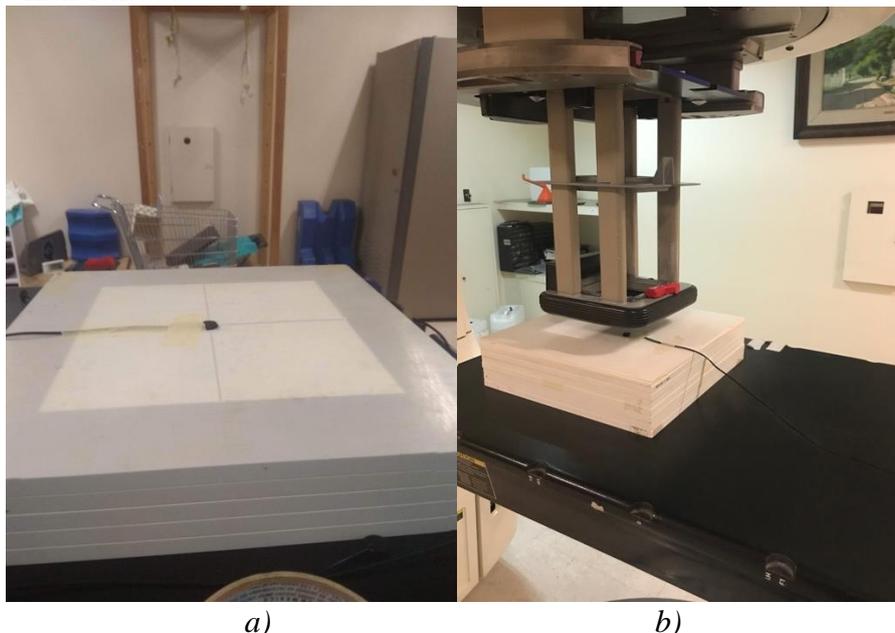


Figura 4- 2. a) El Centrado con el cross-hair y b) Diagrama experimental para las mediciones con los diodos bajo las condiciones de referencia.

6.- El factor de calibración por diodo se determinó mediante la siguiente fórmula:

$$F_{cal} = \frac{D_w}{L_d} \quad (1)$$

donde:

$D_w$  es la dosis absorbida en agua determinada por la cámara de ionización a la profundidad de dosis máxima.

$L_d$  es la lectura del diodo a la superficie del maniquí.

## 4.2.2 Determinación de la dosis absorbida en agua

Bajo el formalismo propuesto por el TRS 398 [28], el cálculo de la dosis absorbida en agua se determinó de la siguiente forma:

$$D_{w,Q} = (M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s) N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

donde:

$D_{w,Q}$  es la dosis absorbida en agua bajo la calidad del haz del usuario,

$N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración de la cámara de ionización en términos de la dosis absorbida en agua en la calidad del haz de referencia  $Q_0$  ( $^{60}Co$ ),

$k_{Q,Q_0}$  es el factor que corrige por la diferencia entre la calidad del haz del usuario y la de referencia,

$M_1$  es la lectura de la cámara de ionización al voltaje nominal  $V_1$ ,

$k_{TP}$  es el factor de corrección por temperatura y presión dado por:

$$k_{TP} = \frac{P_0(273.2 + T)}{P(273.2 + T_0)}$$

donde

$k_{elec}$  es el factor de calibración del electrometro dado por el fabricante.

$k_{pol}$  es el factor de corrección por la polaridad de la cámara dado por:

$$P_{pol} = \frac{|M_1^+ - M_1^-|}{|2M_1|}$$

donde

$M_1^+$  y  $M_1^-$  son las lecturas de la cámara aplicando un voltaje con polaridad positiva (la nominal) y negativa respectivamente.

Por último,  $k_s$  es el factor de corrección por la recombinación de iones dado por:

$$k_s = \alpha_0 + \alpha_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + \alpha_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

donde

$M_2$  es la lectura de la cámara a un voltaje  $V_2$  (la mitad de  $V_1$  o menos) y  $\alpha_0$ ,  $\alpha_1$  y  $\alpha_2$  son constantes que dependen del tipo del haz del usuario.

### 4.2.3 Linealidad y Repetibilidad

- a) Para evaluar la linealidad de cada diodo se tomaron 5 lecturas en un intervalo de 100 a 1000 UM bajo las mismas condiciones de irradiación (las de referencia).
- b) Para evaluar la repetibilidad de cada diodo se tomaron 5 medidas por minuto bajo las mismas condiciones de irradiación. Se halló el promedio y la desviación estándar de las medidas. Una desviación estándar menor al 1% es recomendable.

### 4.2.4 Determinación de los factores de Corrección

En condiciones de irradiación diferentes a las de referencia como sucede en tratamientos de TSET, el factor de calibración se ve afectado porque la sensibilidad de los diodos depende de la tasa de dosis, temperatura, tamaño de campo, energía y dirección angular. Esta variación del factor de calibración se puede expresar mediante los factores de corrección. En esta tesis se calcularon únicamente los factores de corrección más influyentes: el factor de corrección por distancia fuente-superficie ( $FC_{SSD}$ ) y por tamaño de campo ( $FC_{tc}$ ). Estos factores de corrección,  $FC_i$ , son independientes entre sí y para determinarlos se utilizó la ecuación siguiente:

$$FC_i = \frac{\frac{D_w(x)}{L_d(x)}}{\frac{D_w(cal)}{L_d(cal)}} \quad (2)$$

donde

$L_d(x)$  y  $D_w(x)$  son la lectura del diodo y la dosis absorbida en agua en condiciones de no referencia respectivamente y  $L_d(cal)$  y  $D_w(cal)$  la lectura del diodo y la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia respectivamente.

#### 4.2.4.1 Dependencia por el tamaño de campo

Para obtener el factor de corrección por tamaño de campo, se tomaron medidas con la cámara y los diodos por separado, variando únicamente el tamaño de campo de  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$ ,  $20 \times 20$  y  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ . El  $FC_{tc}$  se obtuvo con la ecuación 2.

#### 4.2.4.2 Dependencia por la distancia fuente-superficie

Para obtener el factor de corrección por la variación en la SSD, se realizaron medidas con la cámara y los diodos por separado, variando la distancia fuente-superficie en un intervalo de 100 a 150 cm. El  $FC_{SSD}$  se obtuvo con la ecuación 2.

#### 4.2.4.3 Dependencia por la dirección angular

Para obtener el factor de corrección por la dependencia angular fue necesario tomar lecturas en dos direcciones distintas (axial y azimutal) a diferentes ángulos: 300°, 315°, 330°, 345°, 0, 15°, 30°, 45° y 60°. Para obtener la dependencia axial, dos diodos fueron colocados en dirección perpendicular al eje central del haz y centrado al campo. Para obtener la dependencia azimutal, dos diodos fueron colocados en dirección paralela al eje central del haz y centrados al campo. Al tratarse de medidas relativas, la cámara de ionización no es requerida en estos casos. El factor se obtiene normalizando las lecturas con respecto a la lectura de 0°, tal como se indica la ecuación siguiente:

$$FC_{Ang} = \frac{L_d(\theta)}{L_d(0^\circ)} \quad (3)$$

#### 4.2.4.4 Dependencia por la temperatura

El efecto de la temperatura en la respuesta de los diodos no fue estudiado en este trabajo, la justificación se presenta en la parte de análisis.

### 4.3 Dosimetría *in vivo*

La dosimetría se realizó usando simultáneamente diodos y películas radiocrómicas (EBT-3), las cuales sirvieron como medidas de referencia. El análisis dosimétrico consistió en la comparación entre ambos detectores. El procedimiento para la dosimetría *in vivo* fue el siguiente:

1. Después de asegurarse que el posicionamiento del paciente y la angulación del gantry fueron las correctas, se procedió a montar el sistema de dosimetría *in vivo* el cual consta de: 5 sondas semiconductoras o diodos, una caja de conexión de detectores BNC (T16009, PTW), un electrómetro y un cable de conexión.
2. La caja de conexión BNC fue colocada en la mesa de tratamiento (por ahora no se encuentra instalada dentro de la sala de tratamiento) y los diodos fueron conectados a 5 de los 12 canales disponibles en dicho accesorio. En el cuadro 4-1 se muestran los canales utilizados para cada diodo. El electrómetro se colocó en la sala de control y se conectó a la caja de conexión BNC mediante el cable de conexión.
3. Con una cinta micropore, los diodos y las películas radiocrómicas fueron adheridos sobre la piel del paciente en cinco regiones diferentes tal como se observa en la figura 4-3. Se recomienda colocar ambos detectores a la misma altura.

4. Antes de comenzar la irradiación, fue necesario realizar un “NULL” (cero) al electrómetro VIVODOS.
5. Una vez establecidas las UM en el LINAC para el campo de tratamiento correspondiente y concluido el “null”, antes de disparar, se presionó la tecla “STAR” en el electrómetro para comenzar con la recolección de cargas. En seguida se procedió con el disparo del haz.
6. Al finalizar la entrega completa de las UM se tomaron las lecturas de las cargas registradas por los diodos en el electrómetro.
7. Este procedimiento se repitió por cada campo de tratamiento.
8. Se calcularon las dosis de entrada y se compararon los resultados con las dosis medidas con las películas.
9. La uniformidad de la dosis (U) por campo de tratamiento se hizo a partir de las dosis medidas ( $D_m$ ) con los detectores al ombligo (punto de prescripción) respecto a la dosis prescrita ( $D_p$ ), 1 Gy. Se utilizó la siguiente ecuación:

$$U(\%) = \left(1 - \left(\frac{D_m}{D_p}\right)\right) * 100 \quad (4)$$

Canal	Diodo (SN)	Región
1	458	Brazo Derecho
2	460	Brazo Izquierdo
3	462	Ombigo
4	463	Pierna Derecha
5	464	Pierna Izquierda

Tabla 4- 6. Canal y área correspondiente a cada diodo para la dosimetría in vivo.

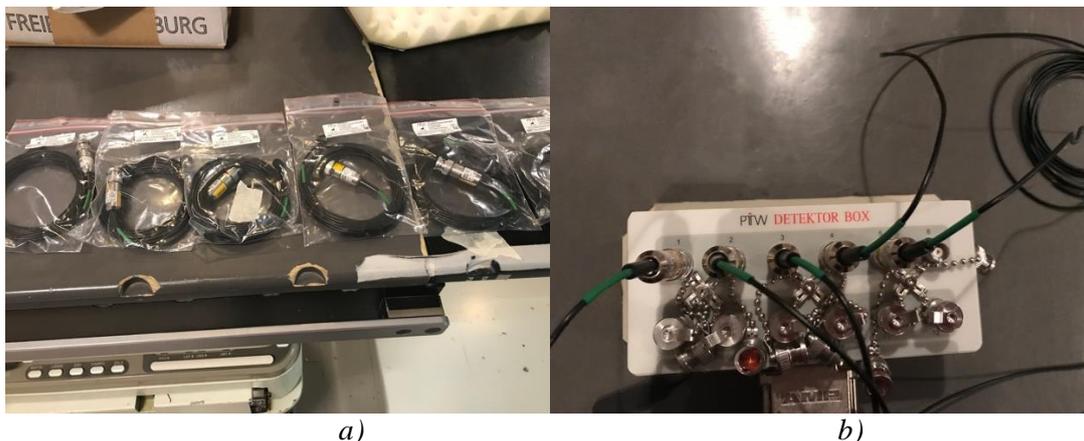


Figura 4- 3. Componentes del sistema de dosimetría in vivo a) 6 diodos para electrones (el SN-461 no funciona) y b) la caja de conexión de los detectores, el cual consta de 12 canales por lo que es posible conectar hasta 12 diodos al mismo tiempo.



Figura 4- 4. Regiones del cuerpo elegidas donde se determinaron las dosis de entrada.

## 4.4 Cálculo de la dosis de entrada

Finalmente, la determinación de la dosis de entrada,  $D_{ent}$ , se obtiene a partir de la siguiente fórmula:

$$D_{ent} = (L_d)(F_{cal})(FC_{tc})(FC_{SSD})(FC_{ang}) \quad (5)$$

donde  $L_d$  es la lectura del diodo,  $F_{cal}$  es el factor de calibración,  $FC_{tc}$  y  $FC_{SSD}$  son los factores de corrección por tamaño de campo y distancia fuente-superficie respectivamente.

## 4.5 Cálculo de incertidumbres

Cuando se tiene una función  $F(x,y)$  cuya determinación depende de otras magnitudes “x” e “y”; por ejemplo:

$$F = \frac{x}{y}$$

## CAPÍTULO 4: Materiales y Métodos

de las cuales se conocen sus valores e incertidumbres:

$$\begin{aligned}x + \Delta x \\ y + \Delta y\end{aligned}$$

La incertidumbre de cada magnitud se relaciona con la desviación estándar de las medidas:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

El error asociado a la función F está determinado por la diferenciación total como:

$$\Delta F = \left| \frac{\partial F}{\partial x} \right| \Delta x + \left| \frac{\partial F}{\partial y} \right| \Delta y$$

Se tiene entonces que:

$$\frac{\partial F}{\partial x} = \frac{1}{y}$$

$$\frac{\partial F}{\partial y} = \frac{-x}{y^2}$$

Por lo tanto:

$$\Delta F = \sqrt{\left( \frac{\partial F}{\partial x} \right)^2 \Delta x^2 + \left( \frac{\partial F}{\partial y} \right)^2 \Delta y^2} = \sqrt{\left( \frac{1}{y} \right)^2 \Delta x^2 + \left( \frac{-x}{y^2} \right)^2 \Delta y^2}$$

# Capítulo 5

## Resultados

### 5.1 Repetibilidad

La variación en la respuesta de los diodos por minuto se muestra en la figura 5-1. Se obtuvo una desviación estándar promedio menor al 1%.

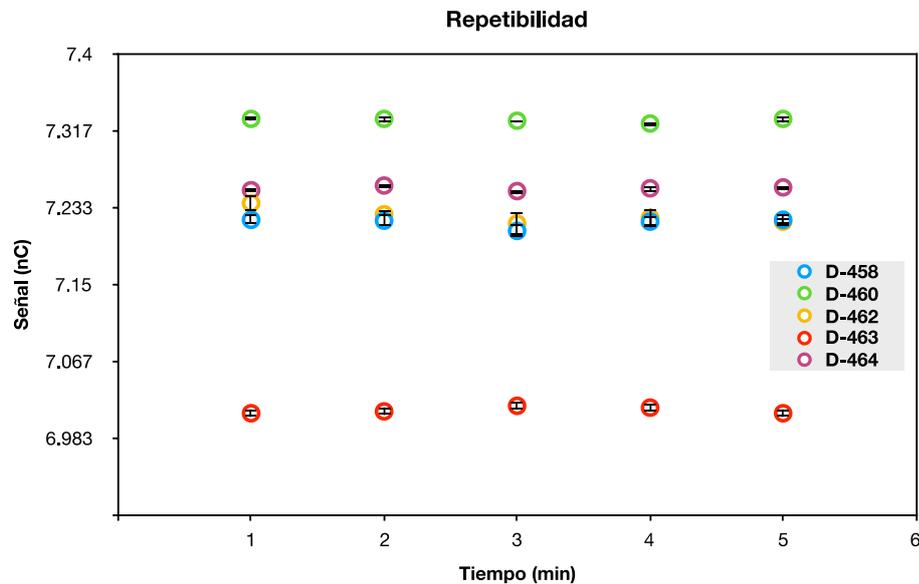


Figura 5-1. Repetibilidad de los diodos, se muestra el valor promedio y la desviación estándar (SD) de cada señal en intervalo de 5 min.

Tabla 5-1. Valores de corriente (nC), señal promedio y la desviación estándar obtenida para cada diodo en la prueba de repetibilidad.

Diodo	Tiempo (s)					Promedio (nC)	Desviación Estándar (%)
	60	120	180	240	300		
D-458	7.105	7.103	7.102	7.102	7.104	7.103	0.130
D-460	6.87	6.861	6.86	6.861	6.87	6.864	0.513
D-462	6.611	6.609	6.612	6.609	6.611	6.610	0.134
D-463	6.523	6.515	6.52	6.513	6.499	6.514	0.927
D-464	6.714	6.72	6.713	6.719	6.723	6.718	0.421

## 5.2 Factores de calibración

En la tabla 5-2 se muestran los factores de calibración de los 5 diodos utilizados en esta tesis para un haz de electrones de 4 MeV. El intervalo de estos factores va de 0.136 a 0.142.

Tabla 5- 2. Numero de Serie de los diodos y sus respectivos factores de calibración de entrada para una calidad de haz de 4 MeV.

Diodo (SN)	F <sub>cal</sub> (Gy/nC)
D-458	0.138 ± 0.005
D-460	0.136 ± 0.002
D-462	0.138 ± 0.009
D-463	0.142 ± 0.004
D-464	0.137 ± 0.002

## 5.3 Linealidad

En la siguiente gráfica se muestra la respuesta de los diodos en función de las UM, se observa que la señal sigue un comportamiento lineal en todo el intervalo (0-900 UM). Además, el error en las lecturas se incrementa para valores pequeños de UM.

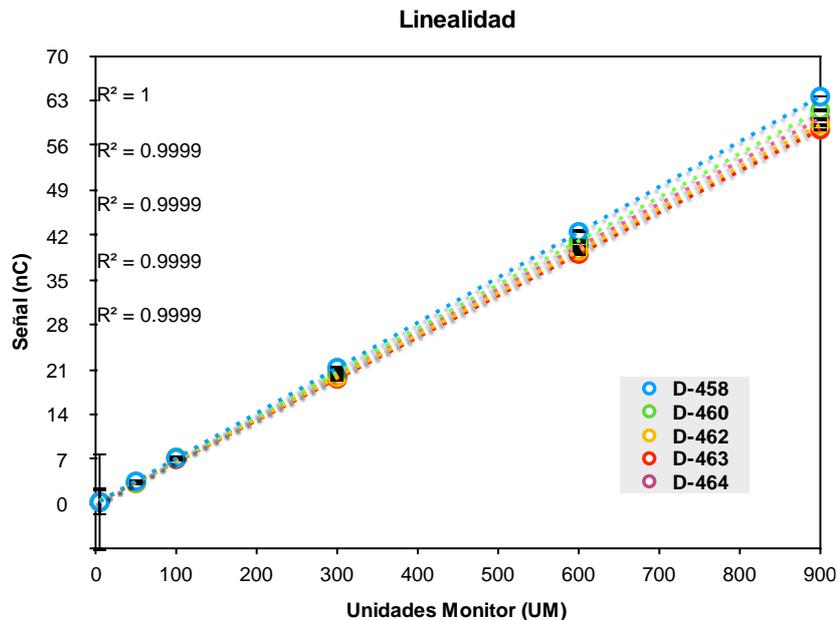


Figura 5- 2. Respuesta de los diodos en función de las Unidades Monitor (UM).

## 5.4 La dependencia por la tasa de dosis

La dependencia de los diodos a las diferentes tasas de dosis que puede entregar el LINAC al irradiar con un haz de electrones es mostrada en la grafica 5-3

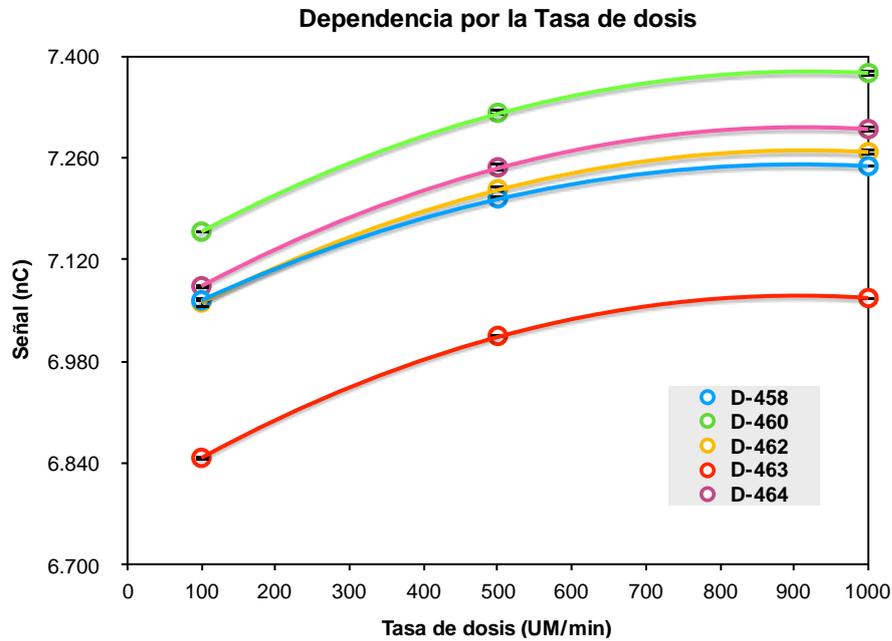


Figura 5- 3. Dependencia de la tasa de dosis en los diodos.

## 5.5 La dependencia por el tamaño del campo

A continuación, en la siguiente grafica se muestra la influencia del tamaño de campo sobre la señal de los diodos. Debido a que en TSET se utilizan campos mayores a  $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ , se obtuvieron las funciones polinomiales que describen lo mejor posible las respuestas de los diodos en función del tamaño de campo presentadas en la tabla 5-3.

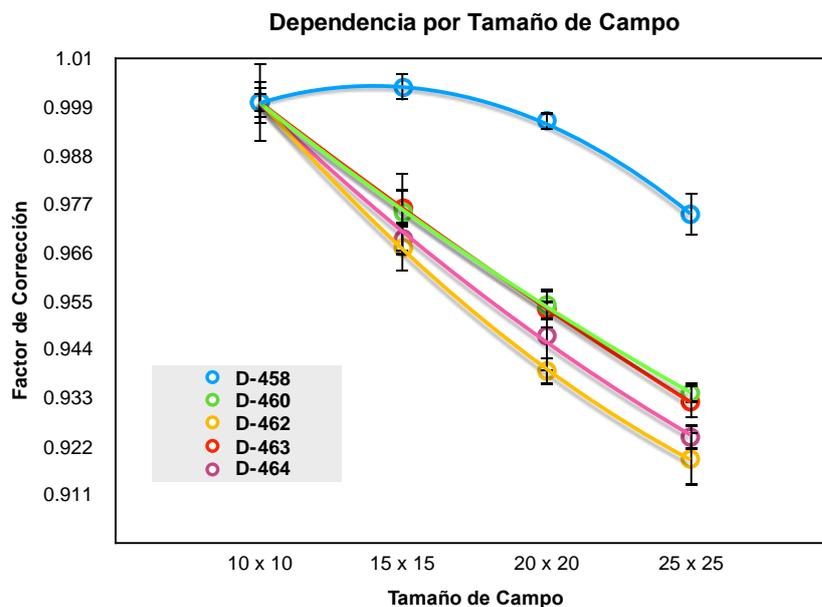


Figura 5- 4. Factores de corrección por el tamaño de campo para los 5 diodos.

Tabla 5-3. Funciones de segundo grado que describen la dependencia de los diodos con el tamaño de campo, se incluye el valor de R cuadrado.

Diodo (SN)	Función Polinomial	R <sup>2</sup>
D-458	$y = -0.0002x^2 + 0.007x + 0.955$	0.9992
D-460	$y = 5x10^{-5}x^2 - 0.0061x + 1.0562$	0.9998
D-462	$y = 0.0001x^2 + 0.01x + 1.0869$	0.9999
D-463	$y = 3x10^{-5}x^2 - 0.0056x + 1.053$	1
D-464	$y = 8x10^{-5}x^2 - 0.0078x + 1.0695$	0.9984

## 5.6 La dependencia por la distancia fuente-superficie

La respuesta de los diodos en función de la SSD (la variación en fluencia), se observa en la siguiente grafica 5-5. Debido a que en TSET se utilizan SSDs mayores a 150 cm, se determinaron las funciones polinomiales que se ajustan lo mejor posible a los valores experimentales, tales funciones son presentadas en la tabla 5-4.

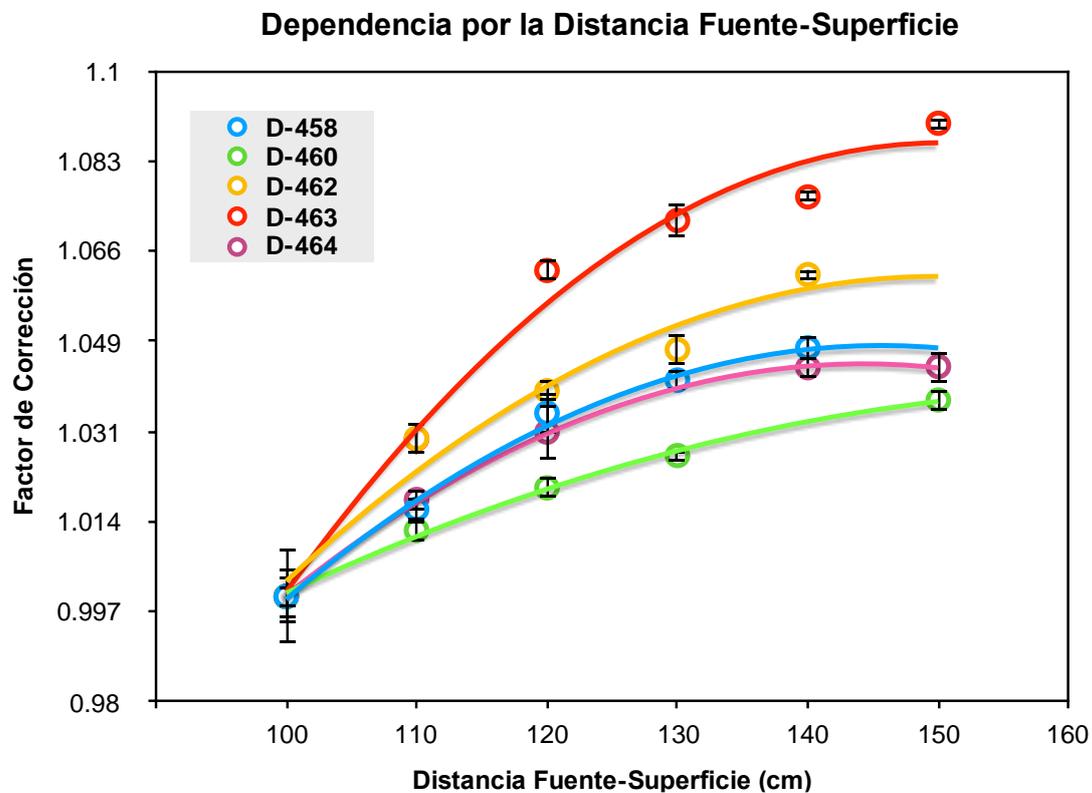


Figura 5-5. Factores de corrección por la dependencia de la distancia fuente-superficie.

Tabla 5- 4. Funciones de segundo grado que describen el comportamiento de los diodos con la distancia fuente-superficie, se incluye el valor de R cuadrado.

Diodo (SN)	Función Polinomial	R <sup>2</sup>
D-458	$y = -2x10^{-5}x^2 + 0.0068x + 0.5508$	0.9935
D-460	$y = -9x10^{-5}x^2 + 0.0029x + 0.7966$	0.9965
D-462	$y = -2x10^{-5}x^2 + 0.007x + 0.5355$	0.963
D-463	$y = -3x10^{-5}x^2 + 0.0102x + 0.3184$	0.9804
D-464	$y = -2x10^{-5}x^2 + 0.0066x + 0.5712$	0.9996

## 5.7 Dependencia Angular

Las figuras 5-6 y 5-7 muestran la dependencia angular axial y azimutal de los diodos normalizada a la respuesta a 0°. Para todos los diodos, la variación de las lecturas en un intervalo de -10° a 10° respecto a la lectura a 0° fue menos del 1%, por lo tanto, la corrección por este efecto fue despreciable.

Dependencia por la dirección angular: Axial

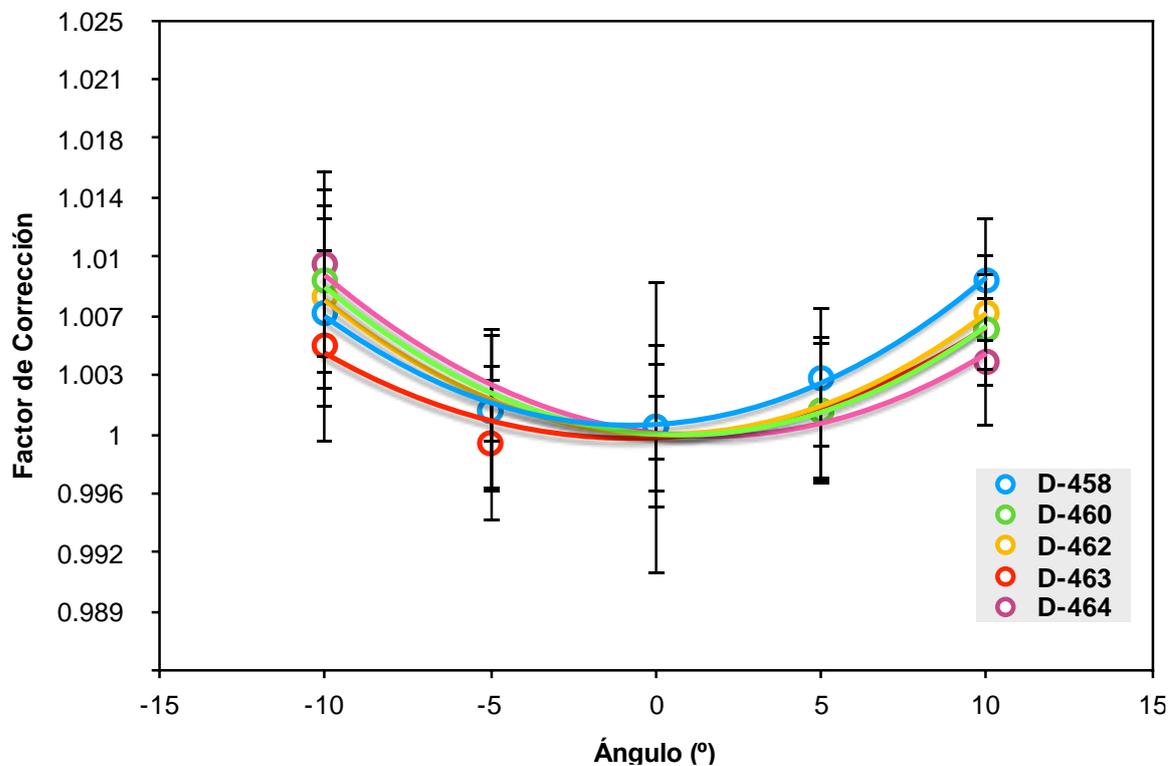


Figura 5- 6. Dependencia direccional (axial) de los diodos 458 y 460 en un intervalo de -10° a 10°.

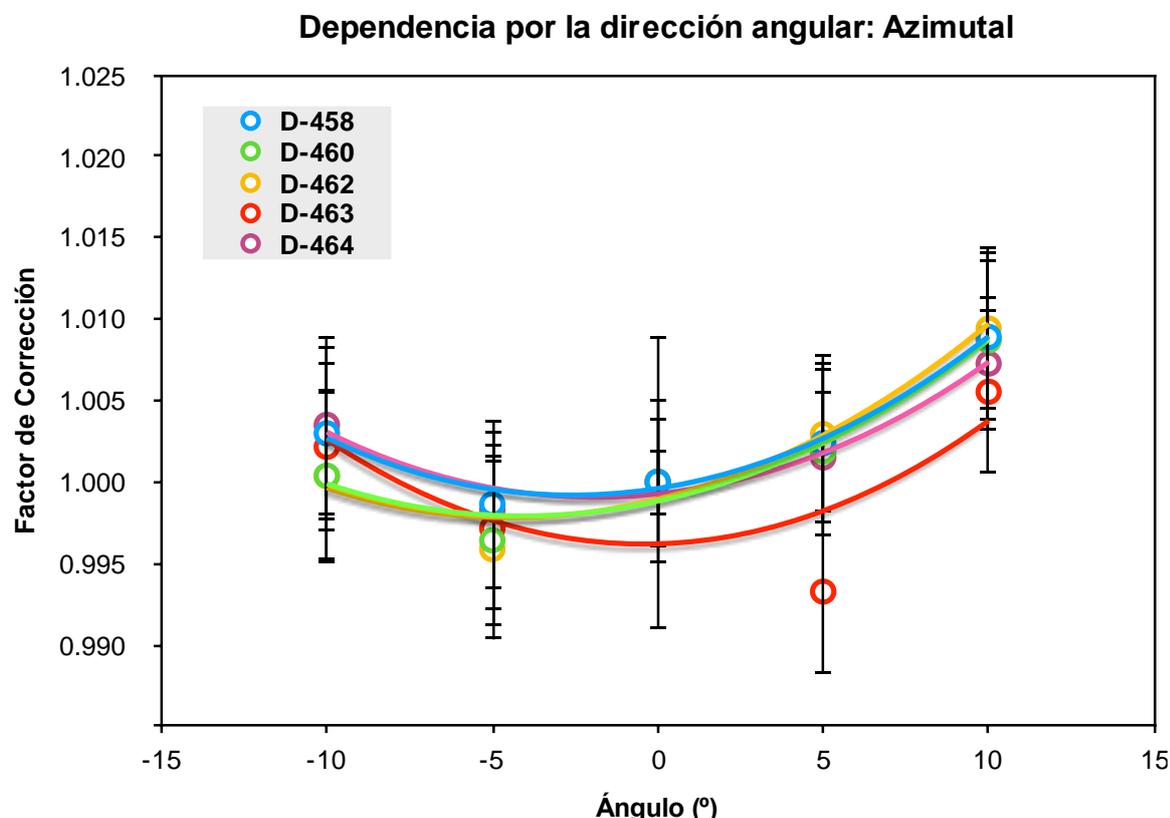


Figura 5-7. Dependencia direccional (azimutal) de los diodos 458 y 460 en un intervalo de  $-10^\circ$  a  $10^\circ$ .

## 5.8 Dosimetría *in vivo*

Los resultados de 40 mediciones de la dosimetría *in vivo* en dos pacientes tratados con TSET se muestran en las tablas 5-5 a 5-8. La comparación entre las dosis medidas con los diodos con respecto a las dosis esperadas con películas (referencia) mostró una diferencia promedio aproximadamente del 6% por región anatómica, tal como se observa en la tabla 5-9.

Los resultados de la homogeneidad de la dosis medida al punto de prescripción (ombligo) por campo de tratamiento se presentan en las tablas 5-10 y 5-11. Se encontró que ambos pacientes presentan una homogeneidad fuera de tolerancia. En general, la homogeneidad medida entre los diodos y las películas tiende ser muy similar en todos en los campos de tratamiento, principalmente en los campos laterales, esta tendencia se observa con mayor claridad en las figuras 5-8 a 5-11.

Tabla 5- 5. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Antero-Posterior.

PACIENTE A					
Campo de Tratamiento	Region	Dosis (Gy)		Diferencia (%)	
		Diodo	Película		
AP	BRAZO DERECHO	0.76	0.77	1.29	
	BRAZO IZQUIERDO	0.76	0.72	5.55	
	OMBLIGO	1.13	1.03	9.70	
	PIERNA DERECHA	0.89	0.92	3.26	
	PIERNA IZQUIERDA	0.94	0.95	1.05	
	PACIENTE B				
	BRAZO DERECHO	1.54	1.40	10.00	
	BRAZO IZQUIERDO	1.33	1.35	1.48	
	OMBLIGO	1.81	1.69	7.69	
	PIERNA DERECHA	1.21	1.34	9.70	
	PIERNA IZQUIERDA	1.34	1.31	2.29	

Tabla 5- 6. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Posterior-Anterior.

PACIENTE A					
Campo de Tratamiento	Region	Dosis (Gy)		Diferencia (%)	
		Diodo	Película		
PA	BRAZO DERECHO	0.80	0.77	3.89	
	BRAZO IZQUIERDO	0.76	0.82	7.31	
	OMBLIGO	1.15	1.08	6.48	
	PIERNA DERECHA	1.11	1.12	0.89	
	PIERNA IZQUIERDA	1.08	1.12	3.57	
	PACIENTE B				
	BRAZO DERECHO	1.29	1.38	6.52	
	BRAZO IZQUIERDO	1.40	1.42	1.40	
	OMBLIGO	1.91	1.67	14.37	
	PIERNA DERECHA	1.23	1.39	11.51	
	PIERNA IZQUIERDA	1.29	1.42	9.15	

## CAPÍTULO 5: Resultados

Tabla 5- 7. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Lateral Derecho.

PACIENTE A					
Campo de Tratamiento	Region	Dosis (Gy)		Diferencia (%)	
		Diodo	Película		
LATERAL DERECHO	BRAZO DERECHO	0.95	0.93	2.15	
	BRAZO IZQUIERDO	0.69	0.78	11.53	
	OMBLIGO	1.11	1.09	1.83	
	PIERNA DERECHA	1.05	1.06	0.94	
	PIERNA IZQUIERDA	1.00	0.98	2.04	
	PACIENTE B				
	BRAZO DERECHO	1.71	1.66	3.01	
	BRAZO IZQUIERDO	1.14	1.18	3.38	
	OMBLIGO	1.76	1.71	2.92	
	PIERNA DERECHA	1.36	1.54	11.68	
	PIERNA IZQUIERDA	1.24	1.33	6.76	

Tabla 5- 8. Comparación de las medidas y el porcentaje de variación entre las dosis medidas por los diodos y películas para un campo de tratamiento Lateral-Izquierdo.

PACIENTE A					
Campo de Tratamiento	Region	Dosis (Gy)		Diferencia (%)	
		Diodo	Película		
LATERAL IZQUIERDO	BRAZO DERECHO	0.88	0.83	6.02	
	BRAZO IZQUIERDO	0.95	0.92	3.48	
	OMBLIGO	1.10	1.09	0.91	
	PIERNA DERECHA	0.92	0.90	2.24	
	PIERNA IZQUIERDA	1.06	1.09	3.28	
	PACIENTE B				
	BRAZO DERECHO	1.32	1.18	11.86	
	BRAZO IZQUIERDO	1.53	1.41	8.51	
	OMBLIGO	1.74	1.72	1.16	
	PIERNA DERECHA	1.23	1.19	3.36	
	PIERNA IZQUIERDA	1.35	1.42	4.92	

Tabla 5- 9. Diferencias promedios por región de la dosimetría in vivo obtenida entre los diodos y las películas.

Región	Diferencia Relativa Promedio (%)	Límite de Tolerancia Reportada
Brazo Derecho	5.59	4-10%
Brazo Izquierdo	5.33	
Ombliigo	5.63	
Pierna Derecha	5.44	
Pierna Izquierda	4.13	

La exactitud en la dosis entregada al punto de prescripción por campo de tratamiento se muestra en las tablas siguientes.

Tabla 5- 10. Homogeneidad de la dosis prescrita al ombliigo medida con diodo y película. \* La película se despego ligeramente de la piel del paciente.

Dosis de Prescripción: 1 Gy al ombliigo Paciente A											
Campo/Region	Homogeneidad medida con										Límite de Tolerancia
	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	
	Brazo Derecho		Brazo Izquierdo		Ombliigo		Pierna Derecho		Pierna Izquierdo		
Anterior-Posterior	-24.0	-23.0	-24.0	-28.0	13.0	3.0*	-11.0	-7.0	-6.0	-5.0	±10%
Posterior-Anterior	-20.0	-23.0	-24.0	-18.0	15.0	8.0	11.0	12.0	8.0	12.0	
Lateral Derecho	-11.0	-12.0	-31.0	-22.0	11.0	9.0	5.0	6.0	0.0	-2.0	
Lateral Izquierdo	-12.0	-17.0	-5.0	-7.0	10.0	9.0	-8.0	-10.0	6.0	9.0	

Tabla 5- 11. Homogeneidad de la dosis prescrita al ombliigo medida con diodo y película.

Dosis de Prescripción: 1 Gy al ombliigo Paciente B											
Campo/Region	Homogeneidad medida con										Límite de Tolerancia
	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	Diodo (%)	Película (%)	
	Brazo Derecho		Brazo Izquierdo		Ombliigo		Pierna Derecho		Pierna Izquierdo		
Anterior-Posterior	54.0	40.0	33.0	35.0	81.0	69.0	21.0	34.0	34.0	31.0	±10%
Posterior-Anterior	29.0	38.0	40.0	42.0	91.0	67.0	23.0	39.0	29.0	42.0	
Lateral Derecho	71.0	66.0	14.0	18.0	76.0	71.0	36.0	54.0	24.0	33.0	
Lateral Izquierdo	32.0	18.0	53.0	41.0	74.0	72.0	23.0	19.0	35.0	42.0	

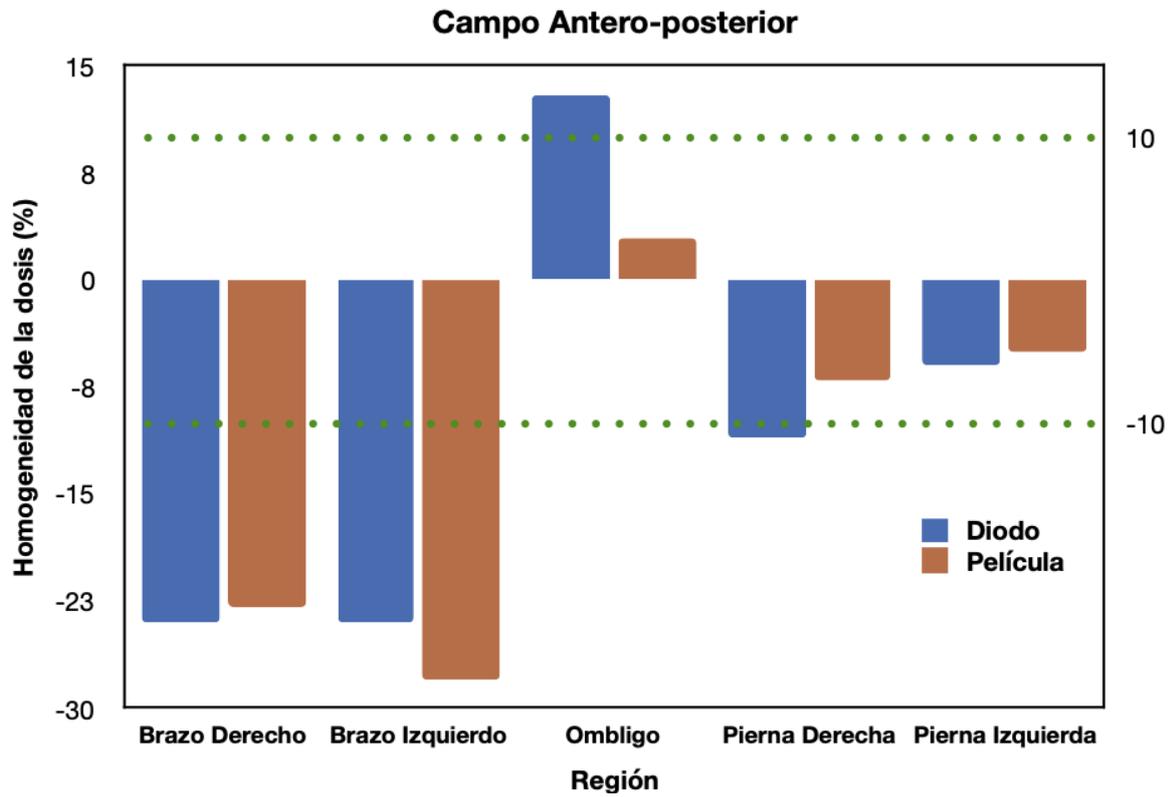


Figura 5- 8. Variación en la homogeneidad del Campo AP medida con diodo y película.

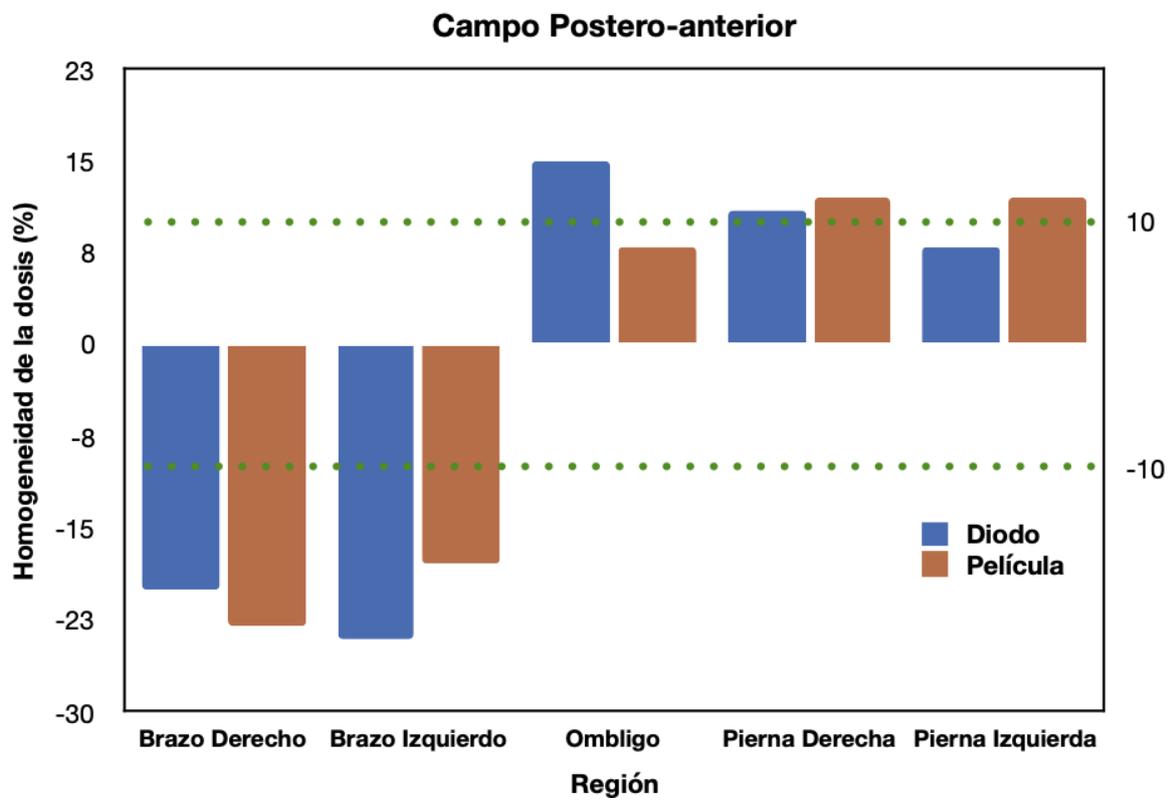


Figura 5- 9. Variación en la homogeneidad del Campo PA medida con diodo y película.

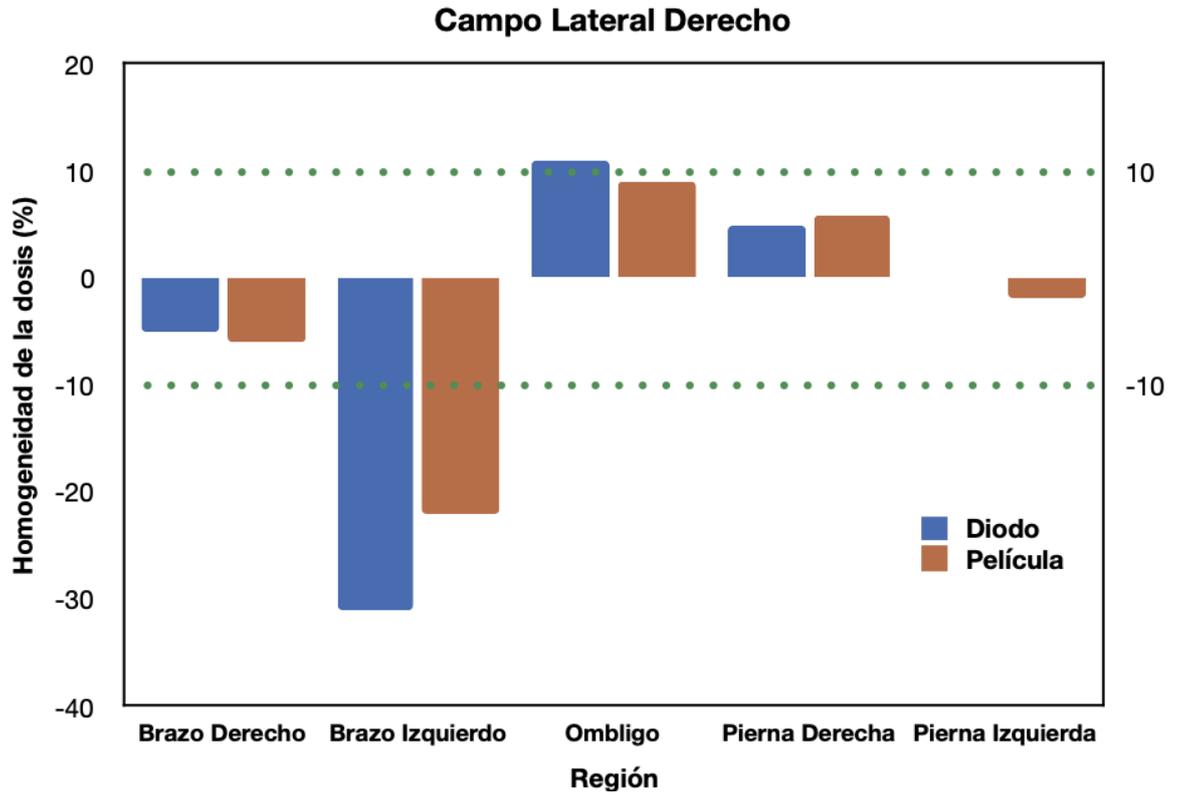


Figura 5- 10. Variación en la homogeneidad del Campo LD medida con diodo y película.

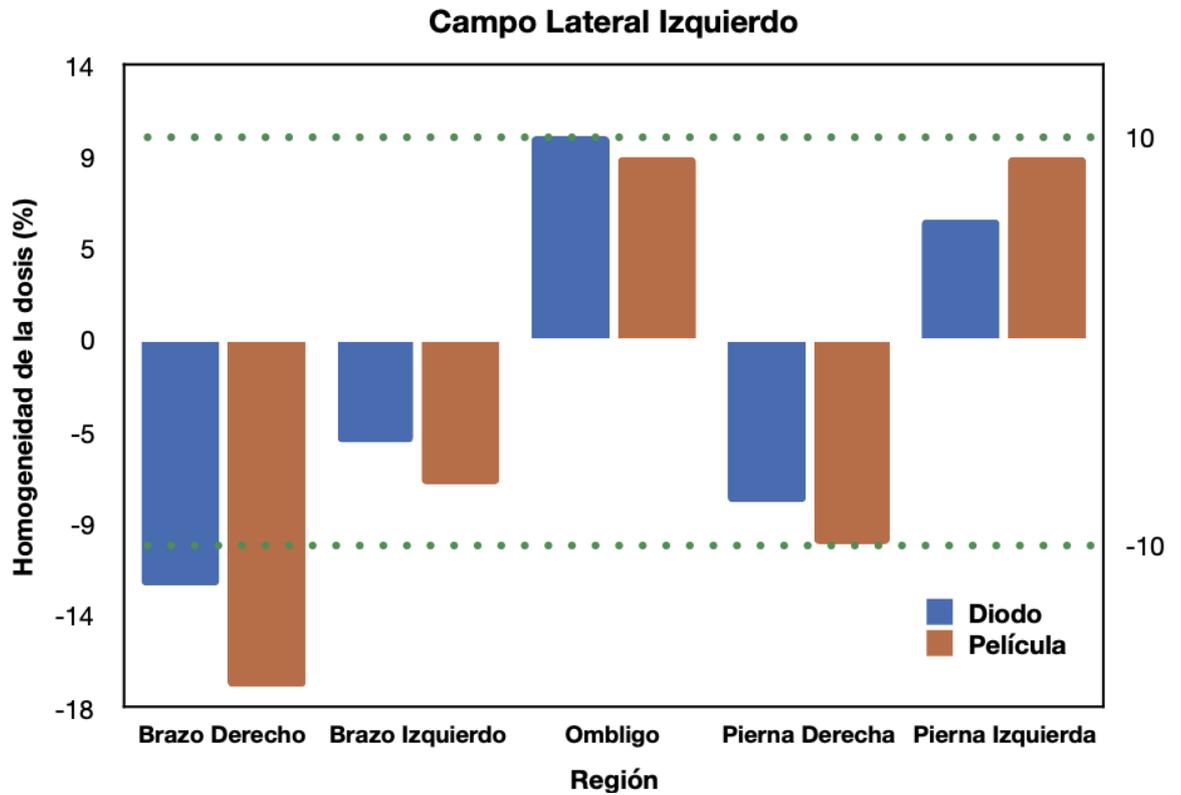


Figura 5- 11. Variación en la homogeneidad del Campo LI medida con diodo y película.

# Capítulo 6

## Análisis

### a) Repetibilidad (estabilidad en la señal)

Previo a la calibración, la prueba de la repetibilidad fue realizada con el fin de demostrar que la señal de los diodos es aproximadamente constante en medidas repetidas bajo las mismas condiciones. Se tomaron entre 5-7 medidas por minuto en un intervalo de 5 minutos y tal como se muestran en la figura 5-1 y en la tabla 5-1, la respuesta de los diodos no presentó una variación significativa obteniendo una desviación estándar menor al 1%. Estos resultados se encuentran dentro de los límites aceptados por el protocolo de la AAPM [27] y el Estro Booklet No 1.[22].

Un punto importante a señalar en este trabajo fue que los resultados de esta prueba hecha en tres ocasiones arrojaron una desviación estándar mayor al 1.5 %, fue hasta la cuarta vez donde se obtuvieron resultados dentro de lo permitido. Si la señal de los diodos no es repetible, la determinación de los factores de calibración y los factores de corrección tenderán a tener una mayor incertidumbre y por lo tanto podría ocurrir una sobreestimación o una subestimación de las medidas de dosis durante la dosimetría *in vivo*, hecho que ocurrió en las 3 primeras ocasiones al hacer la caracterización de los diodos.

### b) Linealidad

Los resultados de la figura 5-2 muestran que la señal de todos los diodos se incrementa linealmente con las UM y no presenta una zona de saturación, es decir, la sensibilidad no se reduce de una medida a otra al incrementar las UM. Esto es crucial para la caracterización ya que, si los diodos no presentan un comportamiento lineal, un factor de corrección tendría que ser tomado en cuenta o en caso de saturarse a cierto intervalo de UM no se podría determinar con precisión la cantidad de radiación (dosis) entregada en tal intervalo.

Por otro lado, cuando las UM son muy bajas, la sensibilidad de los diodos se ve reducida porque la colección de carga es pequeña generando una señal muy baja y variable, y por lo tanto se incrementa la desviación estándar o incertidumbre en la medida. Sin embargo, este comportamiento no se verá reflejado en las medidas durante la dosimetría *in vivo* debido a que en la dosis prescrita se manejan UM grandes.

## c) Factores de Calibración

Previo a la calibración de los diodos, se realizaron pruebas mecánicas y dosimétricas al LINAC Varian (2100CD) para asegurarse que los parámetros de tales pruebas se encontraran dentro de los niveles de tolerancia permitidos [31], dado que cualquier error afectaría la determinación de los factores y la dosimetría hecha con los diodos.

En relación a los factores de calibración, fue necesario calcular el factor de calibración para cada diodo debido a que hay variaciones en su elaboración y por lo tanto, exhiben comportamientos diferentes. De los 5 diodos, se observó que por sus lecturas de carga el más sensible es el SN-460 y el de menor sensibilidad es el diodo SN-463. Sin embargo, con el factor de calibración los diodos son calibrados para obtener una dosis a  $d_{max}$  y de esta manera cualquier diferencia en la sensibilidad que presenten es compensada. Como a la profundidad de dosis máxima a la que fueron calibrados fue de 7 mm, no fue necesario usar el inverso al cuadrado de la distancia para corregir por esta diferencia de la posición del diodo (superficie) y prácticamente la dosis es entregada a la superficie de la piel del paciente tal como se requiere en tratamientos de TSET. Por lo tanto, el factor de calibración en este caso corresponde al factor de calibración de dosis de entrada.

Por otro lado, es recomendable monitorear los factores de calibración mensualmente y una recalibración será necesaria siempre y cuando presenten una variación mayor al 2% o después de una dosis acumulada de 1kGy, donde la sensibilidad de los diodos se ve afectada a causa del daño por radiación. En nuestro caso, una recalibración no fue necesaria porque aun no se alcanzaban las condiciones mencionadas.

## d) Dependencia por la tasa de dosis y la distancia fuente-superficie

Idealmente, se esperaría que las lecturas de los diodos a diferentes tasas de dosis permanecieran constantes, sin embargo, de acuerdo a la figura 5-3 se observó una variación de las lecturas a diferentes tasas de dosis, entonces, se comprueba que la tasa de dosis influye en las lecturas de los diodos. Esta dependencia es explicada y corregida con el factor de corrección por la SSD. En la figura 5-5, la gráfica de la dependencia por la distancia fuente-superficie, los  $FC_{SSD}$  calculados se incrementan entre un 4 y 5 % si la SSD aumenta de 100 a 150 cm para todos los diodos excepto para el diodo SN-463, el cual aumenta hasta un 9 %.

Este incremento en el factor de corrección con respecto al de calibración es causado porque la señal de los diodos disminuye conforme aumenta la distancia a la superficie a causa de la dependencia por la tasa de dosis, es decir, a medida que la distancia fuente-superficie aumenta, la dosis por pulso disminuye causando una reducción en la producción de portadores minoritarios y aumentando la cantidad de centros de recombinación (RG) presentes en el volumen sensitivo del diodo, en consecuencia el efecto de recombinación de iones predomina sobre la carga colectada, lo inverso ocurre si la dosis por pulso se incrementa. Por lo tanto, los FC

tienden a aumentar para compensar esta pérdida en la sensibilidad (carga colectada por unidad de dosis) de los diodos.

En principio, el diodo 463 sería el menos adecuado para tratamientos de SSD grandes aunque aplicando los factores de corrección esta dependencia es corregida.

### e) Dependencia por el tamaño de campo

La influencia del tamaño del campo sobre la señal de los diodos se observa en la figura 5-4, el cual sigue un comportamiento inverso al de la SDD, es decir, la señal de los diodos aumenta en función del tamaño de campo. Este efecto ocurre porque al aumentar el tamaño de campo, la contaminación electrónica (electrones secundarios provenientes del cabezal del LINAC, del colimador y de las moléculas de aire entre el colimador y la superficie del maniquí) incrementa la dosis a superficie sobre los diodos. Además, el volumen del material irradiado también se incrementa por lo cual la dispersión que alcanza a los diodos es mayor y contribuye a las lecturas de los diodos y la cámara. Por esta razón, el cociente de lecturas de ambos detectores a tamaños de campos mayores a  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  siempre es mayor respecto al campo de referencia. Por lo tanto, el  $FC_{TC}$  disminuye para compensar la sobrerrespuesta de los diodos.

Si este factor de corrección no fuese tomado en cuenta, de acuerdo a la figura 5-4 para tamaños de campos mayores que  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ , la sobreestimación de la dosis sería más de 7% en todos los diodos excepto en el diodo SN-458, donde aumentaría más de 2 %.

### f) Dependencia por la dirección angular

Hasta ahora, de acuerdo a lo publicado por otros autores, la respuesta de los diodos no se ve afectada por la angulación del gantry en un intervalo de  $-45^\circ$  a  $45^\circ$  para electrones de 6 MeV a 20 MeV [32][33]. Sin embargo, no existen publicaciones que validen esta condición en haces de 4 MeV. Nuestros resultados sugieren no corregir por este efecto en un intervalo de  $-10^\circ$  a  $10^\circ$ , porque la diferencia obtenida entre el  $FC_{ang}$  y el factor de calibración fue menor a 1%.

La toma de lecturas para ángulos  $>10^\circ$  no fue posible porque el aplicador de electrones colisionaba con el maniquí y la mesa.

Para estudiar el efecto a ángulos  $>10^\circ$ , será necesario utilizar un maniquí cilíndrico, para que tanto el diodo y el cilindro roten de forma conjunta y el gantry permanezca fijo. Por ahora, no fue posible construir un maniquí de dicha forma por el tiempo y presupuesto, sin embargo, durante la dosimetría *in vivo* los diodos no sufrieron de una angulación extrema durante su colocación en la piel del paciente.

### g) Dependencia con la temperatura

La temperatura de calibración de los diodos fue a  $22^\circ\text{C}$ . Considerando que, durante un período de 8 horas, la variación de la temperatura ambiente en la sala de

tratamiento fue mínima ( $<1^{\circ}\text{C}$ ), el efecto de la temperatura sobre la respuesta de los diodos fue omitida por las siguientes razones:

- Por esa mínima variación, la temperatura de los diodos no deberá ser diferente después de haber transcurrido varias horas.
- Durante el tratamiento el paciente se encuentra semidesnudo, por lo que su temperatura corporal ( $35^{\circ}\text{C}$ ) se verá afectada por la temperatura de la sala de tratamiento.
- La duración por campo de tratamiento es aprox. menor a 3 min; se requiere un intervalo de tiempo de 3 a 5 min para alcanzar el 90% del equilibrio térmico entre los diodos y el paciente [10], por lo tanto, la temperatura de los diodos no será distinta a la de calibración siempre y cuando los diodos no permanezcan demasiado tiempo en contacto con la piel del paciente. Por ello es aconsejable usar una tasa máxima de dosis.

Además, de acuerdo a un estudio hecho por los autores Marre y Marrinello sobre el compartimiento de diferentes diodos comerciales a diferentes temperaturas [13], afirman que la menor variación en la sensibilidad por temperatura ( $0.02\pm 0.01\%$ / $^{\circ}\text{C}$ ) se encuentra en el diodo PTW modelo T60010E, cuyos modelos fueron utilizados en esta tesis.

#### h) Dosimetría *in vivo* y Homogeneidad

Aunque las mediciones de la dosis *in vivo* fueron hechas en 2 pacientes tratados en el INCan con irradiación corporal total con electrones (TSET), un total de 40 mediciones fueron analizadas. La comparación por región anatómica entre las dosis promedios de entrada medidas (con los diodos) y las esperadas (con películas) arrojó una variación relativa promedio del 6%. Un intervalo de tolerancia entre 4 y 10 % ha sido reportado por algunos autores en la dosimetría *in vivo* con diodos en haces de electrones de 6 MeV a 20 MeV [32] [33]. En el caso de un haz de 4 MeV se espera que esta tolerancia sea mayor tal como sucede en los límites de tolerancia para las pruebas dosimétricas en haces de 4 MeV, las cuales tienden a ser mayores que en calidades de haces  $> 4$  MeV de acuerdo a lo establecido por la NOM-33 [31].

Desafortunadamente, durante este año el número de pacientes tratados de micosis fungoide fue bajo, aunado a la carga de trabajo en el LINAC C-2100, alrededor de 30 pacientes son tratados al día en este equipo por lo que el tiempo disponible para realizar la dosimetría *in vivo* era limitado y, por los problemas en la caracterización, fueron factores que influyeron en la cantidad de mediciones realizadas para este estudio. No obstante, el trabajo a futuro será continuar con la dosimetría *in vivo* en nuevos pacientes.

Por otro lado, el posicionamiento del paciente, previo y durante la irradiación, la colocación del diodo/película sobre el contorno del paciente y la misma anatomía (curvatura y grosor) del paciente influyeron en gran medida en las lecturas de dosis, tal como se observa en las tablas 5-5 y 5-6 en las cuales algunas medidas presentaron variaciones relativas de hasta un 14%.

El efecto por la curvatura anatómica y grosor se observó principalmente en el paciente B, quien poseía una mayor inhomogeneidad en su morfología que el paciente A, por lo cual presentó niveles altos de dosis excedidas respecto a la dosis prescrita, es decir, una variación en la homogeneidad de la dosis muy elevada, tal como se presenta en la tabla 5-11, no solo con los diodos sino también en las películas. Además, la dosis entregada al ombligo (punto de prescripción) para los campos AP y PA, fue mayor respecto a las demás extremidades, porque la zona alrededor del ombligo (periumbilical) donde fueron colocados los diodos era de una forma muy irregular (curveada) y se encontraba a una distancia más cercana a la fuente de radiación que las demás extremidades como se observa en la figura 6-2.

En el caso del paciente A, tabla 5-10, por tener una morfología mas homogénea, la variación en la homogeneidad de la dosis no fue tan alta como en el paciente B y además, las lecturas de las homogeneidades medidas con los diodos y las películas resultaron similares como se observa en las figuras 5-8 a 5-11, excepto en la zona del ombligo del campo AP, porque durante la dosimetría la película sufrió un ligero desprendimiento lo cual afectó la forma en que el haz incidió sobre ella (una incidencia no perpendicular) y en consecuencia la cantidad de dosis recibida fue menor respecto al diodo.



a)

b)

*Figura 6-1. Dosimetría en el a) Paciente Femenino A y b) Paciente Masculino B. Nótese la variación en la complejión física de ambos pacientes.*

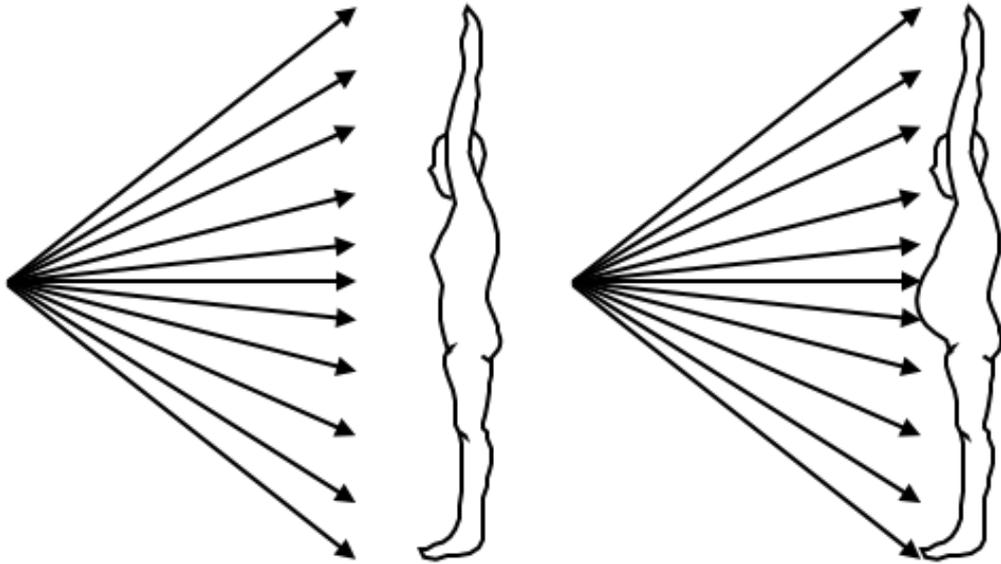


Figura 6-2. Irradiación y representación de la curvatura anatómica de los pacientes en TSET.

Por todo lo anterior, se concluye lo siguiente:

- Los resultados obtenidos hasta ahora, se encuentran dentro de los límites de aceptación reportados en la literatura.
- Sin embargo, se requiere de una mayor cantidad de mediciones, para tener una estadística confiable y a partir de ello determinar si el sistema de diodos puede ser validado como un control de calidad para la verificación de tratamientos de TSET.
- Es recomendable que los diodos sean colocados en una superficie sin pendiente, es decir, lo más plana posible de manera que el haz incida perpendicularmente sobre el diodo.
- El eje del diodo debe ser paralelo al eje sagital del paciente.

En relación a la homogeneidad de la dosis entregada sobre la superficie de la piel es importante:

- Mantener una posición correcta del paciente antes y durante la irradiación.
- El instituto puede definir su propio criterio de aceptación en la homogeneidad de la dosis ( $\leq 10\%$ ) y a partir de éste, establecer las acciones correctivas que se deberán aplicar al tratamiento del paciente.

Por último, debido al problema de la atenuación de la dosis por la presencia del diodo en haces de bajas energías, se debe tomar en cuenta lo siguiente:

- La dosimetría *in vivo* no debe ser realizada diariamente

## CAPÍTULO 6: Análisis

- Es aconsejable hacerla al inicio del tratamiento del paciente y, semanalmente en caso de haber realizado alguna corrección, con ello se evita una subdosificación en la piel del paciente.
- Corregir por este efecto, si la caracterización se hace con la cámara y los diodos al mismo tiempo.

Como punto de aclaración, el médico revisó la homogeneidad de la dosis entregada en ambos pacientes y de acuerdo a la variación de la dosis excedida en la región del ombligo, se ajustaron las UM para cada campo de tratamiento con la finalidad de entregar una dosis de prescripción de 1 Gy. Este método ha sido manejado por años en el INCan y con una eficacia alta en el tratamiento de los pacientes.

# Capítulo 7

## Conclusión

El objetivo de este trabajo fue caracterizar un sistema de 5 diodos tipo-P previo a su uso clínico en tratamientos de irradiación corporal total con electrones de 4 MeV, como parte de la implementación de un protocolo de dosimetría *in vivo*. Para cada diodo, se calcularon los factores de calibración en condiciones de referencia; se estudiaron la linealidad y la reproducibilidad de la señal y de igual forma la dependencia por el tamaño de campo, por la distancia fuente-superficie y por la dirección angular en condiciones de no referencia. Los resultados mostraron que no es necesario corregir por la dependencia angular en un intervalo de  $-10^\circ$  a  $10^\circ$ , pero sí por el tamaño de campo y la SSD; el efecto de la temperatura fue despreciado según lo reportado por varios autores.

Aplicando los factores de corrección, fue posible obtener en tiempo real un total de 40 medidas de dosis en 2 pacientes con micosis fungoide. La comparación entre la dosis medida por los diodos y la dosis esperada (medida con película) mostró una discrepancia promedio de 6 %. Aunque por el momento no existen referencias para una calidad de haz de 4 MeV, nuestros resultados coinciden de acuerdo a lo reportado por otros autores, entre un intervalo de 4-10% en haces de electrones de 6 MeV-20 MeV. Se encontró que factores como el posicionamiento del paciente, su morfología y la colocación del diodo influyen en los resultados de la dosimetría *in vivo*.

En relación a la homogeneidad, en ambos pacientes se obtuvieron valores mayores al 10%, sin embargo, al final se realizaron ajustes a las UM en cada campo de tratamiento para entregar una dosis de prescripción de 1 Gy al ombligo.

Aunque surgieron problemas como la determinación de los factores de corrección para ángulos  $> \pm 10^\circ$ , el número de pacientes tratados y el posicionamiento durante la dosimetría, en este trabajo se demuestra que el sistema de diodos utilizado es válido para su aplicación en la dosimetría *in vivo* como parte de un control de calidad en tratamientos de TSET, siempre y cuando se apliquen los factores de calibración y los factores de corrección correspondientes y, además, el posicionamiento del paciente y de los diodos sean correctos.

Finalmente, el trabajo a futuro será reunir una mayor cantidad de pacientes para tener una estadística más completa y a partir de ella evaluar su precisión.



# Glosario

TSET	<i>Tratamiento de Irradiación Corporal Total con electrones</i>
MF	<i>Micosis Fungoide</i>
FC	<i>Factor de corrección</i>
UM	<i>Unidades Monitor</i>
LINAC	<i>Acelerador Lineal</i>
AP	<i>Anterior- Posterior</i>
PA	<i>Posterior- Anterior</i>
LD	<i>Lateral Derecho</i>
LI	<i>Lateral Izquierdo</i>

# Referencias

- [1] National Research Council, Division on Earth and Life Studies, Commission on Life Sciences, Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiation. (2006). *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionization Radiation: BEIR VII Phase 2*. Washington, USA: National Academies Press.
- [2] C. Halperin E., et al. (2013). *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [3] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (1993). *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 50*. Washington DC, USA: ICRU.
- [4] R. Hendee W. (Ed.). (2011). *Adaptive Radiation Therapy (Imaging in medical diagnosis and therapy)*. Boca Raton, USA: CRC Press.
- [5] Robert F. Pierret (2002). *Advanced Semiconductor Fundamentals*. New York, USA: Prentice Hall.
- [6] Khan M. y Gibbons P. (2014). *Khan's The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia: USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [7] Van Dam J., Leunens G., y Dutreix A. (1990). *Correlation between temperature and dose rate dependence of semiconductor response: influence of accumulated dose*. Radiother. Oncol. 19, 345–351
- [8] A. S. Saini y T. C. Zhu. (2002). *Temperature dependence of commercially available diode detectors*. Med Phys 29, 622–630.
- [9] P. A. Jursinic. (2001). *Implementation of an in vivo diode dosimetry program and changes in diode characteristics over a four-year clinical history*. Med Phys 28, 1718–1726.
- [10] K. T. Welsh y L.E. Reinstein. (2001). *The thermal characteristics of different diodes on in vivo patient dosimetry*. Med Phys, 28, 844–849.

- [11] Grusell E. y Rikner G. (1986). *Evaluation of temperature effects in p-type silicon diode*. Phys. Med. Biol. 31, 527–534.
- [12] Mayles P., Nahum A., Rosenwald J.C. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press.
- [13] Marre D. y Marinello G. (2004). *Comparison of type of commercial electron diodes for in vivo dosimetry*. Med Phys, 31(1), 50-6.
- [14] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (1984). *Stopping Powers for electrons and Positrons, ICRU Report 37*. Bethesda, MD, USA.
- [15] Rikner G. and Grusell E. (1983). *Effects of radiation damage on p-type silicon detectors*, Phys. Med. Biol. 28, 1261–1267.
- [16] Karzmark C. J. et al. (1988). *Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry: Report of Task Group 30 of the Radiation Therapy Committee, AAPM Report No. 23*. New York, USA, American Institute of Physics.
- [17] Jones GW, Hoppe RT, Gladstein E. (1995). *Electron treatment for cutaneous T-cell lymphoma*. Hemat Clin. Pub Med, 9,1057–76.
- [18] Karzmark CJ, Loevinger R, Steele RE. (1960). *A technique for large-field, superficial electron therapy*. Radiology. Pub Med, 74, 633–44.
- [19] Jones GW, Kacinski BM, Wilson LD, et al. (2002). *Total skin electron radiation in the management of mycosis fungoides: consensus of the European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC) Cutaneous Lymphoma Project Group*. J Am Acad Dermatol. Pub Med, 47, 364–70.
- [20] Podgorsak E. B. (2005). *Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students*. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.
- [21] Hudon C., Podgorsak E., Freeman C. (2013). *Institutional experience with a rotational total skin electron irradiation (RTSEI) technique- A three decade review (1981-2012)*, Rep Pract Oncol. Radiother, 17 (2), 120-34.
- [22] Van Dam, J. and Marinello, G. (2006). *Methods for In vivo Dosimetry in External Radiotherapy, ESTRO Booklet No. 1*. 2nd Edition, European Society for Radiation Oncology, ESTRO, Brussels.
- [23] Khan P. (2016). *Clinician's Guide to Mycosis Fungoides*. Cham, Switzerland: Springer.
- [24] Cerroni L., Gatter K., y Kerl H. (2008). *An illustrated Guide to Skin Lymphoma*. Denmark: John Wiley & Sons.
- [25] Patel SP, Holtermann OA. (1983). *Mycosis fungoides: an overview*. J Surg Oncol. 22(4), 221-7.

- [26] Mariaca Flórez CJ, Londoño García AM, Valencia Ocampo OJ, Jaimes N y Velásquez Lopera MM. (2017). *Fototerapia en el tratamiento de la micosis fungoide*. *Dermatol Rev Mex*, 61(2), 115-136.
- [27] Yorke E. et al. (2005). *Diode in in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy: Report of Task Group 62 of the Radiation Therapy Committee, AAPM Report No. 87*. Madison, WI. Medical Physics Publishing.
- [28] International Atomic Energy Agency. (2005). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Technical Reports Series No. 398*. IAEA, Vienna, Austria.
- [29] Piotrowski T. et al. (2013). *Total skin electron irradiation techniques: a review*. *Postepy Dermatologii I Alergologii*, 30(1), 50-55.
- [30] International Atomic Energy Agency. (2013). *Development of Procedure For In In vivo Dosimetry In Radiotherapy. Technical Reports Series No. 8*. IAEA, Vienna, Austria.
- [31] Norma Oficial Mexicana. (2016). *Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia: Aceleradores lineales, NOM-033-NUCL*. México.
- [32] Ragona R. et al. (2001). *Characterization of a diode system for in in vivo dosimetry with electron beams*. *Radiol Med*, 102(4), 271-5.
- [33] Yaparpalvi R. et al. (2000). *Clinical experience with routine diode dosimetry for electron beam radiotherapy*. *Radiol Oncol Bio Phys*, 48(4), 1259-65.
- [34] Piotrowski T., Malicki J (2006). *The rotary dual technique for total skin irradiation in the treatment of mycosis fungoides – a description of the applied method*. *Rep Pract Oncol Radiother*. 11(1):29–37.
- [35] Braams R. (1958). *Superficial radiation therapy of large skin areas*. *Dermatologica*. 117:204–214.
- [36] Emami B. et al. (1991). *Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 21(1):109–122
- [37] Dieterich S. et al. (2016). *Practical Radiation Oncology Physics: A Companion to Gunderson & Teppers Clinical Radiation Oncology*. China: Elsevier.
- [38] Malvino A. Y Bates J. D. (1999). *Principios de Electrónica*. España: McGraw-Hill.
- [39] Frenzel E. L. (1997). *Crash Course in Electronics Technology*. USA: Elsevier.
- [40] Tomblyn B. M. et al. (2012) *Hematologic Malignancies*. Nueva York, USA: Demos Medical.
- [41] Gunderson L. et al. (2016). *Clinical Radiation Oncology*. China: Elsevier.

[42] PTW, (2015). *Manual de usuario Sonda semiconductor in-vivo T60010MP, T60010HP, T60010L, T60010RO y T60010EP del número de serie 200*. Alemania.

## Hoja de cálculo para la dosimetría in Vivo

# Apéndice

HOJA DE CALCULO PARA LA DOSIMETRÍA IN VIVO EN PACIENTES CON MICOSIS FUNGOIDES TRATADOS CON TSET 4 MeV											
Datos Clínicos						*Datos de la Calibración					
Paciente	4 de Julio de 2019					Region	Diodo/Canal	Factor de Calibración			
Fecha						Brazo derecho	458-1	0.138			
Campus	Anterior	Posterior	Lat Derecho	Lat Izquierdo		Brazo izquierdo	D-460-2	0.136			
Tamaño de Campo (cm2)	34	34	34	34		Ombiligo	D462-3	0.138			
SDD (cm)	290	290	290	290		Pierna derecha	D463-4	0.142			
UM	2964	2964	2904	2904		Pierna izquierda	D464-5	0.137			
Carga (nC)						*Factores de Corrección por Tamaño de Campo					
Brazo derecho	6.866	7.139	7.872	7.861		Anterior	Posterior	Lat Derecho	Lat Izquierdo		
Brazo izquierdo	7.041	7.033	6.331	8.257		0.9618	0.9618	0.9618	0.9618		
Ombiligo	10.78	10.97	10.56	10.37		0.9066	0.9066	0.9066	0.9066		
Pierna derecha	9.315	11.58	10.98	9.626		0.8625	0.8625	0.8625	0.8625		
Pierna izquierda	9.585	10.95	10.24	10.69		0.89728	0.89728	0.89728	0.89728		
Dosis (Gy)						*Factores de Corrección por Distancia Fuente-Superficie					
Brazo derecho	0.76	0.80	0.88	0.88		Anterior	Posterior	Lat Derecho	Lat Izquierdo		
Brazo izquierdo	0.76	0.76	0.69	0.89		0.8408	0.8408	0.8408	0.8408		
Ombiligo	1.13	1.15	1.11	1.09		0.8807	0.8807	0.8807	0.8807		
Pierna derecha	0.89	1.11	1.05	0.92		0.8835	0.8835	0.8835	0.8835		
Pierna izquierda	0.95	1.08	1.01	1.06		0.7534	0.7534	0.7534	0.7534		
Uniformidad (%)						*Los factores de calibración y de corrección únicamente son validos para un haz de 4 MeV y *solo pueden ser modificados por el físico médico.					
Brazo derecho	-24	-20	-12	-12		0.8032	0.8032	0.8032	0.8032		
Brazo izquierdo	-24	-24	-31	-11							
Ombiligo	13	15	11	9							
Pierna derecha	-11	11	5	-8							
Pierna izquierda	-5	8	1	6							
Nota: Para la dosimetría solo es necesario rellenar los cuadros amarillos											
*Los factores de calibración y de corrección únicamente son validos para un haz de 4 MeV y *solo pueden ser modificados por el físico médico.											
Campo	UM Original	F. de corrección	UM Corregida								
Anterior	2964	0.88	2622								
Posterior	2964	0.87	2577								
Lat Derecho	2904	0.90	2623								
Lat Izquierdo	2904	0.92	2671								