

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE LA MIXTECA

IMPLEMENTACIÓN DE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN A CUERPO TOTAL CON  
ELECTRONES (TBEI) EN LA UNIDAD DE ONCOLOGÍA DE LOS SERVICIOS DE SALUD DEL  
ESTADO DE PUEBLA (SSEP)

TESIS  
PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
INGENIERO EN FÍSICA APLICADA

PRESENTA:  
VÍCTOR MANUEL LÓPEZ GUADALUPE

DIRECTOR DE TESIS:  
LIC. ELIUD BASILIO IBARRA

CO-DIRECTOR DE TESIS:  
DR. RICARDO ROSAS RODRÍGUEZ

HUAJUAPAN DE LEÓN, OAXACA.  
SEPTIEMBRE DE 2016.

**IMPLEMENTACIÓN DE LA TÉCNICA DE  
IRRADIACIÓN A CUERPO TOTAL CON  
ELECTRONES (TBEI) EN LA UNIDAD DE  
ONCOLOGÍA DE LOS SERVICIOS DE SALUD DEL  
ESTADO DE PUEBLA (SSEP).**

Víctor Manuel López Guadalupe

Septiembre de 2016

---

*Este trabajo está dedicado a Graciela Guadalupe Pérez y  
E. Eduardo López Guadalupe, mi madre y hermano,  
personas fundamentales en mi vida.*

---

# Agradecimientos.

A mi madre Graciela agradezco por el apoyo ilimitado e incondicional que siempre me ha dado, por guiar mi camino en todos los ámbitos de la vida, por sus sabios consejos que en los momentos más difíciles me alentaron a seguir adelante, pero sobre todo, por su gran amor y devoción que nos tiene a mi hermano y a mí.

A mi hermano Elías Eduardo agradezco su apoyo moral, su confianza y todos aquellos momentos, tanto de alegría como de nostalgia, que me ha permitido compartir a su lado.

A mi tío Eliseo agradezco las largas e interminables charlas, llenas de consejos y palabras de aliento, que me ayudaron a tomar decisiones tanto en mi vida personal como académica.

Al Dr. Raúl Juárez Amaro agradezco el hecho de que me brindara su amistad y además sus sabios consejos tanto en lo académico como personal.

Al Ing. Antonio Avendaño Grelle agradezco su apoyo y confianza al proporcionarme una beca de alimentos durante cuatro años.

Al Fís. Eliud Basilio Ibarra, mi director de tesis agradezco todo su apoyo y disposición para trabajar, aun en los fines de semana, en este tema de tesis. Así también, agradezco el que me brindara su confianza y amistad.

Al Dr. Ricardo Rosas Rodríguez, mi co-director de tesis agradezco me ofreciera trabajar con él y con el Fís. Eliud en tan importante y emocionante tema de tesis. Además, agradezco su apoyo y dedicación en la revisión del contenido de la misma.

Al Dr. Salomón González Martínez, agradezco me brindara su amistad y confianza. Así como también su apoyo tanto en la parte académica como personal.

Al Fís. Gustavo Jiménez Santana, agradezco que siempre está al pendiente de apoyar a los alumnos de la UTM mediante becas, pero sobre todo pone especial interés a aquellos que tenemos mayor necesidad económica, tal y como lo hizo conmigo, ya que gracias a él pude obtener la beca de alimentos proporcionada por el ing. Antonio. También le agradezco sus comentarios y correcciones al fungir como uno de mis sinodales en este trabajo de tesis.

A mis sinodales y profesores, el Dr. Julián Javier Carmona Rodríguez y José Luciano Moyotl Coyotl Coyotl, agradezco su interés en la revisión de este tema de tesis así como sus comentarios y correcciones que sin duda alguna permitieron mejorar este trabajo.



---

A mis compañeros y amigos Claudia Teresa, Antonio, Artemisa y Divani, agradezco su compañía y apoyo en los cinco años que estuvimos juntos cursando cada materia.

A mis grandes amigos Irving y Ale, agradezco esa gran amistad que nos une y además todo el gran apoyo personal durante estos 6 años de vida universitaria.

Gracias por ayudarme y estar conmigo, para hacer posible el inicio y la culminación de mis estudios de licenciatura.

Víctor Manuel López Guadalupe, Septiembre de 2016.

---

# Resumen.

En este trabajo de tesis se estudió el uso de haces de electrones para irradiación a cuerpo total, desde su definición, dosimetría, aplicaciones, hasta su implementación en la unidad de oncología de los servicios de salud del estado de Puebla (SSEP). Para lograr esto último, primero se estudió, de manera breve, la interacción de la radiación ionizante con la materia y los efectos biológicos de la radiación. Posteriormente, se estudiaron las magnitudes y unidades radiológicas, necesarias para poder cuantificar el grado de dicha interacción. También se estudió la teoría de la cavidad de Bragg-Gray, la cual es la base del funcionamiento de los dosímetros ionométricos, por ejemplo las cámaras de ionización. Así mismo, fue necesario realizar una revisión, breve, de la teoría sobre el funcionamiento de aceleradores lineales para uso clínico.

El núcleo de esta tesis consistió en estudiar, primero la dosimetría de haces de electrones en radioterapia convencional (SSD igual a 100 cm), para lo cual se realizó el estudio y análisis del protocolo TRS No. 398 del organismo internacional de energía atómica (IAEA por sus siglas en inglés). Posteriormente, se investigó el estado del arte de la técnica de irradiación a cuerpo total con electrones (TBEI), de lo cual se concluyó que la técnica de tratamiento más adecuada para la unidad de oncología de los SSEP, es la de dos grandes campos de tratamiento, uno incidiendo en la dirección anatómica anterior-posterior (AP) y el otro en la dirección posterior-anterior (PA), y con el paciente de pie en una posición fija. Esta técnica resultó la más viable debido a las dimensiones del cuarto de tratamiento y equipo dosimétrico con el cuenta dicha unidad.

También de la investigación del estado del arte de la técnica de TBEI, se concluyó que la mejor manera de realizar la dosimetría de esta técnica, en la unidad de oncología de los SSEP, era primero realizar la dosimetría absoluta para haces de electrones en un maniquí de plástico, pero para comprobar la equivalencia entre un maniquí de agua y uno de plástico, también se realizó la dosimetría absoluta en agua. Del comparar estos procedimientos se obtuvo que los maniquíes son equivalentes. Después de comprobar esto, se realizó la dosimetría relativa, con una SSD igual a 411 cm, mediante la obtención de una curva de ionización relativa en profundidad.

Mediante la comparación de la ionización medida en la irradiación con la SSD igual a 100 cm y con la SSD igual a 411 cm, se obtuvo el factor de decaimiento de la ionización (FDI). Dicha comparación consistió en determinar la cantidad de ionización que se produce a una profundidad Z, determinada, a una SSD igual a 411 cm, respecto de la que se produce a la misma profundidad Z, pero a una SSD igual a 100 cm.

Con el objetivo de determinar el impacto del uso de una alta tasa de dosis,  $1000 \frac{\text{MU}}{\text{min}}$ , en el tratamiento de TBEI se realizaron mediciones de la ionización, en la profundidad del máximo de ionización (9 mm) con una SSD igual a 411 cm, usando la tasa de dosis para tratamientos convencionales,  $400 \frac{\text{MU}}{\text{min}}$ , y la alta tasa de dosis,  $1000 \frac{\text{MU}}{\text{min}}$ . Al comparar estas mediciones se observó que existe una diferencia de

---

1.02 % de la ionización producida en ambas condiciones, por lo cual se obtuvo un factor de corrección por el uso de alta tasa de dosis, FCAD.

El FDI y el FCAD permitirán determinar el número de unidades monitor (MU) necesarias para suministrar la dosis absorbida prescrita, por el médico tratante. El número de MU es igual al cociente entre la dosis prescrita,  $D_p$ , en cGy, y el rendimiento del linac en las condiciones de tratamiento,  $\dot{D}_{trat}$ , en  $\frac{cGy}{MU}$ , para el caso de TBEI el número de MU se determina utilizando la siguiente ecuación:

$$MU = \frac{D_p}{\dot{D}_r \times FDI \times FCAD \times PDD} ;$$

donde:

- $D_p$  Es la dosis prescrita en cGy.
- $\dot{D}_r$  Es el factor de calibración del linac:  
*Como se mencionó es igual a  $1 \frac{cGy}{MU}$ .*
- $FDI$  Es el factor de decaimiento de la ionización.
- $FCAD$  Es el factor de corrección por el uso de alta tasa de dosis.
- $PDD$  Es el mínimo porcentaje de dosis, recomendado por la ICRU, con el que se busca cubrir el volumen tumoral, en este caso toda la piel.

Es importante hacer notar que la tasa de dosis de referencia,  $1 \frac{cGy}{MU}$ , se obtiene aplicando el protocolo TRS No. 398 del IAEA, en las condiciones específicas de referencia mostradas en la tabla 5.2. Entonces, teniendo en cuenta lo anterior y el denominador de la última ecuación se puede deducir que el rendimiento del linac en las condiciones de tratamiento con TBEI,  $\dot{D}_{TBEI}$ , es igual al producto del factor de calibración del linac,  $\dot{D}_r$ , el factor de decaimiento de la ionización, FDI, y el factor de corrección por el uso de alta tasa de dosis, FCAD, como lo muestra la siguiente ecuación:

$$\dot{D}_{TBEI} = \dot{D}_r \times FDI \times FCAD$$

---

# Índice general

<b>Agradecimientos.</b>	<b>II</b>
<b>Resumen.</b>	<b>IV</b>
<b>1. Introducción.</b>	<b>1</b>
<b>2. Magnitudes y unidades radiológicas.</b>	<b>6</b>
2.1. Introducción. . . . .	6
2.2. Magnitudes fundamentales. . . . .	7
2.2.1. Actividad. . . . .	7
2.2.2. KERMA. . . . .	7
2.2.3. CEMA. . . . .	8
2.2.4. Exposición. . . . .	8
2.2.5. Dosis absorbida. . . . .	9
2.3. Magnitudes de protección radiológica. . . . .	9
2.3.1. Dosis de órgano. . . . .	9
2.3.2. Dosis equivalente. . . . .	9
2.3.3. Dosis efectiva. . . . .	10
<b>3. Fundamentos de la dosimetría de la radiación ionizante.</b>	<b>11</b>
3.1. Detección de la radiación. . . . .	11
3.2. Teoría de la cavidad de Bragg-Gray. . . . .	12
3.3. Dosímetros. . . . .	15
3.3.1. Cámaras de ionización. . . . .	16
3.3.1.1. Cámara cilíndrica. . . . .	19
3.3.1.2. Cámara plano-paralela. . . . .	20
3.3.2. Contador Geiger-Müller. . . . .	21
<b>4. Teoría básica sobre el funcionamiento de aceleradores lineales para uso clínico.</b>	<b>22</b>
4.1. Introducción. . . . .	22
4.2. Definición del acelerador lineal para uso clínico. . . . .	23
4.3. Componentes principales. . . . .	24
4.4. Funcionamiento de un linac. . . . .	28
4.5. Seguridad. . . . .	29
<b>5. Dosimetría de haces de electrones en radioterapia convencional.</b>	<b>30</b>
5.1. Introducción. . . . .	30
5.2. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD). . . . .	31

5.3. Simetría y aplanado. . . . .	35
5.4. Determinación de la dosis absorbida en agua para haces de electrones de alta energía de acuerdo al protocolo TRS No. 398 del IAEA. . . . .	37
5.4.1. Equipo dosimétrico. . . . .	38
5.4.2. Factor de calibración en dosis absorbida en agua $N_{D,w}$ . . . . .	39
5.4.3. Condiciones de referencia. . . . .	41
5.4.3.1. Calidad del haz $R_{50}$ . . . . .	43
5.4.3.2. Profundidad de referencia $Z_{ref}$ . . . . .	44
5.4.4. Formalismo basado en $N_{D,w}$ . . . . .	44
5.4.4.1. Correcciones por magnitudes de influencia. . . . .	44
5.4.4.2. Factor de corrección por la calidad del haz $K_Q$ . . . . .	46
5.4.5. Dosis absorbida en $Z_{max}$ . . . . .	47
5.4.6. Distribución de dosis en profundidad en el eje del haz. . . . .	47
5.4.7. Uso de maniqués plásticos. . . . .	48
5.4.8. Incertidumbre estimada. . . . .	49
5.5. Factor de campo. . . . .	49
5.6. Cálculo de unidades monitor (MU). . . . .	51
<b>6. Irradiación a cuerpo total con electrones (TBEI).</b>	<b>53</b>
6.1. Miosis Fungoide. . . . .	53
6.2. Definición de la técnica de irradiación a cuerpo total con electrones (TBEI). . . . .	54
6.2.1. Especificaciones para tratamiento de TBEI con dos campos de tratamiento. . . . .	56
6.3. Dosimetría para TBEI. . . . .	56
6.4. Cálculo de unidades monitor (MU) . . . . .	57
6.5. Consideraciones generales. . . . .	58
<b>7. Procedimiento experimental.</b>	<b>59</b>
7.1. Equipo de dosimetría utilizado. . . . .	59
7.2. Dosimetría absoluta. . . . .	61
7.3. Dosimetría relativa. . . . .	65
<b>8. Resultados y análisis de resultados.</b>	<b>68</b>
8.1. Dosimetría absoluta (SSD = 100 cm). . . . .	68
8.1.1. Dosimetría absoluta en maniquí de agua. . . . .	68
8.1.2. Dosimetría absoluta maniquí de plástico . . . . .	69
8.1.3. Análisis de los resultados obtenidos en la dosimetría absoluta. . . . .	70
8.2. Dosimetría relativa (SSD = 411 cm). . . . .	71
8.2.1. Curva de ionización relativa a SSD igual a 411 cm. . . . .	71
8.2.2. Factor de decaimiento de la ionización (FDI). . . . .	71
8.2.3. Análisis de resultados obtenidos en la dosimetría relativa. . . . .	73
<b>Conclusiones.</b>	<b>75</b>
<b>A. Interacción de la radiación con la materia.</b>	<b>77</b>
A.1. Radiación ionizante. . . . .	77
A.2. Ley de decaimiento de la intensidad con el inverso del cuadrado de la distancia. . . . .	78
A.3. Interacciones de electrones. . . . .	78
A.3.1. Interacción Coulombiana. . . . .	79
A.3.2. Poder de frenado másico. . . . .	79

A.3.3. Poder de dispersión másico. . . . .	80
A.4. Interacción de fotones. . . . .	80
A.4.1. Dispersión de Rayleigh. . . . .	81
A.4.2. Efecto fotoeléctrico. . . . .	81
A.4.3. Efecto Compton. . . . .	82
A.4.4. Producción de pares. . . . .	82
<b>B. Efectos biológicos de la radiación.</b>	<b>84</b>
B.1. Las células y sus funciones. . . . .	84
B.2. Interacción de la radiación con las células. . . . .	85
B.2.1. Efectos en tejido sano. . . . .	86
B.2.2. Efectos en tejido neoplásico (respuesta tumoral a la radiación). . . . .	87
B.2.3. Efectos deterministas y estocásticos. . . . .	87
B.3. Respuesta a irradiación de cuerpo total. . . . .	87
<b>C. Tabla de resumen de magnitudes y unidades radiológicas.</b>	<b>88</b>
<b>Bibliografía.</b>	<b>89</b>

---

# Capítulo 1

## Introducción.

La física médica, tal como la define la organización internacional de física médica (IOMP por sus siglas en inglés), es una rama de la física aplicada que utiliza los principios, métodos y técnicas de la física para la prevención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades humanas. Su objetivo principal es mejorar la salud y bienestar de los seres humanos. La física médica se divide en las siguientes ramas: física de la radioterapia, física de la imagenología médica, física de la medicina nuclear, física de la protección radiológica en medicina y física de las radiaciones no ionizantes en medicina [1].

Organizaciones científicas, tales como el organismo internacional de energía atómica (IAEA por sus siglas en inglés) y la comisión internacional de unidades y medidas radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés), consideran que la física médica tal como se conoce hoy en día, con una componente muy importante en física de las radiaciones ionizantes (radioterapia), tuvo sus inicios apartir del descubrimiento de los rayos X por el alemán Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, galardonado con el premio nobel de física en 1901 [1].

La física de las radiaciones ionizantes, también llamada física radiológica, es la ciencia que estudia las fuentes de radiación ionizante y su interacción con la materia [2], poniendo especial interés en la cantidad de energía que transfiere al medio con el cual interactúa, ya sea por ionización directa o indirecta. La dosimetría de la radiación ionizante proporciona métodos para determinar cuantitativamente esta energía. La física de las radiaciones ionizantes inició, como ya se mencionó en la década de 1890, con el descubrimiento de los rayos X, por Wilhelm Röntgen, además del descubrimiento de la radioactividad, por Henri Becquerel, y el descubrimiento del radio (Ra) por los esposos Curie [2].

Al poco tiempo del descubrimiento de los rayos X y la radioactividad, se reconoció que las radiaciones ionizantes producen efectos dañinos en tejidos sanos, y de manera natural se propuso su uso para el tratamiento de tejido neoplásico (tumores), por lo tanto, en muy poco tiempo, tanto los rayos X como el radio, se convirtieron en importantes herramientas en medicina oncológica. Hoy en día, la radioterapia es una de las áreas más importantes de la física médica, la cual hace uso de haces de radiación ionizante (rayos X, rayos gamma, electrones, neutrones, protones, etcétera) para depositar grandes cantidades de energía en el tejido neoplásico. La radioterapia permite controlar el crecimiento celular debido a la capacidad de la radiación ionizante de dañar el ADN del tejido irradiado y posteriormente producir su muerte. Dado que la radiación ionizante daña tanto a las células malignas como a las sanas, el reto de cualquier tipo de tratamiento en radioterapia es concentrar la mayor cantidad de dosis absorbida, prescrita por el médico, en el tejido neoplásico y al mismo tiempo proteger, en la medida de lo posible, a los tejidos sanos [1].

Los procedimientos en radioterapia se clasifican en dos categorías: Radioterapia de haces externos y braquiterapia [3]. En la primera la fuente de radiación ionizante, comúnmente fotones y haces de electrones, se encuentra a una cierta distancia del paciente y el tejido neoplásico es irradiado con haces externos. Mientras que, en la braquiterapia la fuente de radiación ionizante son cápsulas de un isótopo radiactivo (por ejemplo el  $^{192}\text{Ir}$  y  $^{60}\text{Co}$ ) que se colocan de forma intersticial o en contacto con el tejido neoplásico. La braquiterapia se usa más comúnmente en el tratamiento de cáncer cervicouterino y de próstata.

Debido a que los rayos X se utilizaron para el tratamiento externo de algunos tipos de tejido neoplásico poco tiempo después de su descubrimiento, a principios de la década de 1920, se inventaron los primeros tubos de rayos X, operando con diferencias de potenciales entre 100 y 300 kV, con los cuales se producían haces con suficiente energía e intensidad para poder penetrar algunos centímetros de tejido, sin embargo, ocasionaban daños significativos a la piel. A partir de la invención de la unidad de cobalto, realizada por H.E. Johns en la década de 1940, las técnicas para planificar los tratamientos se fueron haciendo más complejas, impulsando fuertemente el campo de la dosimetría para realizar el comisionamiento de los haces de tratamiento y aplicar sus resultados en el cálculo de la dosis absorbida y distribución de la dosis en el paciente. Estos cálculos se vieron beneficiados con la aparición de los sistemas de cómputo, esenciales para manejar grandes cantidades de datos e individualizar los tratamientos [1].

Hoy en día, para la aplicación de tratamientos de radioterapia, se utiliza principalmente un acelerador lineal para uso clínico (LINAC por sus siglas en inglés), equipo de braquiterapia y fuentes de cobalto, esta última cada vez con menor frecuencia de uso. Los LINAC's permiten acelerar electrones a altas energías (con velocidades muy cercanas a la de la luz, del orden de  $0.9c$ ) usando ondas electromagnéticas de alta frecuencia a lo largo de una guía aceleradora. Los haces de electrones se pueden utilizar directamente para irradiar lesiones superficiales, o bien se les puede hacer incidir sobre blancos de alto número atómico (como el Tungsteno) para producir haces intensos de rayos X e irradiar tumores profundos, estos equipos operan en un intervalo amplio de energías, entre 4 y 25 MeV. Los tratamientos convencionales se realizan usando varios campos, algunas veces hasta 10, que irradian al tumor desde diferentes direcciones y con distancias de tratamiento menores o iguales a 100 cm.

En radioterapia, se requiere controlar los efectos que provoca la radiación en el tejido y sus efectos en el paciente, por tal motivo los haces de electrones y fotones, producidos por un LINAC, deben ser caracterizados antes de su uso en tratamientos. Para caracterizar el haz de tratamiento, se requiere realizar la medición de distintos parámetros físicos y clínicos del haz, tales como: la dosis absorbida en profundidad, energía nominal (o calidad del haz), simetría y aplanado. A dicha caracterización se le denomina comisionamiento o calibración del haz de tratamiento y para realizarla es necesario utilizar sistemas de dosimetría, lo cual implica el uso de dosímetros. El comisionamiento de los haces de tratamiento es un procedimiento fundamental para lograr una adecuada exactitud en el suministro de la dosis al paciente.

La dosimetría de la radiación ionizante se encarga de la cuantificación de la dosis absorbida resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia. En radioterapia, se llama *dosimetría absoluta* al procedimiento en el que se mide la dosis absorbida en condiciones específicas de referencia, las cuales son recomendadas por protocolos aceptados nacional o internacionalmente. Ejemplos de los protocolos nacionales son los desarrollados por las asociaciones de física médica de cada país, como lo son el TG-21 y TG-51 de la asociación americana de físicos en medicina (AAPM por sus siglas en inglés) y el protocolo alemán DIN 6800-2, sólo por mencionar algunos. Ejemplos de protocolos internacionales son el TRS No. 277 y TRS No. 398 del organismo internacional de energía atómica (IAEA por sus siglas



en inglés) [3, 4].

La *dosimetría relativa* consiste en la comparación de dos lecturas del dosímetro, una de las cuales es la efectuada en condiciones de referencia.

Para controlar la dosis administrada durante el tratamiento de radioterapia, es necesario utilizar el concepto de unidades monitor (MU por sus siglas en inglés). En principio, no necesariamente existe una correspondencia uno a uno entre unidad monitor y dosis absorbida, pero es usual calibrar el acelerador lineal para uso clínico (LINAC, por sus siglas en inglés), tal que una MU corresponda a  $1 \text{ cGy}^1$ , en condiciones específicas de referencia. Sin embargo, las condiciones de tratamiento difieren de las de calibración, en cuanto a geometría, distancia de tratamiento e inhomogeneidad del tejido, por lo que es necesario realizar el cálculo del número de MU necesarias para administrar la dosis prescrita, por el médico tratante, en las condiciones específicas de tratamiento. Entonces se define el número de unidades monitor [4, 5], MU, como el cociente entre la dosis prescrita,  $D_p$ , en cGy, y el rendimiento del linac en las condiciones de tratamiento,  $\dot{D}_{trat}$ , en  $\frac{\text{cGy}}{\text{MU}}$ .

El término linfoma es utilizado en medicina para referirse a diversos tipos de tejidos neoplásicos (tumores) que se originan en los linfocitos (células inmunitarias). Se conocen tres tipos de estas células: linfocitos B, linfocitos T y células NK. En general, los linfomas de células B son más comunes que los linfomas de células T. Sin embargo, en la piel, los linfomas de células T son el tipo más común. Existe una gran variedad de linfomas B y T, que afectan la piel de forma primaria o secundaria. El término linfoma cutáneo primario se refiere a linfomas de células T y B que están presentes en la piel pero no muestran daño extracutáneo en el momento del diagnóstico. Mientras, que el término de linfoma cutáneo secundario se refiere a que primero se presentó un linfoma no cutáneo y posteriormente se desarrolló uno cutáneo.

La *Micosis Fungoide* (MF), es el tipo más común de linfoma cutáneo, consiste en un desorden linfoproliferativo, que se desarrolla sin dolor y que afecta la dermis, causando una proliferación anormal de células T CD4<sup>+</sup> [6]. Los individuos afectados por este padecimiento, se encuentran principalmente entre los 50 y 60 años de edad, mientras que los niños raramente lo padecen. Los pacientes con esta enfermedad tienen un linfoma caracterizado por una dermatitis irregular, la cual eventualmente se puede extender sobre toda su piel [7].

Con el objetivo de proporcionar un método eficaz para tratar linfomas cutáneos que invaden toda la piel, desde 1950 se han desarrollado varias técnicas de irradiación y planes de dosis [7, 8, 9]. Resultando la más eficaz y utilizada, la técnica de *irradiación a cuerpo total con electrones* (TBEI por sus siglas en inglés) con alta tasa de dosis. La elección del haz de electrones es debido a su baja penetración en el tejido [10], ya que es sólo la piel la que necesita el tratamiento y no los demás tejidos. Toda la piel del paciente puede ser tratada, pero limitada a cierta profundidad de acuerdo con la región de tratamiento, esto determina la elección de la energía del haz de electrones a utilizar, la cual normalmente es de 6 MeV, debido a que el alcance práctico ( $R_p$ ) es menor a 3.5 cm. Es importante mencionar que en la literatura esta técnica se conoce también como irradiación total de piel con electrones [11].

La irradiación a cuerpo total con electrones es una técnica especial utilizada en radioterapia para tratar linfomas cutáneos que afectan toda la piel del paciente. Debido a lo anterior, el objetivo del

---

<sup>1</sup>La unidad en el sistema internacional para la dosis absorbida es el  $\frac{\text{J}}{\text{kg}}$ , que recibe el nombre de Gray (Gy), tal que  $1\text{Gy} = 1\frac{\text{J}}{\text{kg}}$

tratamiento en dicha técnica es todo el cuerpo del paciente [12]. Para realizar la irradiación a cuerpo total se requieren campos de radiación de aproximadamente 80 cm de ancho y 200 cm de largo, mientras que en los tratamientos convencionales los campos utilizados son de máximo 40 cm x 40 cm [13]. Los campos de radiación utilizados en TBEI se generan utilizando la propiedad de divergencia del haz, por este motivo es necesario posicionar al paciente a distancias fuente-superficie (SSD, por sus siglas en inglés) en el rango de 300 a 500 cm. Un problema técnico se debe a que el LINAC, y con ello los haces de tratamiento, se calibran para administrar tratamientos a SSD de 100 cm (tratamientos convencionales). Otro problema es la irregularidad de la superficie del paciente, debido a que la piel es una superficie curva y grasa [14].

Los parámetros dosimétricos básicos para TBEI son los mismos que para radioterapia convencional, incluyendo tanto a la dosimetría absoluta como a la relativa. Sin embargo, estos parámetros deben ser medidos en las condiciones específicas de TBEI para obtener información confiable y exacta de la dosis absorbida en tales condiciones de tratamiento [3].

En un sentido amplio, el concepto de irradiación a cuerpo total abarca todos los procesos de radiación con grandes campos de intensidad, ya sea utilizando fotones o electrones. En esta tesis se estudió el uso de haces de electrones para irradiación a cuerpo total, desde su definición, dosimetría, aplicaciones, hasta su implementación en la unidad de oncología de los SSEP. El objetivo principal consistió en determinar las características del haz de electrones en las condiciones de tratamiento de TBEI y proporcionar los parámetros necesarios para administrar dicho tratamiento a pacientes que lo requieran en la mencionada unidad.

El desarrollo de este trabajo de tesis es el siguiente: El capítulo 2 está dedicado a la definición de las magnitudes y unidades radiológicas básicas tales como KERMA, CEMA, dosis absorbida, exposición, dosis de órgano, dosis equivalente y dosis efectiva. Dichas definiciones son necesarias para describir los campos de radiación ionizante y cuantificar la energía que transfieren a la materia con la cual interactúan. Al final de este capítulo se muestra una tabla de resumen de las magnitudes y unidades radiológicas básicas.

En el capítulo 3 se estudian los fundamentos de la dosimetría de la radiación ionizante, por lo cual se enuncia la definición de un sistema de detección de la radiación ionizante, sistema de dosimetría y la definición y propiedades de un dosímetro. También se estudia la teoría de la cavidad de Bragg-Gray, en la cual se basa el principio de funcionamiento de los dosímetros llamados cámaras de ionización, las cuales también se tratan en este capítulo, poniendo especial atención en las cámaras cilíndricas y plano-paralelas. Este capítulo permite entender cómo funciona una cámara de ionización, lo cual es de suma importancia ya que la mayoría de los protocolos para comisionamiento de haces de radiación ionizante para uso clínico recomienda utilizar cámaras de ionización para dicho procedimiento.

El objetivo del capítulo 4 consiste en explicar la diferencia existente entre los LINACs y los demás tipos de aceleradores de partículas, así como proporcionar una idea concisa de sus componentes principales y describir, de forma breve, el proceso de funcionamiento de dicho acelerador de partículas. Debido a lo anterior en este capítulo se estudia la teoría básica sobre el funcionamiento de los LINACs, desde su definición y comparación con otros aceleradores de partículas, hasta el estudio de su funcionamiento.

El objetivo del capítulo 5 es proporcionar una idea concisa del procedimiento para realizar la dosimetría en radioterapia convencional con haces de electrones, por lo cual, en este capítulo se estudian los conceptos involucrados en la dosimetría de haces de electrones en radioterapia convencional, tales

como: curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y de ionización relativa, simetría, aplanado y el procedimiento para determinar la dosis absorbida en agua para haces de electrones de acuerdo al protocolo internacional TRS No. 398 del IAEA. Además se explica cómo realizar el cálculo de las unidades monitor (MU).

El capítulo 6 es el núcleo de este trabajo de tesis, por lo cual en él se define el término Miosis fungoide, la técnica de irradiación a cuerpo total con electrones (TBEI) y la dosimetría para dicha técnica. Además en este capítulo se define la técnica de TBEI a implementar en la unidad de oncología de los servicios de salud del estado de Puebla (SSEP).

En el capítulo 7 se describe detalladamente el procedimiento experimental que se desarrolló para realizar la dosimetría de la técnica de irradiación a cuerpo total con electrones, implementada en la unidad de oncología de los SSEP. En el capítulo 8 se muestran y se discuten los resultados obtenidos de dicho proceso dosimétrico.

Al final se escriben las conclusiones sobre este trabajo y se comentan algunas sugerencias, en cuanto a equipo dosimétrico, para mejorar el proceso de dosimetría en TBEI en dicha unidad de oncología.

Los apéndices de esta tesis tienen como objetivo proporcionar una introducción a la radioterapia. Por tal motivo en el apéndice A se enuncia la definición de radiación ionizante y las leyes físicas que rigen la interacción de la radiación ionizante con la materia, tales como: la interacción de Coulomb, dispersión de Rayleigh, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. En el apéndice B se estudian los efectos de la interacción de la radiación ionizante con las células, tales como: efectos en tejido sano, la respuesta tumoral a la radiación y los efectos deterministas y estocásticos.

---

## Capítulo 2

# Magnitudes y unidades radiológicas.

### 2.1. Introducción.

Para describir los campos de radiación ionizante y cuantificar la energía que transfieren a la materia con la cual interactúan, es necesario definir algunas magnitudes y unidades. En este capítulo se definirán las magnitudes de KERMA, CEMA, dosis absorbida, exposición, dosis de órgano, dosis equivalente y dosis efectiva.

Una *magnitud estocástica* tiene las siguientes características [2]:

- Sus valores ocurren aleatoriamente y entonces no pueden predecirse con exactitud. Sin embargo, la probabilidad de que cualquier valor ocurra puede ser determinada mediante una distribución de probabilidad.
- Está definida, únicamente, para dominios finitos (i.e. no infinitesimales). Estos valores varían discontinuamente en el espacio y en el tiempo, por lo cual no tiene sentido hablar de su gradiente o tasa de cambio.
- Su valor esperado  $N_e$  es la media  $\bar{N}$  de sus valores medidos  $N$ , cuando el número  $n$  de mediciones se aproxima a infinito.

Mientras que, una *magnitud no estocástica* tiene las siguientes características [2]:

- Para ciertas condiciones establecidas estos valores pueden, en principio, calcularse mediante relaciones determinísticas.
- Es en general, una función definida para cada punto del espacio y en el tiempo, por lo cual, es continua y diferenciable en dichos dominios.
- Su valor esperado es igual, o está en función, al valor esperado de una magnitud estocástica relacionada, si existe alguna. Aunque, en general, una magnitud no estocástica no necesariamente está relacionada con una magnitud estocástica, en el contexto de radiación ionizante, estas se relacionan.

Las magnitudes utilizadas para describir los campos de radiación ionizante, y sus interacciones con la materia, son no estocásticas. Sin embargo, en microdosimetría (la cual estudia la energía cedida a un pequeño pero finito volumen de materia) se trabaja con magnitudes estocásticas. En este trabajo sólo se utilizan magnitudes no estocásticas.

Se puede asumir, en general, que un campo de radiación estacionario es estrictamente aleatorio, respecto al número de haces que llegan a un punto en el espacio por unidad de área y de tiempo. Se puede demostrar que dicho arribo de haces sigue una distribución de Poisson, la cual para un número grande de eventos se aproxima a una distribución de Gauss [2].

## 2.2. Magnitudes fundamentales.

### 2.2.1. Actividad.

La actividad,  $A$ , de una fuente radiactiva se define como el número de desintegraciones que sufre por unidad de tiempo, i.e., la velocidad de desintegración. Ésta no es igual al número de tipos de radiaciones emitidas (aunque si es proporcional a él), porque en algunos casos una desintegración da lugar a varios tipos de radiaciones: por ejemplo, una sola desintegración de un núcleo de  $^{60}\text{Co}$  produce una  $\beta$  y dos de rayos gamma.

La unidad de Actividad, en el SI, es el Becquerel (Bq), definido como una desintegración en un segundo, i.e.,  $1 \text{ Bq} = 1 \text{ desintegración /s}$ . La otra unidad muy utilizada es el Curie (Ci), definido como  $1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ desintegraciones/s} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ .

Entre más núcleos de un isótopo radiactivo se encuentran presentes en una fuente, mayor será su actividad, la cual es proporcional a dicho número de núcleos  $N$ , como lo muestra la ecuación 2.1.

$$A = \lambda N \quad [\text{Bq}] \quad (2.1)$$

La constante de proporcionalidad,  $\lambda$ , se denomina constante de decaimiento, tiene unidades de  $1/\text{segundo}$  y representa la probabilidad de decaimiento por núcleo y por unidad de tiempo del isótopo. Cada isótopo tiene una constante de decaimiento distinta.

Es importante mencionar que en este trabajo de tesis, no se utilizarán fuente radiactivas. Sin embargo, se definió la actividad debido a que es una magnitud radiológica básica.

### 2.2.2. KERMA.

KERMA (por sus siglas en inglés),  $K$ , es el acrónimo de energía cinética transferida por unidad de masa. Ésta es una magnitud no estocástica, aplicable a radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones en movimiento) y la comisión internacional de unidades y medidas radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés) la definió como la cantidad promedio de energía transferida  $dE_{tr}$ , de la radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas (electrones y positrones) dentro de un volumen específico de interés, por unidad de masa  $dm$ , como lo muestra la ecuación 2.2 [2, 3].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \left[ \frac{\text{J}}{\text{Kg}} \right] \quad (2.2)$$

La KERMA se expresa en unidades de  $\text{erg/g}$ , dosis de radiación absorbida (rad, por sus siglas en inglés) o  $\text{J/kg}$ . La última unidad también es llamada Gray (Gy), i.e.,  $1 \text{ J/Kg} = 1 \text{ Gy}$ , en honor de L. H. Gray, un científico pionero en física radiológica. Los factores de conversión entre estas unidades son [3]:

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{Kg}} = 10^2 \text{ rad} = 10^{-4} \frac{\text{erg}}{\text{g}} \quad (2.3)$$

La KERMA tiene dos componentes, debido a que incluye la energía cinética recibida por partículas cargadas, para ser destinada a dos tipos de interacciones de las partículas cargadas con los átomos del medio [2, 3]:

- La KERMA de colisión: Es debida a interacciones de electrones, desprendidos por interacciones de la radiación indirectamente ionizante con los átomos del medio, con otros electrones de átomos del mismo medio.
- La KERMA radiativa: Es debida a interacciones de electrones, desprendidos por interacciones de la radiación indirectamente ionizante con los átomos del medio, con otros núcleos atómicos, produciendo radiación de frenado. También, es debida a la interacción de aniquilación entre los positrones, desprendidos por interacciones de la radiación indirectamente ionizante con los núcleos atómicos del medio, con electrones del mismo medio.

### 2.2.3. CEMA.

CEMA (por sus siglas en inglés), es el acrónimo de energía convertida por unidad de masa . Ésta es una magnitud no estocástica aplicada a radiación directamente ionizante, tales como, electrones o protones. El CEMA,  $C$ , se define como la energía  $dE_c$  pérdida por partículas cargadas, excepto electrones secundarios, en colisiones con un diferencial de masa  $dm$  del medio, como lo muestra la ecuación 2.4 [3]:

$$C = \frac{dE_c}{dm} \quad [\text{Gy}] \quad (2.4)$$

### 2.2.4. Exposición.

La exposición,  $X$ , es históricamente la magnitud radiológica más antigua y la ICRU la definió, en 1980, como el cociente de  $dQ$  y  $dm$ , ecuación 2.5 [2, 3], donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de iones de una corriente producida en aire, cuando todos los electrones y positrones, liberados o creados por interacciones de fotones con un diferencial de masa  $dm$  de aire, son completamente frenados en dicho medio.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \left[ \frac{\text{C}}{\text{Kg}} \right] \quad (2.5)$$

La unidad de la exposición, en el S.I, es el Coulomb sobre kilogramo. Sin embargo, la unidad utilizada por convención es el Roentgen,  $R$ . Estas dos unidades se relacionan mediante el factor de conversión mostrado en la ecuación 2.6 [3].

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{Kg}} \quad (2.6)$$

La energía promedio empleada para la producción de pares de iones,  $W_{air}$ , es el cociente de  $E_k$  y  $N$ , ecuación 2.7 [2, 3], donde  $N$  es la media del número de pares de iones formados, cuando la energía cinética inicial  $E_k$  de una partícula cargada, es completamente disipada en aire.

$$W_{air} = \frac{E_k}{N} \quad (2.7)$$

### 2.2.5. Dosis absorbida.

La dosis absorbida,  $D$ , es una magnitud no estocástica aplicable tanto a radiación directa como indirectamente ionizante. La ICRU la definió como la energía media cedida,  $\bar{\varepsilon}$ , por la radiación ionizante, a la materia de masa  $m$  contenida en un volumen finito,  $V$ , como lo muestra la ecuación 2.8 [2, 3].

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad [\text{Gy}] \quad (2.8)$$

La energía media cedida,  $\bar{\varepsilon}$ , es la suma de toda la energía entrando al volumen de interés, menos la energía que sale del volumen, considerando también los procesos de conversión masa-energía dentro de dicho volumen. Por ejemplo, la producción de pares (ver apéndice A) decrementa la energía en 1.022 MeV, mientras que la aniquilación electrón-positrón, la incrementa por la misma cantidad.

## 2.3. Magnitudes de protección radiológica.

La dosis absorbida es la magnitud física dosimétrica más fundamental, pero no proporciona información completamente útil para propósitos de protección radiológica, debido a que el daño a tejido humano, depende tanto del tipo de radiación ionizante incidente, así como del tipo de tejido irradiado [2, 3]. Por lo cual, han sido definidas otras magnitudes relacionadas con la dosis absorbida, con el objetivo de considerar tanto efectos físicos como biológicos, de la interacción de la radiación ionizante con el tejido humano. Estas magnitudes son: dosis de órgano, dosis equivalente, dosis efectiva, dosis comprometida y dosis colectiva. A continuación se definen las magnitudes que son más significativas en este trabajo de tesis.

### 2.3.1. Dosis de órgano.

La dosis de órgano se define como la dosis media absorbida,  $D_T$ , por un órgano o tejido,  $T$ , específico del cuerpo humano, está dada por la ecuación 2.9 [3].

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (2.9)$$

Donde:

$m_T$  es la masa del órgano o tejido de interés.

$\varepsilon_T$  es la energía total cedida por la radiación ionizante al órgano o tejido.

### 2.3.2. Dosis equivalente.

Se define la dosis equivalente,  $H_T$ , como el producto de la dosis de órgano,  $D_{R,T}$ , cedida por un tipo específico de radiación ionizante,  $R$ , a un órgano,  $T$ , y el factor de ponderación,  $w_R$ , del tipo de radiación,  $R$ , ecuación 2.10 [3], el cual es una cuantificación de los efectos a la salud propiciados por dicho tipo de radiación. Para rayos X,  $\gamma$  y electrones  $w_R = 1$ ; para protones  $w_R = 5$  y para neutrones esta en el rango de  $5 < w_r < 20$ , dependiendo de su energía.

$$H_T = w_R D_{R,T} \quad [\text{Sv}] \quad (2.10)$$

En el S.I. la unidad de la dosis equivalente es el Sievert (Sv), la cual se define como  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/Kg}$ .

Con base en las definiciones de dosis de órgano y dosis equivalente, se puede decir que la dosis de órgano es la cuantificación de la energía media absorbida por el órgano, promediada sobre su masa total, mientras que, la dosis equivalente es una estimación del consecuente daño biológico al órgano o tejido de interés, provocado por un tipo específico de radiación.

Si un órgano  $T$  es irradiado con varios tipos de radiación ionizante, la dosis equivalente está dada por la ecuación 2.11 [3].

$$H_T = \sum_R w_R D_{R,T} \quad [\text{Sv}] \quad (2.11)$$

### 2.3.3. Dosis efectiva.

La relación entre la probabilidad de ocurrencia de efectos biológicos y la dosis equivalente depende del tipo de órgano o tejido irradiado. Esto implica que para la misma dosis equivalente, el daño provocado, por exposición a radiación ionizante, a diferentes órganos es distinto. Para cuantificar estas diferencias se definen factores de ponderación de tejido.

El factor de ponderación de tejido,  $w_T$ , debe representar la contribución relativa de un órgano al daño total debido a una uniforme irradiación a cuerpo total. Para dosis bajas, los posibles daños individuales de un órgano pueden sumarse, por lo que el posible daño total es la suma de los individuales [3]. Dicha suma se normaliza a la unidad, i.e.  $\sum_T w_T = 1$ .

La dosis efectiva,  $E$ , se define como la suma del producto de la dosis equivalente en cada órgano,  $T$ , que interactúe con la radiación ionizante en su trayectoria, y su correspondiente factor de ponderación de tejido  $w_T$ , como lo muestra la ecuación 2.12 [3].

$$E = \sum_T w_T H_T \quad [\text{Sv}] \quad (2.12)$$

Los factores de ponderación de tejido,  $w_T$ , están tabulados en el informe 60 de la comisión internacional sobre protección radiológica (ICRP, por sus sigla en inglés) y en los estándares de seguridad del organismo internacional de energía atómica (IAEA, por sus siglas en inglés). A pesar de que en los factores de ponderación de tejido se debe considerar el sexo y edad de las personas, para propósitos de protección radiológica estos valores son tomados constantes y aplicados a toda la población. Por ejemplo, para testículos el  $w_T = 0.2$ , mientras que para pulmones  $w_T = 0.12$  y para piel es de  $w_T = 0.01$ , entonces para la misma dosis equivalente, el riesgo de efectos estocásticos a dosis bajas, es mayor para testículos que para pulmones y piel.

Como los factores de ponderación  $w_R$  y  $w_T$  son mutuamente independientes, entonces la ecuación 2.12 se puede escribir como la ecuación 2.13.

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_R w_R \sum_T w_T D_{T,R} \quad (2.13)$$



---

## Capítulo 3

# Fundamentos de la dosimetría de la radiación ionizante.

Estrictamente, la dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) se encarga de la cuantificación de la dosis absorbida resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia. De forma más general, trata con la cuantificación de las magnitudes radiológicas fundamentales, i.e., KERMA, CEMA, exposición y dosis absorbida [2]. De esta definición se sigue que la dosimetría se encarga de establecer procedimientos para realizar la medición de la dosis absorbida por un medio sometido a un campo de radiación ionizante y también de establecer los procedimientos para la calibración de dosímetros y comisionamiento de haces de radiación para uso clínico.

### 3.1. Detección de la radiación.

La radiación ionizante no es perceptible por los sentidos de los seres humanos, por lo cual es necesario tener instrumentos apropiados para detectar su presencia. En muchas circunstancias, además de detectar su presencia, es de suma importancia determinar:

- La cantidad de ionización que le produce al medio con el cual interactúa.
- La cantidad de energía cedida, por la radiación ionizante, a la materia con la cual interactúa, i.e., la dosis absorbida por el medio.
- La distribución de la dosis en el medio.

En el caso específico de radioterapia, se determinan estas tres cantidades antes mencionadas, en el cuerpo humano o en un medio de composición química equivalente, como el agua.

Para medir la dosis absorbida en un medio, es necesario introducir en dicho medio un dispositivo sensible a la radiación ionizante, el cual proporcione una lectura ya sea de carga, corriente o de intensidad, la cual pueda ser transformada, mediante otro dispositivo, en una magnitud radiológica adecuada. Con base en esto, se define a un *sistema de detección de la radiación ionizante* [15], como un conjunto formado por dispositivos sensibles a la radiación y por dispositivos que permiten la transformación de los parámetros suministrados por los primeros, en términos de fluencia, tasa de fluencia, exposición, KERMA, CEMA, dosis absorbida y dosis equivalente. Así también, se define un *sistema de dosimetría* [15] como un sistema que mide o evalúa, ya sea de forma directa o indirecta, alguna magnitud radiológica, como exposición, KERMA, CEMA, dosis absorbida o dosis equivalente.

Es importante notar que de acuerdo con las definiciones anteriores, el concepto de sistema de detección incluye al sistema de dosimetría, el primero de ellos se refiere tanto a sistemas que miden magnitudes radiométricas como dosimétricas, mientras que el segundo se reserva únicamente para las dosimétricas.

Ahora, se define como un *dosímetro* [2, 15] al elemento del sistema de dosimetría que al introducirse en un campo de radiación ionizante, y debido a sus propiedades físicas o químicas, produce en ese momento o en uno posterior, la transducción de la magnitud radiológica a otra medible por un lector. De acuerdo con lo anterior, se puede decir que el dosímetro es la parte sensible, a la radiación ionizante, del sistema de dosimetría. De manera análoga se puede definir un *detector* como el elemento sensible del sistema de detección de la radiación ionizante. Tradicionalmente en el campo de la detección de partículas se denominan detectores a los dispositivos contadores de partículas y si además miden la energía de los sucesos ionizantes se denominan espectrómetros.

De la definición anterior de sistema de dosimetría, se sigue que la medición de una determinada magnitud radiológica, es el proceso mediante el cual se determina su valor experimental utilizando uno o varios sistemas de dosimetría.

En el documento TRS No. 398 [16] del organismo internacional de energía atómica (IAEA por sus siglas en inglés) se menciona que hasta ahora existen tres sistemas de dosimetría, en radioterapia, bien establecidos para determinar la dosis absorbida en agua, los cuales son: el de calorimetría, de dosimetría química y el ionométrico. En este trabajo de tesis, se utilizó un sistema de dosimetría ionométrico, por lo que a continuación se enumeran sus componentes, según lo establecido en el TRS No. 398:

- Dosímetro: es una o varias cámaras de ionización.
- Conjunto de medida: el cual es un electrometro.
- Cables, conectores y fundas.
- Maniquí o maniqués (también llamado fantoma): En radioterapia el término maniquí se usa para describir un material y una estructura que tiene composición química similar a la del cuerpo humano (principalmente agua o placas de PMMA<sup>1</sup>), en el cual se introduce el dosímetro para determinar la dosis absorbida.
- Dispositivo de verificación de estabilidad.

En las siguientes secciones de este capítulo se define qué es una cámara de ionización, los tipos de cámaras de ionización y la teoría que sustenta su funcionamiento como dosímetro.

### 3.2. Teoría de la cavidad de Bragg-Gray.

Como ya se mencionó, para medir la dosis absorbida en un medio es necesario introducir en él un dosímetro. El cual básicamente consiste de un volumen,  $V$ , lleno de un medio  $g$ , sensible a la radiación, y rodeado por una pared de otro medio  $w$  de espesor  $t$ , como lo muestra la figura 3.1. El volumen  $V$  es llamado cavidad y el medio  $g$  puede estar en cualquier estado de agregación sólido, líquido o gaseoso, sin embargo a lo largo de la historia se ha usado solamente un medio en estado gaseoso.

---

<sup>1</sup>Polimetilmetacrilato.

La teoría de la cavidad fue propuesta por W. H. Bragg en 1912 y establecida definitivamente por L. H. Gray entre 1928 y 1936. Dicha teoría fue la primera en proveer una relación entre la dosis absorbida en el medio sensible a la radiación de la cavidad, del dosímetro, con la dosis absorbida en el medio en el cual se encuentra contenido dicho dosímetro [2, 3, 15].

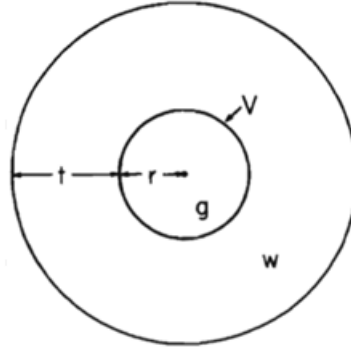


Figura 3.1: Representación esquemática de un dosímetro básico [2].

Para deducir la expresión matemática de la teoría de la cavidad de Bragg-Gray se supone una región de un medio homogéneo  $w$ , sometido a un campo de radiación ionizante, el cual contiene una pequeña cavidad llena de otro medio  $g$ , como lo muestra la figura 3.1. Además se deben cumplir las siguientes condiciones [2, 15]:

- *Primera condición de Bragg-Gray* : El radio  $r$  de la cavidad  $g$  se asume muy pequeño, en comparación con el alcance  $R$  (ver definición en la sección A.3.2) de las partículas cargadas que lo cruzan, tal que su fluencia no sea perturbada por el medio  $g$ . Ésta condición depende de que las propiedades de dispersión de  $w$  y  $g$  sean muy parecidas, tal que el alcance de las partículas cargadas en dichos medios sean prácticamente iguales. Para partículas cargadas pesadas, esta condición no es problema ya que el alcance de las partículas es mucho mayor que el radio de la cavidad. Sin embargo, para electrones y fotones aun la más pequeña cavidad puede provocar una significativa perturbación, a menos de que el número atómico de  $w$  y  $g$  sean muy cercanos.
- *Segunda condición de Bragg-Gray*: La teoría de Bragg-Gray se puede aplicar tanto si, el haz de partículas cargadas es generado en un medio distinto a  $w$  y  $g$ , como también si es generado en  $w$ , mediante interacciones de radiación indirectamente ionizante con el medio  $w$ . Pero no es válido que se generen y frenen partículas cargadas en el medio  $g$  (cavidad). Esta condición tiende a ser más difícil de cumplir por neutrones que por electrones, especialmente si la cavidad contiene hidrogeno, debido a que los neutrones tienen mayor sección transversal.

Con base en las condiciones de Bragg-Gray y considerando una fluencia  $\phi$  de partículas idénticas, con energía cinética  $T$ , atravesando dos medios diferentes,  $w$  y  $g$ , como lo muestra la figura 3.1, entonces la dosis absorbida en  $w$  y  $g$  están dadas por las ecuaciones 3.1 y 3.2, las cuales se obtienen de la ecuación A.4.

$$D_w = \phi \left( \frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} \right)_{col,w} \quad (3.1)$$

$$D_g = \phi \left( \frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} \right)_{col,g} \quad (3.2)$$

Donde  $\left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx}\right)_{col}$  es el poder de frenado másico de colisión en cada medio, definido en la sección A.3.2.

Asumiendo que la fluencia es la misma en ambos medios, entonces el cociente de la dosis absorbida en dos medios adyacentes está dado por la ecuación 3.3.

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx}\right)_{col,w}}{\left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx}\right)_{col,g}} \quad (3.3)$$

Ahora, el valor promedio, sobre una componente monoenergética de la fluencia de partículas  $\phi_T$ , del poder de frenado másico de colisión en la cavidad (o medio  $g$ ),  $\overline{S}_g$ , esta dado por la siguiente ecuación.

$$\overline{S}_g = \frac{\int_0^{T_{max}} \phi_T \left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx}\right)_{col,g} dT}{\int_0^{T_{max}} \phi_T dT} \quad (3.4)$$

Sustituyendo la ecuación 3.2 en la ecuación 3.4, se obtiene:

$$\overline{S}_g = \frac{D_g}{\phi} \quad (3.5)$$

De la misma forma se obtiene que para el medio  $w$  el valor promedio del poder de frenado másico de colisión está dado por la ecuación 3.6.

$$\overline{S}_w = \frac{D_w}{\phi} \quad (3.6)$$

Combinando las ecuaciones 3.5 y 3.6, obtenemos que, el cociente de la dosis absorbida en los medios  $w$  y  $g$ , es igual al cociente de los valores promedios del poder de frenado másico de colisión en los medios  $w$  y  $g$ , dicho cociente se define como  $\overline{S}_g^w$ , como lo muestra la ecuación 3.7.

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\overline{S}_w}{\overline{S}_g} \equiv \overline{S}_g^w \quad (3.7)$$

Si el medio  $g$ , que ocupa el volumen  $V$ , de la cavidad es un gas en el cual, debido a la ionización, se produce una carga  $Q$ , la dosis absorbida en dicho medio,  $D_g$ , puede ser expresada como lo muestra la siguiente ecuación.

$$D_g = \frac{Q}{m} \left(\frac{\overline{W}}{e}\right)_g \quad [\text{Gy}] \quad (3.8)$$

Donde:

- $Q$  es la carga, en Coulombs, que se produce en la cavidad.
- $m$  es la masa, en Kg, del gas.
- $\left(\frac{\overline{W}}{e}\right)_g$  es la energía media utilizada para producir una unidad de carga, en J/C.

Sustituyendo la ecuación 3.8 en la 3.7, se obtiene la dosis absorbida en el medio  $w$  que rodea a la cavidad, llena de gas, tal como lo muestra la ecuación 3.9 [2].

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\overline{W}}{e}\right)_g \overline{S}_g^w \quad [\text{Gy}] \quad (3.9)$$

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray también puede ser aplicada a cavidades llenas de medios líquidos o sólidos, usando la ecuación 3.7.

En dosímetros llamados cámaras de ionización, los cuales se definen posteriormente (sección 3.3.1), el medio  $w$  que rodea la cavidad es normalmente una pared de la misma cámara, en tal caso se dice que la teoría de Bragg-Gray, proporciona una relación entre la dosis absorbida en la cavidad y la pared.

Existen otras teorías de la cavidad, por ejemplo la de Spencer-Attix y la de Burlin, pero en este trabajo sólo se definió la teoría de Bragg-Gray, debido a que proporciona la relación fundamental, de la dosimetría de la radiación, para determinar la dosis absorbida en el medio que rodea a la cavidad. Mientras que, las demás teorías hacen consideraciones más específicas sobre el tamaño de la cavidad, lo cual de acuerdo con la primera condición de Bragg-Gray, está relacionado con la perturbación de la fluencia de partículas. A continuación, se mencionan brevemente dichas consideraciones del tamaño de la cavidad; en la referencia [2] se encuentran descritas de forma detallada cada una de las teorías de la cavidad.

Si se consideran haces de fotones, la cavidad puede ser pequeña, intermedia o grande al comparar su tamaño con los alcances de las partículas cargadas, en este caso electrones, producidas por la interacción de los fotones con el medio. La cavidad se considera pequeña, si el alcance de los electrones es mucho mayor que las dimensiones de la cavidad. La dosis absorbida en el gas de la cavidad proviene casi exclusivamente de los electrones liberados en el medio que rodea la cavidad, entonces se dice que la cavidad es un *detector de electrones* y son aplicables la teoría de Bragg-Gray y la de Spencer-Attix [15].

La cavidad se considera intermedia cuando el radio de la cavidad es más grande que el alcance de los electrones, con lo cual, la producción de electrones en la cavidad se vuelve más significativa y por lo tanto, no se cumplen con las condiciones de Bragg-Gray. Debido a esto, Burlin elaboró una teoría que considera esta situación.

Por último, cuando las dimensiones de la cavidad son muy grandes en comparación con el alcance de los electrones, la dosis absorbida en el gas de la cavidad, es debida a la producción de electrones en el gas, debido a la interacción de los fotones con dicho gas, en este caso se dice que la cavidad es un *detector de fotones* [15].

### 3.3. Dosímetros.

En radioterapia, se requiere controlar los efectos que provoca la radiación en el tejido y sus efectos en el paciente, por lo cual es necesario especificar diferentes parámetros del haz de radiación que se va a utilizar en el tratamiento. Para caracterizar a dicho haz, dependiendo de si éste es de fotones, electrones o protones, se requiere realizar la medición de distintos parámetros, tales como dosis en profundidad, energía nominal, simetría y aplanado, los cuales se definirán posteriormente. A dicha caracterización se le denomina comisionamiento del haz y para realizarla es necesario utilizar sistemas de dosimetría, lo cual implica el uso de dosímetros.

El funcionamiento de un dosímetro sencillo, puede basarse en la teoría de la cavidad de Bragg-Gray. Además debe tener determinadas características, tales como [3]:

- *Precisión:* Es la capacidad del dosímetro de proporcionar el mismo resultado en diferentes mediciones, realizadas bajo las mismas condiciones.

- *Exactitud:* Se refiere a la proximidad entre el valor establecido como convencionalmente verdadero y el valor medio de la cantidad de interés.
- *Linealidad:* Idealmente, la lectura,  $M$ , del dosímetro debe ser directamente proporcional a la cantidad radiológica,  $Q$ , a medir. Sin embargo, siempre existe un rango, por ejemplo de dosis absorbida, en donde esta linealidad no se cumple. Los rangos de linealidad y no linealidad dependen del tipo de dosímetro y sus características físicas.
- *Dependencia a la tasa de dosis:* Idealmente, la respuesta,  $M/Q$ , de un sistema de dosimetría a dos diferentes tasas de dosis  $((dQ/dt)_1$  y  $(dQ/dt)_2$ ) debe permanecer constante. Sin embargo, en la práctica la tasa de dosis puede influir en la lectura del dosímetro. Por lo cual, es necesario realizar correcciones apropiadas, por ejemplo en cámaras de ionización se realizan correcciones por los efectos de recombinación de iones.
- *Respuesta a la energía:* La calidad del haz de radiación determina la capacidad de penetración del haz en el tejido humano. Por lo tanto, depende de la energía efectiva que transporta dicho haz, la cual se determina de su distribución espectral de energía. La respuesta,  $M/Q$ , de un sistema de dosimetría es, por lo general, función de la calidad del haz de radiación. Comúnmente los sistemas de dosimetría son calibrados en una calidad del haz determinada, pero son usados en calidades distintas a la de calibración, por lo cual es necesario realizar correcciones por la dependencia a la energía o calidad del haz.
- *Dependencia direccional:* Es la variación en la respuesta de un dosímetro, con respecto al ángulo de incidencia de la radiación. Los dosímetros usualmente presentan dependencia direccional, debido a sus detalles de fabricación, tamaño y a la energía de la radiación incidente.

No todos los dosímetros, pueden satisfacer todas estas características. Entonces, la elección del tipo de dosímetro a utilizar, depende del tipo de mediciones a realizar y el tipo de radiación ionizante, como se verá posteriormente. Para los propósitos de éste trabajo sólo se tratan las cámaras de ionización cilíndricas, plano paralelas y el contador Geiger-Müller. Sin embargo existe una gran gama de dosímetros, tales como los diodos, termoluminiscentes, de centello, entre otros.

### 3.3.1. Cámaras de ionización.

Una cámara de ionización es básicamente una cavidad, llena de un gas, rodeada por una pared conductora y con un electrodo central, como lo muestra la figura 3.2. La pared y el electrodo central están separados con un aislante de alta calidad para reducir la corriente de fuga, cuando se aplica una diferencia de potencial entre ambos elementos.

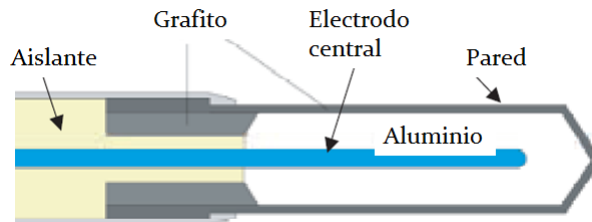


Figura 3.2: Esquema básico de una cámara de ionización cilíndrica [3].

Debido a la presencia del campo eléctrico que se genera entre los electrodos (pared y electrodo central), las cargas eléctricas, producidas por la interacción de la radiación ionizante con el medio de interés, se separan, generando una corriente eléctrica que puede ser medida. En la cámara de ionización existe otro electrodo denominado electrodo de protección, el cual tiene como función coleccionar la corriente de fuga y conducirla directamente a tierra sin que afecte al electrodo central, además evita que el campo eléctrico se deforme en la periferia, de forma que el volumen sensible de la cámara se mantenga constante.

En radioterapia, las cámaras de ionización se utilizan para realizar el comisionamiento de los haces de radiación de tratamiento, debido a que son el tipo de dosímetro más fácil de utilizar (por su geometría) en un maniquí de agua, y además porque su principio de funcionamiento está basado en la teoría de la cavidad de Bragg-Gray.

Para una cámara de ionización de cavidad real, llena con un medio gaseoso  $g$ , y sumergida en agua la relación de Bragg-Gray (Ecuación 3.7), es decir, la dosis absorbida en agua está dada por la ecuación 3.10 [15].

$$D_{agua} = \bar{D}_g \bar{S}_g^{agua}, \quad (3.10)$$

con

$$\bar{D}_g = \frac{\bar{Q}}{m} \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_g \prod K_i = \frac{\bar{Q}}{\rho v} \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_g \prod k_i, \quad (3.11)$$

donde:

- $\bar{Q}$  es la carga media producida, debido a la ionización, en el gas de la cavidad.
- $v$  es el volumen de la cavidad.
- $\rho$  es la densidad del gas de la cavidad, para determinada presión y temperatura.
- $\left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_g$  es la energía media utilizada para producir una unidad de carga.
- $k_i$  son los factores de corrección que toman en cuenta las limitaciones inherentes de una cámara de ionización para cumplir con la teoría de Bragg-Gray y además del hecho de que, formalmente, la teoría de Bragg-Gray proporciona la dosis absorbida por la pared de la cámara.

Normalmente el gas de la cámara es aire, ya que están abiertas a la atmósfera, este es por ejemplo el caso de las cámaras utilizadas en el comisionamiento de los haces de tratamiento en radioterapia. Debido a que las moléculas de oxígeno son electronegativas, tienden a atraer a los electrones producidos por la ionización, con lo que los portadores de carga se pueden considerar constituidos por iones positivos y negativos, en vez de por iones positivos y electrones.

Los electrómetros son equipos utilizados como conjunto de medida (o sistema lector) de las cámaras de ionización. Como se mencionó en la sección 3.1 junto con el maniquí, cables y sistema de verificación de estabilidad forman el sistema de dosimetría ionométrico. Un electrómetro es un dispositivo electrónico para medir cargas en el rango de  $10^{-8}$  a  $10^{-15}$  C y corrientes en el rango de  $10^{-8}$  a  $10^{-15}$  A. La primera es proporcional a la dosis absorbida en el medio que se encuentra sumergida la cámara y la segunda es proporcional a la tasa de dosis. En el caso de los electrómetros asociados a cámaras de ionización estos cuentan con una fuente de voltaje variable entre 30 y 400 V que se aplica en los electrodos de la

cámara para poder efectuar la colección de la carga generada por ionización.

Se definen como *magnitudes de influencia* aquellas que no son el objeto de la medición, pero que influyen en la magnitud a medir. Las cámaras de ionización presentan algunos efectos que son necesarios conocer y tratar de corregir al momento de realizar mediciones, los más significativos son [15]:

- *Corrientes de fugas*: Son todas aquellas corrientes que no se generan a partir de las cargas producidas por la ionización del medio en el cual se encuentra sumergida la cámara. Por ejemplo, las corrientes que se producen como consecuencia de la irradiación de los materiales aislantes y de otras partes de la cámara que no constituyen el volumen activo.
- *Efecto de Polaridad*: El valor de la carga colectada por una cámara de ionización, cuando está expuesta a un campo de radiación constante, es diferente al cambiar la polaridad del voltaje de colección. Este efecto depende esencialmente de la geometría y construcción de la cámara y del tipo de radiación incidente.
- *Recombinación de iones*: Un gas ionizado contiene iones positivos y negativos, debido a la fuerza de Coulomb entre ellos existirá una tendencia a la recombinación con lo que el gas se desionizará. Existe una ineficiencia en la colección de la carga producida en el gas de la cámara debido a la recombinación de iones. Se distinguen dos mecanismos. El primero es debido a la recombinación de iones formados por la misma partícula, es conocido como recombinación inicial y es independiente de la tasa de dosis. El segundo mecanismo procede de la recombinación de iones producidos por diferentes partículas durante su trayectoria a los electrodos y se denomina recombinación general o volumétrica. Este mecanismo es el más significativo y depende de la geometría de la cámara, del valor del voltaje de colección y la tasa de carga producida por la ionización. El factor de corrección se determina mediante el método de las dos tensiones, el cual se abordará posteriormente.
- *Corrección por temperatura, presión y humedad*: Para cámaras de ionización abiertas a la atmósfera, es muy probable que la masa del volumen de aire de la cavidad, durante la medición, sea diferente de la masa en el momento de la calibración. También puede ser diferente la humedad relativa. Por lo que es necesario corregir la lectura por las condiciones atmosféricas, tales como temperatura, presión y humedad, para lo cual se introduce un factor de corrección. Es necesario introducir la cámara en el medio donde se realizarán las mediciones y esperar el tiempo suficiente para que el aire de la cavidad alcance el equilibrio térmico con el medio.

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray se desarrolló inicialmente para la dosimetría de fotones y neutrones, y posteriormente con las correcciones oportunas, se aplicó a la dosimetría de electrones, condicionando el tipo de cámara de ionización a utilizar [15].

Las cámaras de ionización pueden ser empleadas como dosímetros absolutos (patrones primarios) o calibrados (patrones secundarios o instrumento de referencia). Si la masa del gas,  $m_g$ , contenido en la cavidad de la cámara de ionización se conoce sin recurrir a un proceso de calibración, entonces la cámara de ionización es un patrón primario. Asumiendo que la carga colectada en la cavidad puede ser medida y utilizando la ecuación 3.11 se puede calcular la dosis absorbida en el gas de la cavidad. Para conocer de forma exacta  $m_g$  es necesario conocer, de la misma manera, el volumen efectivo de la cavidad,  $v_g$ , y la densidad del gas,  $\rho_g$ . La limitante de conocer con exactitud  $v_g$  depende del diseño de la cámara de ionización, por ello en los laboratorios primarios de calibración dosimétrica (LPCD) diseñan y fabrican sus propias cámaras de ionización, procurando conocer de la forma más exacta posible a  $v_g$ . Sin embargo, las cámaras usadas en muchas aplicaciones de dosimetría, por ejemplo en hospitales, son



diseñadas y fabricadas comercialmente, por lo cual no se conoce, con la exactitud deseada, el volumen efectivo de la cavidad. Debido a lo anterior se dice que este tipo de cámaras son dosímetros que necesitan ser calibrados (es decir, son instrumentos de referencia) [2].  $v_g$  se puede determinar indirectamente realizando un proceso de calibración de la cámara de ionización frente a un patrón primario [4]. El proceso de obtener el factor de calibración de la cámara evita conocer con exactitud el volumen efectivo de la cavidad.

Se define el término *calibración*, cuando se refiere a un dosímetro, como el proceso por el que se obtiene un coeficiente  $N$  (llamado factor de calibración) que multiplicado por la lectura del dosímetro,  $M$ , proporciona el valor convencionalmente verdadero de la magnitud de interés, en determinadas condiciones [15].

Las cámaras de ionización se construyen con diferentes geometrías dependiendo de su aplicación, las más comunes son la geometría cilíndrica y la plano paralela.

### 3.3.1.1. Cámara cilíndrica.

El tipo de cámara cilíndrica más utilizada es la diseñada por Farmer, debido a esto a las cámaras similares se les denomina tipo Farmer. La forma del volumen activo se parece a un dedal, como lo muestra la figura 3.3, por lo cual también se denomina tipo dedal [15].

El volumen de detección de las cámaras de ionización, recomendadas para su uso en radioterapia, está comprendido entre 0.1 y 1 cm<sup>3</sup>, esto para cumplir con las condiciones de la teoría de la cavidad Bragg-Gray. Las cámaras de ionización cilíndricas con un diámetro interno de aproximadamente 7 mm y una longitud interna inferior a 25 mm, como lo muestra la figura 3.3, cumplen con esta recomendación. Sin embargo, esta longitud interna impone una restricción en los tamaños de campo a medir [15].

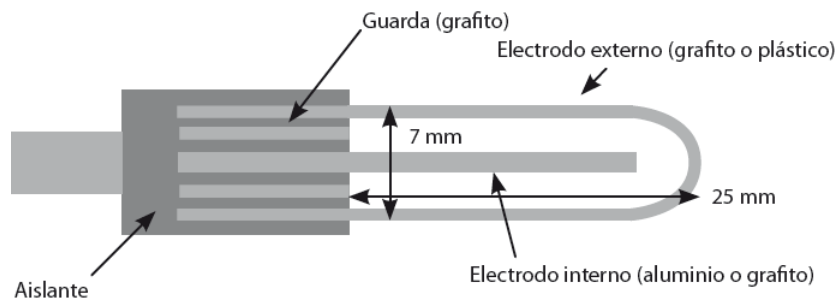


Figura 3.3: Esquema básico de una cámara de ionización cilíndrica o dedal [15].

La pared de la cámara, o electrodo externo, debe ser de material de bajo número atómico y equivalente a aire o tejido, con un espesor inferior a 0.1 g/cm<sup>2</sup> para garantizar el equilibrio de partículas cargadas en la cavidad. Los materiales utilizados comúnmente son el grafito o plástico (PMMA, poliestireno, etc.). Mientras que, el electrodo central es de aluminio de 1 mm de espesor. Normalmente, las cámaras de ionización se introducen en un maniquí; por este motivo las paredes deberían ser del mismo material que el maniquí, usualmente agua. Debido a que es imposible hacer paredes totalmente equivalentes al agua y al grosor significativo que tienen, es necesario introducir un factor de corrección que tome en cuenta dichas situaciones [15].

El efecto de polaridad suele ser despreciable en este tipo de cámaras, y en general en haces de fotones, sin embargo es necesario evaluarlo utilizando un electrómetro que permita el cambio de polaridad.

Las cámaras cilíndricas son adecuadas para la dosimetría de haces de fotones y de neutrones, pero no para electrones, debido a que la perturbación que introducen a la fluencia de partículas cargadas es significativa, en el caso de haces de electrones. Esto se debe a que, para las energías utilizadas en radioterapia, el alcance de los electrones es pequeño comparado con el diámetro del volumen efectivo de colección de una cámara cilíndrica. Lo cual, viola una de las condiciones de Bragg-Gray.

### 3.3.1.2. Cámara plano-paralela.

Las cámaras plano-paralelas, tienen forma de disco, con una ventana circular de 1 mm de espesor, que constituye la ventana de entrada. La parte interna de la ventana es uno de los electrodos. El otro electrodo es un disco conductor situado en paralelo a una distancia igual o inferior a los 2 mm y de tamaño no mayor a los 20 mm. El electrodo de guarda, en forma de anillo, delimita perfectamente el volumen activo, de tal forma que la contribución de electrones proveniente de la pared lateral sea despreciable. La anchura de este anillo debe ser igual o superior a 1.5 veces la separación entre los electrodos. La figura 3.4 muestra un esquema del interior de una cámara de ionización plano-paralela [15].

El volumen sensible de estas cámaras, entre 0.05 y 0.5 cm<sup>3</sup>, es una fracción del volumen total de la cavidad de aire, a través del cual pasan las líneas de campo eléctrico existente entre los electrodos.

A causa de su geometría, de la correcta definición del volumen efectivo de colección, permitido por su anillo de guarda, y del pequeño espacio que existe entre sus electrodos, la perturbación que introduce a la fluencia de electrones es mínima. Debido a lo anterior, además de funcionar como una buena cavidad de Bragg-Gray, el factor de perturbación es muy próximo a la unidad y puede considerarse constante para cualquier energía del haz incidente de electrones. Es necesario recordar, que la perturbación producida por el detector, depende del volumen de la cavidad y de la energía del haz incidente. La perturbación es mayor cuanto más baja es la energía, lo que tiene especial importancia en el caso de haces de electrones de baja energía. De acuerdo con lo anterior, las cámaras de ionización plano-paralelas son los dosímetros más adecuados para utilizarse en la dosimetría de haces de electrones con energía, en la superficie del medio con el cual interactúa, menor a 10 MeV [15].

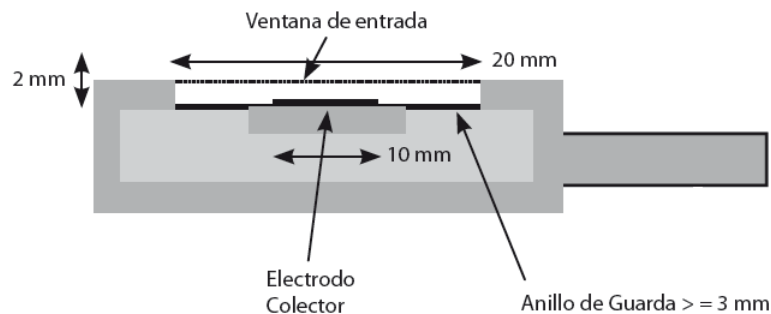


Figura 3.4: Esquema básico de una cámara de ionización plano-paralela [15].

El efecto de polaridad es más significativo en este tipo de cámaras, y en general en electrones de baja

energía y depende de la energía, la distribución angular de la radiación incidente, la profundidad de medida y el tamaño de campo.

### 3.3.2. Contador Geiger-Müller.

El contador Geiger-Müller funciona bajo el mismo principio que una cámara de ionización. La diferencia radica en que, el electrodo de colección es un filamento de tungsteno, en el centro de un tubo, y la diferencia de potencial aplicado entre los electrodos se encuentra en el rango de 900 a 1200 V [2, 15]. Cuando una partícula cargada atraviesa el gas del tubo, ioniza a uno o más átomos del gas, lo que produce más iones. De los cuales, los electrones son acelerados hacia el filamento, pero en su trayectoria ionizan a otros átomos, lo cual produce más electrones secundarios. Esto ocasiona que se ionice gran parte de los átomos del gas, como consecuencia se produce una descarga, momentánea, de corriente en el tubo. Este impulso de corriente llega hasta un circuito amplificador y a la salida del mismo un contador registra la descarga producida cada vez que pasa por el tubo una partícula cargada. Gracias a esta multiplicación de la ionización, este contador es adecuado para la detección de partículas con baja capacidad de ionización. La figura 3.5 muestra un esquema de un contador Geiger-Müller.

El gas de la cavidad, del contador Geiger-Müller, es una mezcla de argón y vapor de alcohol etílico (o un halógeno, como cloro o bromo). La pared o electrodo exterior suele estar hecho de latón o cobre. Este contador no distingue entre el tipo de partículas, ni mide sus energías. Usualmente está diseñado para detectar partículas beta, rayos X y radiación gamma. Es más sensible que una cámara de ionización, puesto que en su volumen sensible puede detectar el paso de una sola partícula ionizante.

Se entiende por tiempo muerto, el tiempo transcurrido entre el paso de una partícula cargada por un detector y el momento en que éste es capaz de detectar una segunda partícula. En el contador Geiger-Müller se trata del tiempo necesario para que los átomos del gas se vuelvan eléctricamente neutros. El tiempo muerto de este contador es del orden de milisegundos, por lo cual no funciona a altas tasa de fluencia de partículas. Debido a lo anterior, el contador Geiger-Müller solo es utilizado para la vigilancia radiológica de zonas donde existe el riesgo de operar en campos de radiación ionizante, por ejemplo en las instalaciones donde se encuentre un acelerador lineal para uso clínico, en centros de investigaciones nucleares.

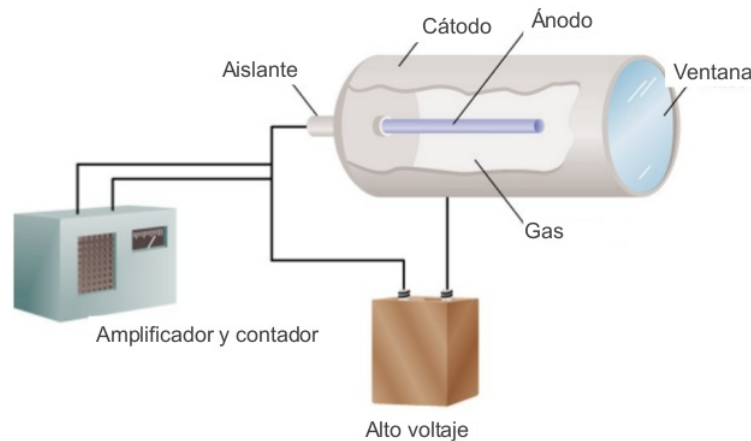


Figura 3.5: Esquema básico de un contador Geiger-Müller [15].

---

## Capítulo 4

# Teoría básica sobre el funcionamiento de aceleradores lineales para uso clínico.

### 4.1. Introducción.

Desde los comienzos de la radioterapia, poco tiempo después del descubrimiento de los rayos X, realizado por Röntgen en 1895, el desarrollo de equipos para radioterapia externa ha sido enfocado principalmente en la generación de haces de fotones y electrones de energías, intensidades y eficiencias de producción cada vez más altas, y más recientemente en la generación de haces de protones, neutrones e iones pesados. También dicho desarrollo se ha enfocado a aplicar tratamientos controlados por ordenadores y al desarrollo de sistemas de simulación y planeación [1, 3].

En los primeros años de inicio de la radioterapia, había dos limitantes para el uso de rayos X, la primera era la muy baja energía, en el orden de KeV, de los rayos X producidos, y la segunda era su baja eficiencia de producción, por lo que su aplicación se limitó para el tratamiento de lesiones superficiales. A principios de la década de 1920 se inventaron los tubos de rayos X de ortovoltaje, operando con diferencias de potenciales entre 100 y 300 kV, con los cuales se producían haces con suficiente energía e intensidad para poder atravesar algunos centímetros de tejidos ocasionando, sin embargo, daños a la piel. No fue sino hasta la década de 1940, durante la segunda guerra mundial, que H. E. Johns aplicó la radiación gamma, de 1.17 y 1.33 MeV, producto del decaimiento del  $^{60}\text{Co}$  en la radioterapia externa, mediante la invención de la unidad de cobalto, con la cual se logró irradiar tumores a mayor profundidad, sin ocasionar tantos daños a la piel [1, 3].

En los años de 1950 se introdujeron los aceleradores lineales para uso clínico (LINAC por sus siglas en inglés), estos aparatos, permiten acelerar electrones a altas energías (con velocidades muy cercanas a la de la luz, del orden de  $0.99c$ ) usando ondas electromagnéticas de alta frecuencia a lo largo de una guía aceleradora, en forma de tubo lineal. Los haces de electrones se pueden utilizar directamente para irradiar lesiones superficiales, o bien se les puede hacer incidir sobre blancos de alto número atómico (como el Tungsteno) para producir haces intensos de rayos X e irradiar tumores profundos. Actualmente, en hospitales de países desarrollados, los linacs han desplazado prácticamente a las unidades de  $^{60}\text{Co}$  debido a que operan en un amplio intervalo de energías, entre 4 y 25 MeV, y a que la tasa de dosis absorbida a la que pueden trabajar son mayores que las de las unidades de  $^{60}\text{Co}$ , lo que permite reducir los tiempos de tratamiento. Además hoy en día, se puede ajustar, de manera más próxima, la forma de los campos de tratamiento a la geometría caprichosa de los tumores, se puede variar la tasa de dosis y se pueden producir campos grandes de radiación, de suficiente intensidad, para la irradiación de

cuerpo completo. Sin embargo, su uso requiere una dosimetría de alta precisión y exactitud, así como la aplicación de rigurosos protocolos de control de calidad. Los tratamientos convencionales se realizan utilizando varios campos de radiación, algunas veces hasta 10, que irradian al tumor desde diferentes direcciones y con distancias de tratamiento menores o iguales a 100 cm.

Además de los linacs, la radioterapia con rayos X y electrones, se puede realizar con otro tipo de aceleradores de partículas, tales como betatrones y microtrones. También se usan, en radioterapia, aceleradores especiales para partículas como protones, neutrones e iones pesados, pero el acceso a este tipo de tecnología es aun más restringido, por su elevado costo, que los linacs, y sólo los hospitales de países de primer mundo tienen acceso a ellos.

## 4.2. Definición del acelerador lineal para uso clínico.

Varios tipos de aceleradores de partículas han sido construidos para investigaciones en física nuclear y física de altas energías, algunos de los cuales han sido modificados para su uso en radioterapia. Sin importar el tipo de acelerador, deben cumplirse las siguientes condiciones básicas para acelerar partículas:

- Las partículas a acelerar deben ser cargadas.
- Un campo eléctrico debe ser colocado en la dirección de la aceleración de las partículas.

Los tipos de aceleradores de partículas difieren en la forma en que producen el campo eléctrico para acelerar a las partículas. De acuerdo a este criterio existen dos principales tipos de acelerador [3]:

- *Acelerador electrostático*: En el cual las partículas son aceleradas, mediante la aplicación de un campo eléctrico a través de una diferencia de potencial, constante en el tiempo, cuyo valor fija el máximo valor posible de la energía cinética de las partículas aceleradas. Por lo cual no puede ser mayor que la energía potencial correspondiente a la caída máxima de voltaje existente en la máquina. La energía que un acelerador electrostático puede alcanzar está limitada por las descargas que ocurren entre la terminal de alto voltaje y las paredes de la cámara del acelerador cuando la caída de voltaje excede un cierto valor crítico (típicamente 1 MV).
- *Acelerador cíclico*: Los campos eléctricos utilizados en este tipo de aceleradores alternan su polaridad en el tiempo, es decir, son producidos por una diferencial de potencial oscilante en el tiempo. Si la partícula cruza varias veces este campo eléctrico, la energía cinética total que adquiere es igual a la suma de los incrementos de energía que gana cada vez que cruza dicho campo, es decir en cada ciclo. Debido a lo anterior, la energía cinética máxima adquirida por las partículas no está limitada a la máxima caída de voltaje existente en el acelerador, lo cual permite acelerar partículas a mayores energías con aceleradores más compactos que los electrostáticos. En la mayoría de los aceleradores cíclicos se someten a las partículas cargadas a campos magnéticos para que cada ciclo de aceleración se realice en una trayectoria cerrada. En los aceleradores lineales, no se someten a las partículas a campos magnéticos, por lo cual cada ciclo de aceleración se realiza en una trayectoria en línea recta, de ahí proviene su nombre de lineales.

Los tubos de rayos X de ortovoltaje y de diagnóstico son ejemplos de aceleradores electrostáticos utilizados en medicina, mientras que el linac es el mejor ejemplo de acelerador cíclico, otros ejemplos son el microtrón, ciclotrón y betatrón.

Los aceleradores lineales para uso clínico son aceleradores cíclicos que aceleran electrones a energías cinéticas en el rango de 4 a 25 MeV, usando ondas electromagnéticas de alta frecuencia, comunmente cercanas a 3000 MHz, que se encuentran en la región de micro-ondas. Los electrones son acelerados en una estructura llamada guía aceleradora, con geometría cilíndrica, en la cual siguen una trayectoria en línea recta, en la que son sometidos a multiples diferencias de potencial.

Existen linacs para uso clínico diseñados específicamente como generadores de rayos X y otros, como se ha dicho, capaces de emitir rayos X y electrones. Los primeros solo disponen de una energía baja de rayos X, en el rango de 4 a 6 MV<sup>1</sup>, mientras que los segundos suelen tener dos energías de rayos X, una baja de 4 a 8 MV y una alta de 15 a 23 MV, así como una gama amplia de energías de electrones en el rango de 4 a 25 MeV.

### 4.3. Componentes principales.

La figura 4.1 muestra un esquema de las partes externas que componen a un linac para uso clínico, estas se pueden resumir en las siguientes [17]:

- *Stand*: Es la parte que se encuentra fija en el suelo y en la cual se encuentra la mayor parte de los dispositivos electrónicos que permiten la generación del haz de electrones y las ondas electromagnéticas que permiten acelerarlos.
- *Gantry*<sup>2</sup>: Tiene en su interior a la guía aceleradora, los blancos para la producción de rayos X, los colimadores y una pantalla con indicadores digitales. El gantry se encuentra fijo en el stand, pero puede rotar, en función de las condiciones de tratamiento, alrededor del eje del gantry, como lo muestra la figura 4.1. El punto de intersección del eje del haz y el eje del gantry se conoce como isocentro. En la mayoría de los casos la cama de tratamiento se posiciona de tal forma que el centro del tumor coincida con el isocentro. La geometría isocéntrica permite que el haz de tratamiento pueda irradiar, desde diferentes direcciones, a tejidos neoplásicos, en el interior del paciente, con una distancia de la fuente al isocentro constante en el rango de 80 a 100 cm, como lo muestra la figura 4.2. Dicha distancia se conoce como la distancia fuente-eje del gantry (SAD por sus siglas en inglés). En los tratamientos para tejido neoplásico en piel, la distancia a la cual se coloca la región de tratamiento se llama la distancia fuente superficie (SSD por sus siglas en inglés) y es normalmente de 100 cm.
- *Cama de tratamiento*: Es donde se coloca al paciente para que reciba el tratamiento. Puede moverse vertical, transversal y longitudinalmente, además puede rotar, como lo muestra la figura 4.1.
- *Cuarto de control*: Es el lugar donde se encuentra el ordenador que controla al linac. El técnico radiólogo es el personal capacitado para controlar el linac al momento de suministrar el tratamiento.

---

<sup>1</sup>Por convención en radioterapia la unidad de energía de electronvolts, para haces de rayos X, solo se abrevia como V, reservándose la abreviatura eV para la energía de haces de electrones.

<sup>2</sup>El término traducido al español es grúa, pero por costumbre en la literatura aparece como gantry y por tal motivo en este trabajo también se usa el término en inglés.

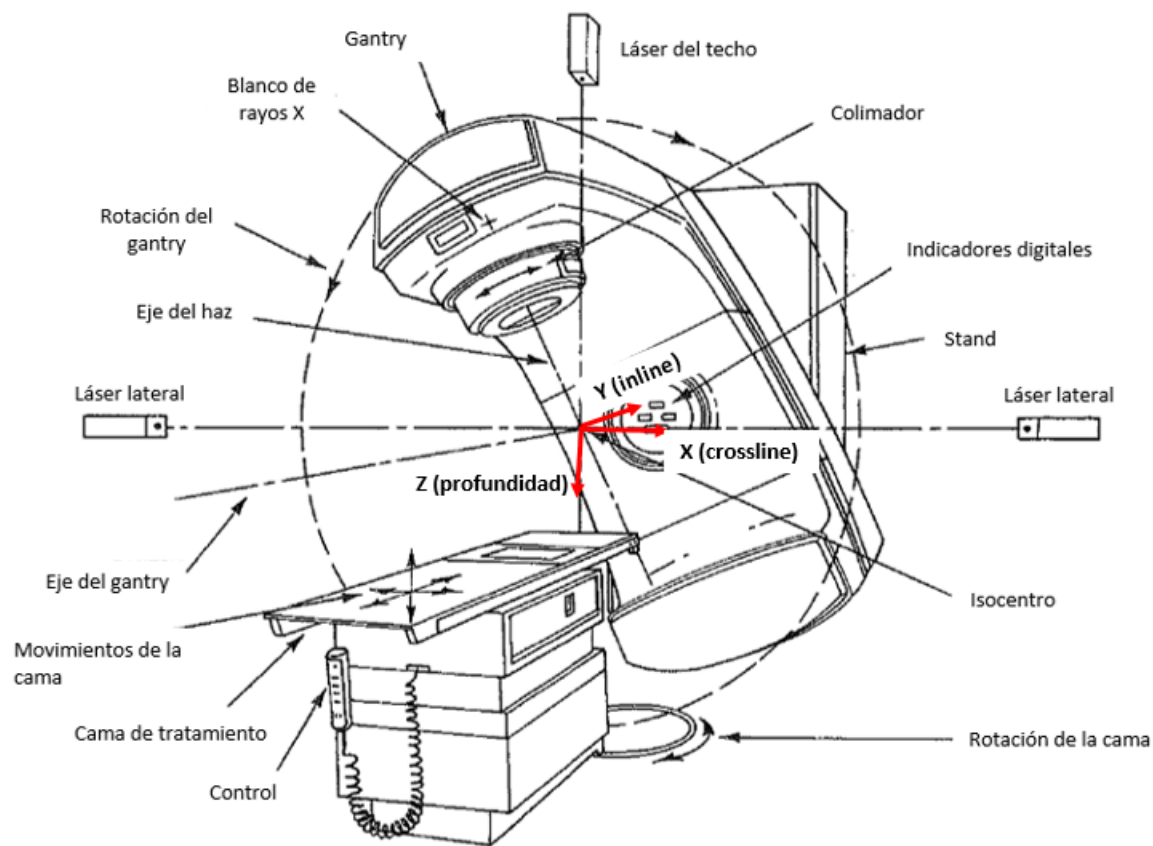


Figura 4.1: Esquema de un linac para uso clínico [17].

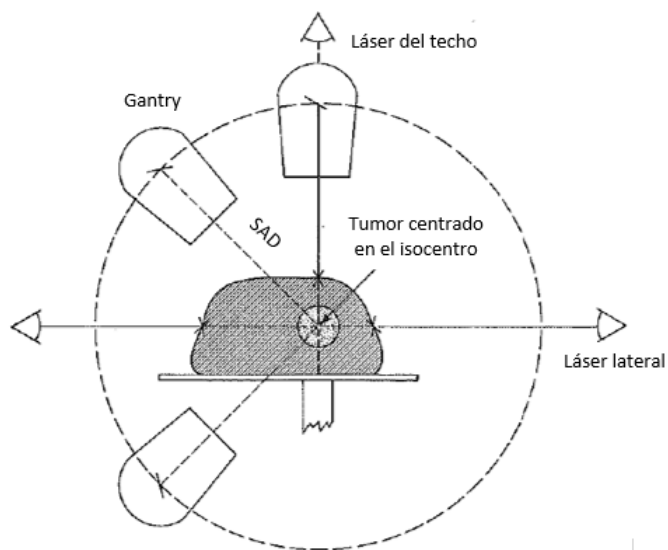


Figura 4.2: Corte transversal de la colocación del paciente, el cual permite observar la geometría isocéntrica [17].

La figura 4.3 muestra un esquema de un típico linac para uso clínico. Este diagrama proporciona un diseño general de los componentes y su distribución en el sistema. Sin embargo, existen diferencias significativas en el diseño de cada fabricante. En este trabajo se describe, de forma breve, los componentes más importantes del diseño del fabricante Varian (ver figura 4.4), debido a que el equipo que se utilizó en este trabajo es de dicho fabricante.

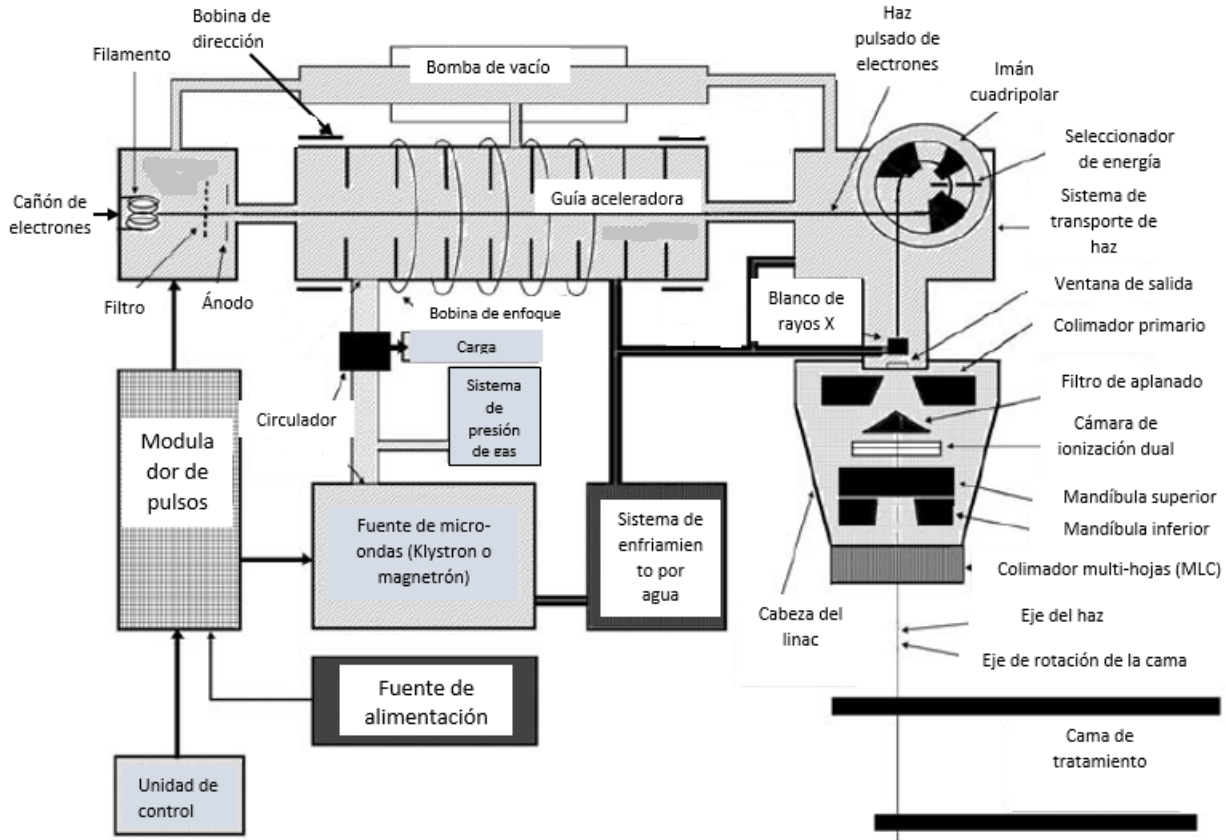


Figura 4.3: Esquema de un linac para uso clínico [3].

Los componentes más significativos del stand son los siguientes [17]:

1. *Klystron*: Es una serie lineal de cavidades de micro-ondas que se ensambla encima de un tanque de aceite aislante. Su función es amplificar, a frecuencias cercanas a 3000 MHz, las micro-ondas generadas por un oscilador de baja potencia, por lo cual es capaz de producir campos electromagnéticos intensos en dichas cavidades. Por lo general, tiene dos cavidades de micro-ondas, la primera tiene como función acelerar a los electrones, que son emitidos de un filamento, mediante el campo eléctrico que se genera en su interior. Mientras, que la segunda frena a dichos electrones convirtiendo, cerca del 55%, de la energía cinética en micro-ondas de alta frecuencia.
2. *Guía de onda*: Transporta las micro-ondas generadas en el klystron a la guía aceleradora.
3. *Circulador*: Es un dispositivo que se encuentra conectado a la guía de onda, que conecta al klystron con la guía aceleradora, y que tiene como función aislar al klystron de las micro-ondas retro-dispersadas en la guía aceleradora.



4. *Sistema de enfriamiento por agua*: Tiene como función regular la temperatura de la estructura y componentes del acelerador lineal.

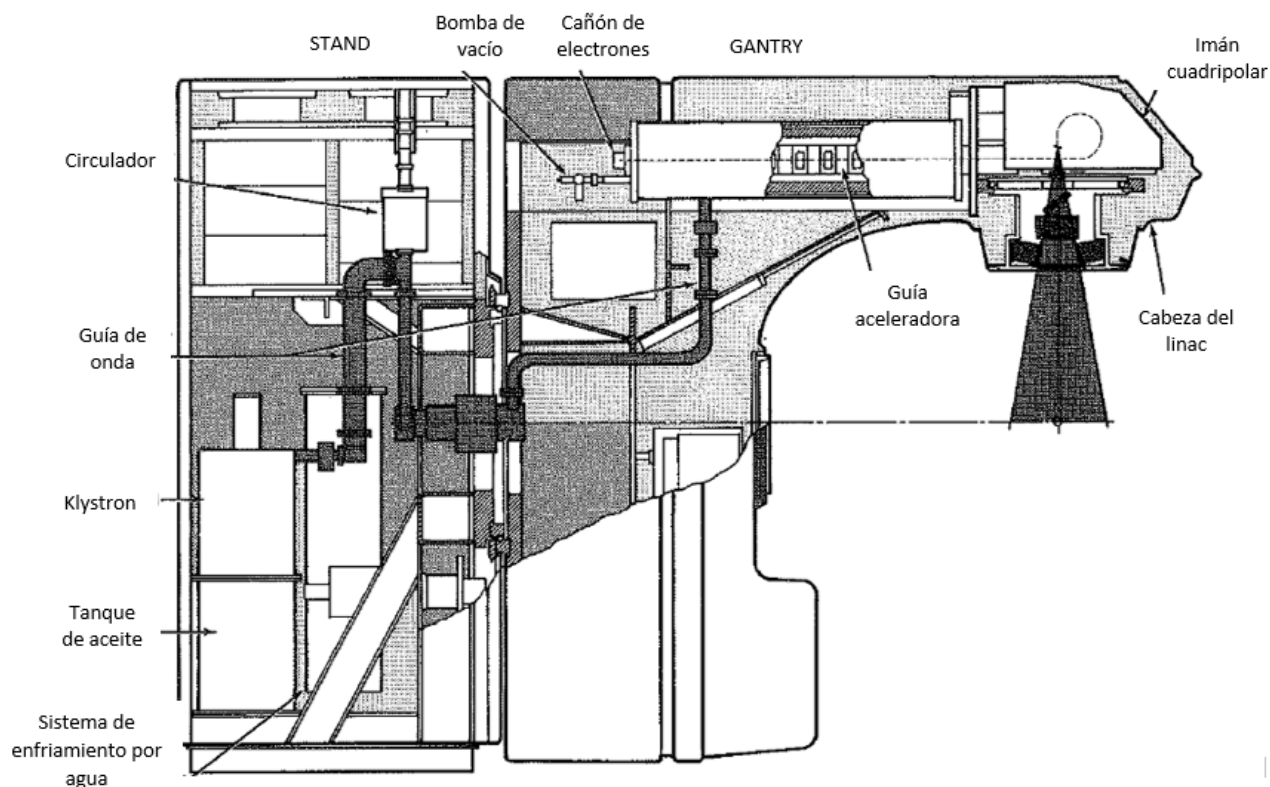


Figura 4.4: Esquema de un Clinac 18 de Varian [17].

Los componentes más significativos del gantry son los siguientes [17]:

1. *Cañón de electrones*: Se encarga de producir a los electrones que son acelerados en la guía aceleradora. Consta de un filamento (cátodo) que emite los electrones, un ánodo con una abertura en el centro por la cual pasan los electrones, y un filtro seleccionador de energía.
2. *Guía aceleradora*: Es una serie lineal de cavidades cilíndricas de micro-ondas, contenidas en un tubo de cobre, que se conecta a la guía de onda que transporta a las micro-ondas amplificadas en el klystron. Lo cual permite acelerar a los electrones, emitidos del cañón de electrones, cada vez que estos cruzan el campo eléctrico que se genera en las cavidades cilíndricas de micro-ondas. Los electrones alcanzan velocidades relativistas, en el orden de  $0.99c$ . La longitud de las guías aceleradoras varía, en el rango de 30 cm a 150 cm, en función de la energía cinética que se desea tenga el haz de electrones.
3. *Imán cuadrupolar (o de flexión)*: Su función es cambiar la trayectoria, cerca de  $270^\circ$ , del haz de electrones que emerge de la guía aceleradora, de tal forma que se dirijan al blanco de alto número atómico y al ser desacelerados se produzcan rayos X, o bien para ser usados directamente en tratamientos.
4. *Cabeza del linac*: Contiene al colimador primario, la cámara de ionización dual, las mandíbulas superior e inferior y el colimador multi-hojas.

#### 4.4. Funcionamiento de un linac.

Primero el modulador de pulsos envía simultáneamente, dos pulsos de alto voltaje. El primer pulso es del orden de 15 a 45 kV y lo envía al cañón de electrones, para desprenderlos del filamento y proporcionarles el primer impulso para que entren a la guía aceleradora con una velocidad inicial entre 0.25c a 0.4c (ver figura 4.3). El segundo pulso es del orden de 120 kV y lo envía al klystron, para amplificar a las micro-ondas de baja frecuencia. Una vez amplificadas las micro-ondas son transportadas mediante una guía de onda a la guía aceleradora, con el objetivo de inducir el campo eléctrico a las cavidades de micro-ondas y el campo magnético a las bobinas de enfoque. Entonces, los electrones emitidos del cañón son acelerados a lo largo de la guía aceleradora, de la cual emergen siguiendo una trayectoria en línea recta. Después su trayectoria es modificada en  $270^\circ$ , al atravesar el imán cuadrupolar, para ser dirigidos hacia el blanco de rayos X, o a una lámina de dispersión, en el caso de tratamientos con electrones. Posteriormente, emergen de la ventana de salida y cruzan el colimador primario, el filtro de aplanado, la cámara de ionización dual, las mandíbulas y el colimador multi hojas. A excepción de la cámara de ionización dual, los accesorios que cruzan el haz de tratamiento después de la ventana de salida, tienen como función modificar la forma y tamaño de campo de dicho haz [17].

La cámara de ionización dual es un conjunto de dos cámaras de ionización independientes que tienen como función monitorear la dosis absorbida que está suministrando el acelerador lineal durante el tratamiento, es decir, controlan la salida del haz continuamente, de modo que si la primera falla, la segunda termina el proceso de irradiación tras una pequeña dosis absorbida adicional a la prescrita. Si fallaran las dos cámaras, un temporizador adicional terminaría el proceso de irradiación [18]. Por lo anterior, también se les llama cámaras de ionización de transmisión.

Para suministrar la dosis absorbida prescrita, por el médico tratante, se seleccionan en el cuarto de control el número necesario de unidades monitor (MU por sus siglas en inglés). Una MU se suele definir, por convención, como la carga colectada en la cámara de ionización dual asociada a una dosis absorbida de 1 cGy (i.e.  $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGy}$ ) en condiciones específicas de referencia, tales como a  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$  a una determinada profundidad dentro de un volumen de agua, para un tamaño de campo de  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  [3, 18]. Para definir en el linac  $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGy}$ , es necesario realizar el ajuste de voltajes en el modulador de pulsos, tal que cuando la cámara de ionización dual colecte la carga asociada a un 1 cGy, proporcione la información de que se ha suministrado 1 MU.

Para una longitud fija de la guía aceleradora, la energía final de los electrones se puede cambiar modificando la amplitud del campo eléctrico, que a su vez depende de la potencia de las micro-ondas amplificadas, por lo cual para cambiar la energía final es necesario modificar la amplificación de las micro-ondas en el klystron. También la tasa de fluencia de los electrones influye en su energía final. Si dicha tasa aumenta, los electrones tienen menos energía disponible del campo eléctrico de las cavidades de micro-ondas en la guía aceleradora, y si disminuye disponen de más energía. Esta dependencia es mayor cuando la modalidad de tratamiento es de rayos X ya que, para asegurar una producción adecuada de radiación de frenado, se necesita una tasa de fluencia de electrones de aproximadamente 100 veces más que en la modalidad de tratamientos con electrones [18]. Por lo tanto, en modo de rayos X es posible ajustar la energía final del haz de electrones variando la tasa de fluencia de los electrones suministrados por el cañón.

## 4.5. Seguridad.

Debido a la complejidad de los modernos aceleradores lineales, es necesario tomar medidas de seguridad tanto para operadores como para pacientes. La comisión internacional electrotécnica (IEC, por sus siglas en inglés) publica normas internacionales que expresan, tan cerca como sea posible, un consenso internacional de opinión sobre temas técnicos de equipos electromecánicos. La declaración de la IEC sobre la seguridad de aceleradores lineales, está contenida en su publicación "Medical electrical equipment- part 2-1: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV" (IEC 60601-2-1:2009+AMD1:2014 CSV) y establece lo siguiente:

"El uso de aceleradores de electrones para los propósitos de radioterapia podría poner en peligro a los pacientes si el equipo falla al momento de entregar la dosis requerida, o si el diseño del equipo no satisface las normas de seguridad eléctricas o mecánicas. El equipo también puede causar daños a las personas que se encuentren cerca de su entorno si no contiene adecuadamente la radiación y/o si hay deficiencias en el diseño del cuarto de tratamiento. "

El documento de la IEC establece requerimientos específicos, principalmente para los fabricantes de aceleradores lineales en el diseño y construcción del equipo. Así mismo, establece límites a la degradación del rendimiento del equipo, a partir de los cuales se determina que existe una condición de falla y se activa un seguro (o interlock en inglés) que impide que el acelerador continúe operando. También cubre algunos aspectos de seguridad radiológica del cuarto de tratamiento.

Para garantizar el correcto funcionamiento del linac y la seguridad del paciente y operador, este dispone de diferentes seguros (interlocks), unos relacionados con las comprobaciones iniciales de la unidad antes de permitir la emisión de radiación (por ejemplo, la temperatura del agua de refrigeración), otros que controlan la emisión de radiación (por ejemplo el correcto funcionamiento de la cámara de ionización dual) y otros relacionados con la seguridad, tanto eléctrica como radiológica (por ejemplo que la puerta de acceso al cuarto de tratamiento esté cerrada).

---

## Capítulo 5

# Dosimetría de haces de electrones en radioterapia convencional.

### 5.1. Introducción.

Hoy en día en tratamientos con radioterapia se tiene la necesidad de una elevada exactitud en el suministro de la dosis prescrita, por el médico tratante, al volumen tumoral. A partir de un estudio de datos de respuesta a la dosis absorbida y de una evaluación de los errores cometidos en la administración del tratamiento, la comisión internacional de unidades y medidas radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés) recomienda una exactitud del  $\pm 5\%$  en el suministro de la dosis [3].

Los haces de electrones y fotones, producidos por un acelerador lineal para uso clínico, deben ser caracterizados antes de su uso en tratamientos. Para caracterizar el haz de tratamiento, se requiere realizar la medición de distintos parámetros físicos y clínicos del haz, tales como: la dosis absorbida en profundidad, energía nominal (o calidad del haz), simetría y aplanado (estos conceptos se definen en las siguientes secciones). A dicha caracterización se le denomina comisionamiento o calibración del haz de tratamiento.

El comisionamiento de los haces de tratamiento es un procedimiento fundamental para lograr una adecuada exactitud en el suministro de la dosis al paciente. Los otros procedimientos se refieren a la: adquisición de imágenes tomográficas del paciente (simulación), planeación del tratamiento, colocación adecuada del paciente en la cama de tratamiento y la verificación del correcto funcionamiento del linac. Tomando en cuenta todas las incertidumbres involucradas en el suministro de la dosis al paciente, la recomendación de exactitud de  $\pm 5\%$  no es fácil de lograr [3].

Como ya se mencionó, en el capítulo 3, la dosimetría es la rama de la física médica que se encarga de la cuantificación de la dosis absorbida, resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia, así como de establecer los procedimientos para la calibración de dosímetros (ver sección 3.3) y comisionamiento de haces de radiación para uso clínico. En radioterapia, se llama dosimetría absoluta al procedimiento en el que se mide la dosis absorbida en condiciones específicas de referencia, las cuales son recomendadas por protocolos aceptados nacional o internacionalmente. Ejemplos de los protocolos nacionales son los desarrollados por las asociaciones de física médica de cada país, como lo son el TG-21 y TG-51 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés) y el protocolo alemán DIN 6800-2, solo por mencionar algunos. Ejemplos de protocolos internacionales son el TRS No. 277 y TRS No. 398 del organismo internacional de energía atómica (IAEA por sus siglas

en inglés) [3, 4].

La dosimetría relativa consiste en la comparación de dos lecturas del dosímetro, una de las cuales es la efectuada en condiciones de referencia. Ejemplos de dosimetría relativa son:

- *El comisionamiento del haz de radiación:* Que incluye la obtención de las curvas del porcentaje de dosis en profundidad (PDD), la determinación de la calidad del haz y la obtención de perfiles (simetría y aplanado).
- *La determinación de los factores de corrección:* que contemplan las diferencias que existen entre las condiciones de tratamiento y las de referencia (por ejemplo el factor de campo y el factor de bloque).

Algunos de los conceptos involucrados en el comisionamiento de haces de fotones difieren de los utilizados en el comisionamiento de haces de electrones, sin embargo el proceso de comisionamiento es esencialmente el mismo.

## 5.2. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD).

La dosis absorbida en el cuerpo del paciente (o en un fantoma) varía con la profundidad. Esta variación depende de varios factores, tales como la energía del haz, el tamaño de campo en la superficie del fantoma y la distancia entre la fuente de radiación y el punto de medición. Una etapa esencial en el comisionamiento de haces de tratamiento es encontrar la variación de la dosis a diferentes profundidades a lo largo del eje del haz. Una forma de caracterizar dicha variación es normalizar la dosis absorbida en una determinada profundidad  $Z$ , respecto de la máxima dosis que ocurre a una profundidad  $Z_{max}$ . Entonces, se define a la cantidad porcentaje de dosis en profundidad (PDD por sus siglas en inglés) como el cociente, expresado como porcentaje, de la dosis absorbida,  $D_z$ , en un punto Q a una determinada profundidad,  $Z$ , y la máxima dosis absorbida  $D_{max}$  que ocurre en un punto P a una profundidad,  $Z_{max}$ , como lo muestra la ecuación 5.1. La figura 5.1 muestra la geometría que se menciona en la definición de PDD.

$$PDD = \left( \frac{D_z}{D_{max}} \right) \times 100\% \quad (5.1)$$

Cuando se grafican los PDD contra la profundidad en el fantoma se dice que se obtiene una curva de PDD. La figura 5.2 muestra una curva típica de PDD de un haz de fotones y de un haz de electrones. Dichas curvas difieren en su forma, esto se debe a que los procesos de interacción de haces de fotones y de electrones con la materia son distintos.

Las regiones características de una curva de PDD de un haz de fotones son [19]:

- *Dosis superficial:* La dosis absorbida en la superficie ( $Z=0\text{cm}$ ) del fantoma (o paciente) es diferente de cero.
- *Punto del máximo de dosis absorbida ( $D_{max}$ ):* Es el punto a una profundidad  $Z_{max}$  en el eje del haz donde ocurre la máxima dosis absorbida. Se usa en aspectos clínicos como dosis de referencia.
- *Región de acumulación (o de build-up en inglés):* Los haces de fotones (y de electrones), de megavoltaje, usados en radioterapia presentan un fenómeno en el cual la dosis es relativamente baja en la superficie, del medio con el que interactúa, pero incrementa rápidamente, al aumentar

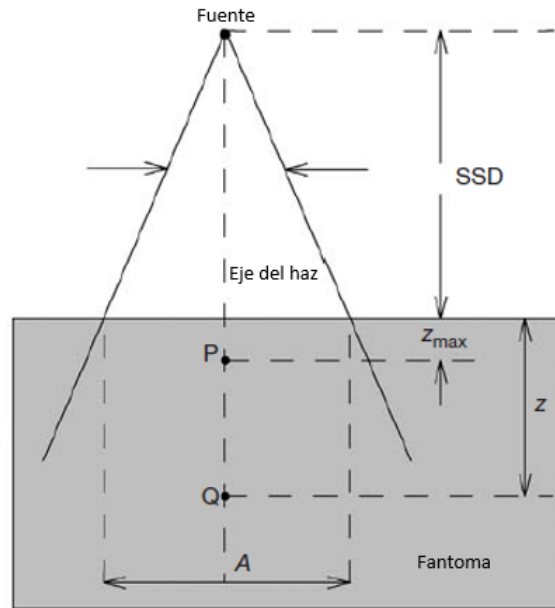


Figura 5.1: Geometría para medir el PDD [3].

la profundidad, hasta alcanzar un máximo y después comienza a decrecer de forma exponencial. La región de incremento rápido de dosis en la curva de PDD, que va de la superficie hasta la profundidad  $Z_{max}$ , donde ocurre el máximo de dosis, se llama región de acumulación (o de build-up en inglés), ver figura 5.2. El efecto de build-up se debe a que en los primeros milímetros de profundidad el número total de electrones secundarios producidos, por la interacción de la radiación ionizante con la materia y por la interacción de los mismos electrones secundarios con otros electrones, es mayor que el número total de electrones que alcanzan el reposo (o llegan a su alcance máximo  $R$ , ver la sección A.3.2 del apéndice A), debido a los efectos de atenuación, dispersión y de interacción con otros electrones o núcleos atómicos. Entonces, el punto de máxima ionización (o máximo de dosis  $D_{max}$ ) ocurre cuando se alcanza un equilibrio del número de electrones secundarios producidos y el número de electrones que alcanza el reposo. Después del punto  $D_{max}$  comienza el decaimiento exponencial de la ionización, debido a que ahora el número de electrones que alcanzan el reposo es mayor que el número de electrones secundarios producidos. El ancho de la región de build-up depende de la energía del haz de radiación ionizante, la cual en el caso de fotones también gobierna el tipo de interacciones, y el alcance máximo de los electrones secundarios. A mayor energía del haz mayor ancho de la región del build-up, debido a que el alcance de los electrones secundarios es mayor.

- *PDD al 90 %*: Es la profundidad donde la dosis absorbida alcanza, en la región del build-up, el 90 %.
- *PDD al 50 %*: Es la profundidad donde la dosis absorbida decae, fuera de la región del build-up, al 50 %.
- *PDD a 10 cm*: Es el porcentaje de dosis absorbida a 10 cm de profundidad y se usa como un indicador de la calidad (o poder de penetración en agua) del haz de fotones.

Las regiones características de una curva de PDD de un haz de electrones son [19]:

- *Dosis superficial*: Al igual que para los haces de fotones, la dosis absorbida en la superficie es diferente de cero.
- *Punto del máximo de dosis absorbida ( $D_{max}$ )*: Es el punto a una profundidad  $Z_{max}$  en el eje del haz donde ocurre la máxima dosis absorbida. Se usa en aspectos clínicos como dosis de referencia.
- *Región de acumulación (o de build-up en inglés)*: Los haces de electrones, al igual que los haces de fotones, presentan el efecto del build-up.
- *Región de caída de dosis*: La dosis decae más rápidamente, casi linealmente, en haces de electrones que en haces de fotones de megavoltaje debido a que los electrones ceden más fácilmente su energía a electrones secundarios que los fotones con energía en el orden de MeV, ya que en esta región predominan los efectos Compton y producción de pares (ver la figura A.5 en el apéndice A).
- *Alcance práctico ( $R_p$ )*: Es la máxima profundidad de penetración del haz de electrones y se determina por la intersección de la extrapolación lineal de la caída de dosis y la contaminación de rayos X, como lo muestra la figura 5.2 (b).
- *Región de contaminación de rayos X (Bremsstrahlung)*: Se generan rayos X debido a la colisión de los electrones con partes del linac y del mismo paciente. Esto ocasiona que la dosis absorbida no sea cero a una determinada profundidad y que la curva de PDD sea asintótica, después del alcance práctico ( $R_p$ ), respecto al eje de las abscisas.
- *PDD al 50 %*: Es la profundidad donde la dosis absorbida decae, fuera de la región del build-up, al 50 %. Se usa como un indicador de la calidad (o poder de penetración en agua) del haz de electrones.

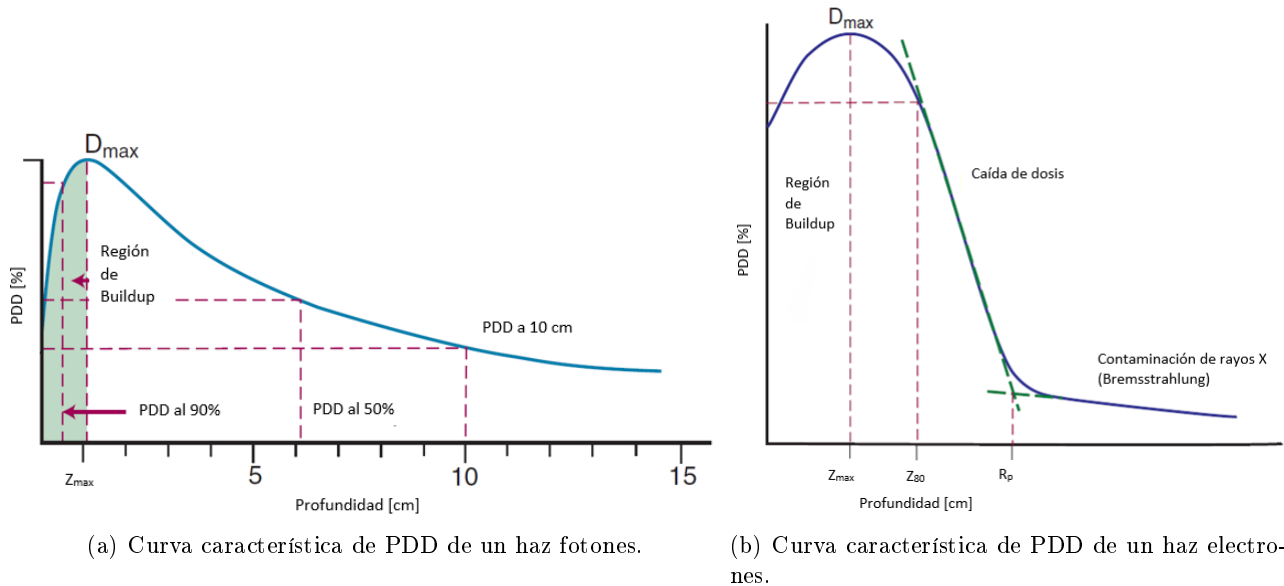


Figura 5.2: Curvas de PDD con sus puntos y regiones características [19].

La figura 5.3 muestra curvas de PDD de haces de fotones de energía de 6, 9 y 18 MV y de haces de electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV, todas obtenidas con tamaño de campo de  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$  y  $\text{SSD}=100\text{ cm}$ . De las cuales se puede observar que el PDD incrementa con la energía y que los haces

de electrones tienen menor poder de penetración y una rápida caída de la dosis, que los haces de fotones. Esto permite que los haces de electrones sean adecuados para el tratamiento de tumores en piel, ya que depositan la mayor cantidad de energía en la superficie, lo cual permite proteger a órganos internos. Además para energías de 6 y 9 MeV, su alcance práctico ( $R_p$ ) es menor a 5 cm de profundidad.

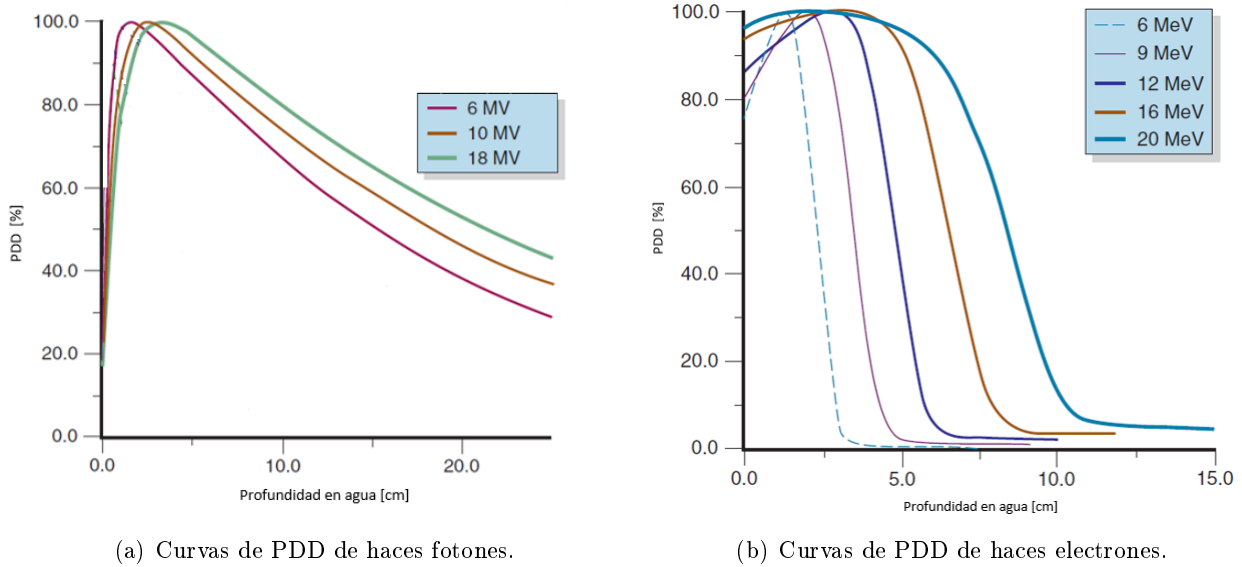


Figura 5.3: Curvas de PDD obtenidas con tamaño de campo de  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$  y  $SSD = 100\text{ cm}$ [19].

El PDD se obtienen, usualmente, de mediciones de ionización realizadas con una cámara de ionización<sup>1</sup> que se introduce en un fantoma de agua y se desplaza desde la superficie hasta una profundidad determinada sobre el eje del haz. Posteriormente, utilizando las ecuaciones 3.10 y 3.11 (como se vio en la sección 3.3.1), se calcula la dosis absorbida en cada punto a una profundidad  $Z$  [4]. Este procedimiento implica conocer con exactitud el volumen de la cavidad, la densidad del aire dentro de la cavidad, los factores de corrección que toman en cuenta las limitaciones de la cámara de ionización para cumplir con las condiciones de Bragg-Gray y calcular los poderes de frenado en aire y en agua. Tomando en cuenta todas las incertidumbres involucradas en la determinación de dichos factores, sugiere que este método no es el óptimo para cumplir con la condición de exactitud en radioterapia. Por lo cual, en protocolos para la determinación de la dosis absorbida en agua, como lo es el TRS No. 398 de la IAEA, se proporciona un método alternativo que consiste en obtener curvas de ionización relativa en lugar de curvas de PDD. Una curva de ionización relativa es muy similar a una de PDD, pero la diferencia radica en que la primera se genera a partir de lecturas directas de la carga colectada en la cavidad de la cámara de ionización, mientras que en la segunda es necesario calcular la dosis absorbida. Se define la ionización relativa ( $IR$ ) como el cociente, expresado como porcentaje, de la ionización medida,  $I_z$ , en un punto  $Q$  a una determinada profundidad,  $Z$ , y la máxima ionización medida  $I_{max}$  que ocurre en un punto  $P$  a una profundidad,  $Z_{max}$ , como lo muestra la ecuación 5.2.

$$IR = \left( \frac{I_z}{I_{max}} \right) \times 100\% \quad (5.2)$$

<sup>1</sup>Aunque ocasionalmente son utilizados otros dosímetros, como TLDs y diodos, para obtener curvas de PDD, se prefieren a las cámaras de ionización debido a que tienen mejor precisión y menor dependencia a la energía [4].



Debido a que la dosis absorbida es proporcional a la ionización, o carga colectada en la cavidad de la cámara de ionización, como lo muestra la ecuación 3.11, las curvas de  $IR$  son equivalentes a las curvas de PDD y por lo tanto sus regiones y puntos característicos también son equivalentes. La figura 5.4 muestra una curva de  $IR$  obtenida en el comisionamiento de un haz de electrones de 6 MeV en la unidad de oncología de los SSEP.

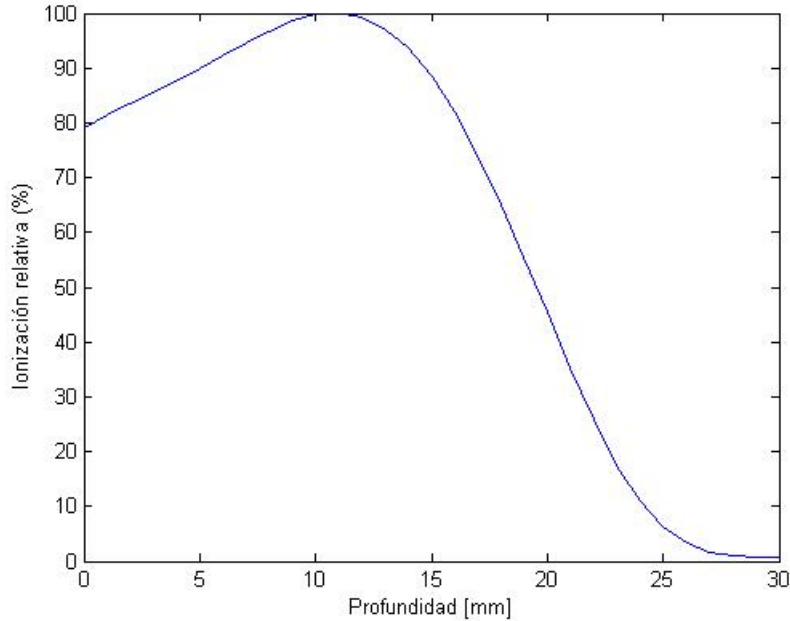


Figura 5.4: Curva de  $IR$  para haz de electrones de 6 MeV obtenida con tamaño de campo de  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$  y  $\text{SSD}=100\text{cm}$ . Obtenida de un comisionamiento de haces de electrones en la unidad de oncología de los SSEP.

### 5.3. Simetría y aplanado.

La distribución de la dosis absorbida a largo del eje del haz de tratamiento, solo proporciona una parte de la información necesaria para garantizar una adecuada exactitud al momento de suministrar la dosis prescrita por el médico tratante. La otra parte de la información la proporciona la distribución de la dosis fuera del eje del haz. Esta última se obtiene midiendo la ionización (o dosis absorbida) a lo largo de una línea perpendicular al eje del haz, típicamente, a una profundidad de 10 cm y a la profundidad  $Z_{max}$ . Después se normalizan, las mediciones, respecto a  $D_{10\text{cm}}$  o a  $D_{max}$ , se expresan como porcentaje y se grafican contra la distancia entre el eje del haz y el punto de medición. La figura 5.5 muestra una curva típica de la distribución de la ionización (o dosis absorbida) fuera del eje del haz, la cual al igual que una curva de PDD se obtiene de mediciones realizadas con una cámara de ionización [3, 4, 19].

En una curva típica de la distribución de la dosis absorbida fuera del eje del haz, tanto para haces de fotones como de electrones, se distinguen las siguientes regiones características [3, 19]:

- *Región central:* Representa la porción de la curva que se ve afectada por la energía del haz de tratamiento, el número atómico y forma del filtro aplanador.

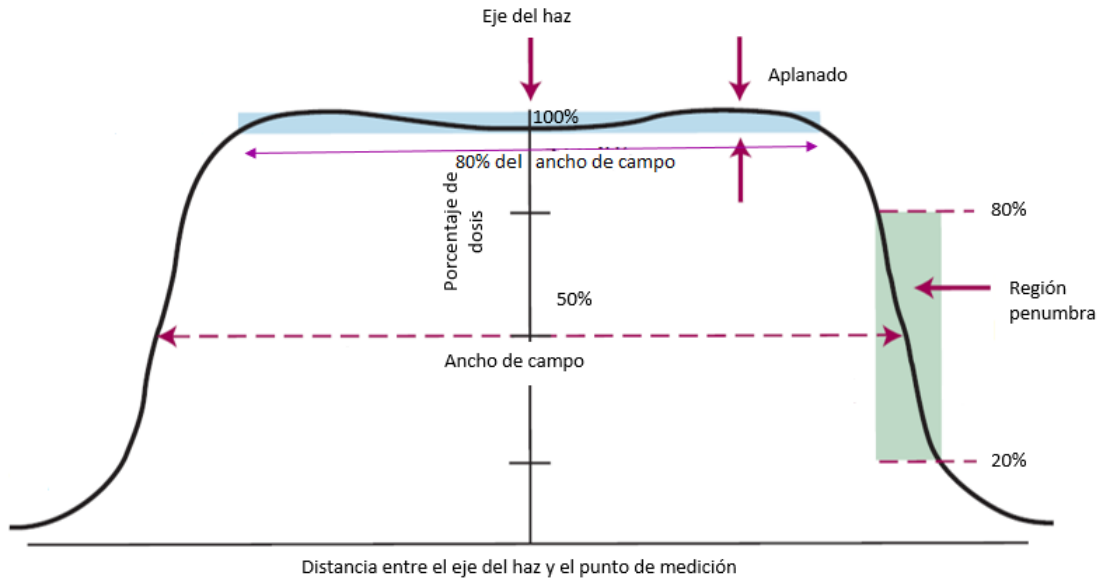


Figura 5.5: Curva típica de la distribución de la dosis absorbida fuera del eje del haz de electrones de 6 MeV [19].

- *Región penumbra:* Es la zona donde la dosis decae rápidamente comprendida entre el 80 % y 20 %. También llamada borde del haz, debido a que el ancho del campo se define como la distancia entre los puntos donde el porcentaje de dosis decae al 50 %, como lo muestra la figura 5.5.

Los parámetros que cuantifican la uniformidad del haz de tratamiento son el aplanado y la simetría, los cuales se obtienen de una curva de distribución de la dosis fuera del eje del haz. El aplanado,  $F$ , del haz se define como la variación de la dosis absorbida, en la región central, en un rango del 80 % del ancho de campo, como lo muestra la figura 5.5. En dicha región se encuentra el máximo,  $D_{max}$ , y mínimo,  $D_{min}$ , de dosis absorbida y después se utiliza la ecuación 5.3 [3, 4]. El aplanado del haz depende de la geometría del filtro aplanador.

$$F = \left( \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \right) \times 100 \% \quad (5.3)$$

Para el caso de haces de tratamientos de electrones y fotones generados con linacs se especifica que el aplanado del haz,  $F$ , debe ser menor a  $\pm 3\%$ , medido con SSD=100cm y a la profundidad de 10 cm o de  $Z_{max}$  [3, 4].

La simetría,  $S$ , del haz se define como la variación de la dosis en dos puntos, en la región central, situados simétricamente respecto al eje del haz. Dicha variación debe ser menor a  $\pm 2\%$ , medida con SSD=100 cm y a la profundidad de  $Z_{max}$  [3, 4].

Si se coloca un sistema coordenado con origen en el isocentro (ver figura 4.1), en el cual el eje del haz se encuentre en la dirección Z. Es necesario obtener curvas de la distribución de la dosis fuera del eje del haz tanto en la dirección X (llamada por convención crossline), como en la dirección Y (llamada por convención inline) con el objetivo de conocer la simetría y aplanado en ambas direcciones.

#### 5.4. Determinación de la dosis absorbida en agua para haces de electrones de alta energía de acuerdo al protocolo TRS No. 398 del IAEA.

Anteriormente se utilizaban protocolos, como el TRS No. 277 y el TG-21, basados en la calibración de las cámaras de ionización en patrones primarios de kerma en aire. Actualmente las cámaras de ionización se calibran directamente en un maniquí de agua y en términos de patrones primarios de dosis absorbida en agua. El desarrollo de dichos patrones para haces de fotones y electrones de alta energía y el perfeccionamiento de los conceptos aplicados a la dosimetría de las radiaciones ionizantes han posibilitado reducir la incertidumbre en la dosimetría de haces aplicada a radioterapia. Hoy en día, casi todos los laboratorios primarios de calibración dosimétrica (LPCD) proporcionan calibraciones en términos de dosis absorbida en agua para la calidad de la radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$  [16].

El protocolo TRS No. 398: Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos es un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. Este protocolo satisface la necesidad de un abordaje sistemático y unificado internacionalmente para la calibración de cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua, y para la utilización de estos detectores en la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de radiación utilizados en radioterapia. También, proporciona una metodología para la determinación de la dosis absorbida en agua de haces de fotones de baja, media y alta energía, haces de electrones, haces de protones y haces de iones pesados empleados en radioterapia externa. De este modo es posible tener un sistema dosimétrico coherente, basado en patrones de dosis absorbida en agua, para prácticamente todos los tipos de haces que se utilizan en radioterapia [16].

El protocolo TRS No. 398 proporciona un formalismo para relacionar la calibración, efectuada en un laboratorio de calibración dosimétrica, de una cámara de ionización con la dosis absorbida en agua para haces de tratamiento en radioterapia externa, en condiciones específicas de referencia.

El protocolo TRS No. 398 es aplicable en el caso específico de haces de electrones con energía en el intervalo de 3 a 50 MeV, con una profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ , entre 1 y 20 g/cm<sup>2</sup> (este parámetro se define en las secciones posteriores) [16]. En el protocolo TRS No. 398, también se dan a conocer los rangos de calidades de radiación para el cual es aplicable dicho protocolo para haces de fotones, de protones y de iones pesados.

A continuación se enuncia la clasificación, del organismo internacional de energía atómica (IAEA por sus siglas en inglés), sobre instrumentos y laboratorios de calibración. Es necesario conocer estas definiciones para entender el lenguaje utilizado en el protocolo TRS No. 398. Los instrumentos se clasifican como [16]:

- *Patrón primario*: Es un instrumento de la más alta calidad metrológica, que permite la determinación de la unidad de una magnitud desde su definición, y cuya exactitud ha sido verificada por comparación con los patrones de otras instituciones del mismo nivel.
- *Patrón secundario*: Es un instrumento calibrado por comparación con un patrón primario.
- *Patrón nacional*: Un patrón reconocido por una decisión oficial nacional como base para fijar en un país el valor de todos los demás patrones de una magnitud determinada.

- *Instrumento de referencia*: Es un instrumento de la más alta calidad metrológica, disponible en una localidad determinada, del que se derivan las medidas en esa localidad.
- *Instrumento de campo*: Un instrumento de medida usado para medidas rutinarias, cuya calibración se realiza frente al instrumento de referencia.

La clasificación de los laboratorios de calibración es la siguiente[16]:

- *Laboratorio primario de calibración dosimétrica (LPCD)*: Es un laboratorio nacional normalizado, designado por el gobierno con el propósito de desarrollar, mantener y perfeccionar los patrones primarios en la dosimetría de las radiaciones.
- *Laboratorio secundario de calibración dosimétrica (LSCD)*: Es un laboratorio dosimétrico, designado por las autoridades competentes para ofrecer servicios de calibración, y que está equipado con al menos un patrón secundario calibrado frente a un patrón primario.

Se estima que en el mundo sólo existen alrededor de 20 países con LPCD involucrados en la dosimetría de las radiaciones y no pueden calibrar el gran número de dosímetros que se usan en todo el mundo. Los laboratorios nacionales que mantienen patrones primarios, calibran los patrones secundarios de los LSCD, quienes a su vez calibran los instrumentos de referencia de los usuarios, cabe mencionar que algunos que algunos LPCD también calibran los instrumentos de referencia de los usuarios [16].

El papel principal de los LSCD es servir de enlace entre los LPCD y los usuarios de radiaciones ionizantes, permitiendo la transferencia de las calibraciones de los dosímetros desde el patrón primario hasta los instrumentos de referencia del usuario [16].

#### 5.4.1. Equipo dosimétrico.

El protocolo TRS No. 398 solamente considera, para la dosimetría absoluta, las mediciones ionométricas. Por este motivo es necesaria la utilización de un sistema de dosimetría ionométrico, como el descrito en la sección 3.1. Para el caso particular de la dosimetría de haces de electrones, el protocolo TRS No. 398 recomienda que dicho sistema cuente con las siguientes especificaciones [16]:

- *Cámara de ionización*: Como ya se mencionó en la sección 3.3.1.2, las cámaras plano-paralelas se recomiendan para todas las calidades de haces de electrones, y son obligatorias para calidades  $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \lesssim 10 \text{ MeV}$ ). Para calidades  $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \gtrsim 10 \text{ MeV}$ ) pueden utilizarse cámaras cilíndricas. El punto de referencia de la cámara plano-paralela se toma en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma. Este punto debe colocarse en la profundidad de referencia. El punto de referencia para las cámaras cilíndricas se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad. En general, las cámaras de ionización con paredes de grafito tienen mejor estabilidad a largo plazo y una respuesta más uniforme que las cámaras con paredes de plástico. Sin embargo, éstas últimas son más resistentes. Además, si la cámara se utilizará en un maniquí de agua, ésta debe ser resistente al agua o en su defecto se le tiene que colocar una camisa permeable.
- *Conjunto de medida*: El conjunto de medida de carga (o de corriente) está formado por un electrómetro y una fuente de alimentación que proporciona la tensión de colección a la cámara de ionización. El electrómetro debería tener preferiblemente una escala digital y una resolución de cuatro dígitos. La variación de la respuesta no debería exceder un  $\pm 0.5\%$  en un año (estabilidad

a largo plazo). Debería ser posible invertir la polaridad de la tensión de colección, de manera que se pueda determinar el efecto de polaridad de la cámara de ionización, y variar el valor de la tensión para determinar la eficiencia de colección, tal como se verá en secciones posteriores.

- *Maniquí (también llamado fantoma)*: Se recomienda como medio de referencia el agua. El maniquí de agua debe sobrepasar al menos en 5 cm los cuatro lados del mayor tamaño de campo utilizado en la profundidad donde se realicen las mediciones. También, debería extenderse un mínimo de 5 g/cm<sup>2</sup> más allá de la máxima profundidad de medida. Para la dosimetría de haces de electrones de calidades  $R_{50} < 4$  g/cm<sup>2</sup> ( $E_0 \lesssim 10$  MeV) se pueden utilizar maniqués sólidos en forma de placas de poliestireno, PMMA y algunos plásticos equivalentes a agua como: agua sólida, agua plástica y agua virtual. En condiciones ideales, el material del maniquí debería ser equivalente a agua, es decir, tener las mismas propiedades de absorción y dispersión que el agua. Cuando se utiliza un maniquí de plástico es necesario que todas las profundidades se conviertan a espesor (o profundidad) equivalente en agua, esto se detalla en la sección 5.4.7.

#### 5.4.2. Factor de calibración en dosis absorbida en agua $N_{D,w}$ .

Como ya se mencionó en la sección 3.3.1 el término calibración de un dosímetro, se refiere al proceso por el que se obtiene un coeficiente  $N$ , llamado factor de calibración, que multiplicado por la lectura del dosímetro,  $M$ , proporciona el valor convencionalmente verdadero de la magnitud de interés, en condiciones específicas de referencia.

Una cámara de ionización puede ser calibrada por una comparación directa con un patrón primario, en un LPCD, o por una comparación indirecta con un patrón primario en LSCD, mediante una comparación directa con un patrón secundario calibrado en un LPCD. El proceso de calibración demanda el posicionamiento del punto de referencia de la cámara perpendicular al eje del haz de tratamiento y en condiciones específicas de referencia. Entonces, la cámara es irradiada un determinado tiempo. Los haces de rayos gamma de <sup>60</sup>Co son comúnmente usados para calibrar cámaras usadas en dosimetría tanto de rayos gamma de <sup>60</sup>Co como de haces de rayos X y de electrones de megavoltaje [2, 3].

Las diferentes etapas entre la calibración de cámaras de ionización, en términos de la magnitud kerma en aire,  $k_{air}$ , en los laboratorios de calibración dosimétrica, y la determinación de la dosis absorbida en agua,  $D_w$ , en hospitales, utilizando los protocolos dosimétricos basados en el factor de calibración en términos de dosis absorbida en aire,  $N_{D,air}$ , introducen incertidumbres no deseadas en la determinación de  $D_w$ . Hay muchos factores involucrados en la cadena dosimétrica que se inicia con la obtención de un factor de calibración en términos de kerma en aire,  $N_k$ , medido en el aire de la cavidad de la cámara de ionización, utilizando un haz de <sup>60</sup>Co, y finaliza con la obtención de la dosis absorbida en agua,  $D_w$ , medida en agua y utilizando haces de uso clínico. Las incertidumbres en la cadena surgen principalmente de la conversión de  $N_k$  a  $N_{D,air}$ , lo cual significa que desde el inicio de la cadena dosimétrica, el comisionamiento de haces clínicos siempre se ve afectado por una incertidumbre considerable. Por lo cual actualmente, la calibración de los dosímetros utilizados en radioterapia se realiza en términos de dosis absorbida en agua, destacando las ventajas de utilizar la misma magnitud (dosis absorbida en agua) y condiciones experimentales que el usuario, y con ello ha sido posible reducir la incertidumbre en el comisionamiento de los haces de tratamiento [16].

Se desarrollaron inicialmente medidas de dosis absorbida en grafito utilizando calorímetros de grafito, que aún continúan utilizándose en muchos laboratorios. Este procedimiento se consideró como un paso intermedio entre el kerma en aire y la determinación directa de la dosis absorbida en agua, puesto que las medidas calorimétricas absolutas en agua son más problemáticas. Actualmente, los únicos métodos

suficientemente exactos, como para constituir la base de los patrones primarios para medidas de dosis absorbida en agua, son el ionométrico, la dosimetría química y la calorimetría de agua y de grafito. Aunque sólo el calorímetro de agua permite la determinación directa de la dosis absorbida en agua en un maniquí de agua. A pesar de esto, hoy en día, se conocen bien en muchos laboratorios los factores de conversión y de perturbación necesarios para los otros procedimientos. Estos desarrollos favorecen a un cambio en la magnitud utilizada anteriormente para calibrar cámaras de ionización, y proporcionan factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua,  $N_{D,w}$ , para su utilización en radioterapia [16].

Los LPCD han desarrollado distintos caminos experimentales para establecer patrones de dosis absorbida en agua. En la mayoría de los LPCD, dichos patrones se establecen en haz de radiación gamma de  $^{60}\text{Co}$  y se basan en uno de los siguientes métodos [16]:

- *La cámara de ionización patrón primario* consiste en una cámara de cavidad de grafito, cuyo volumen se conoce con una exactitud suficientemente buena, diseñada para cumplir hasta donde sea posible los requisitos de la teoría de la cavidad de Bragg-Gray. La cámara se coloca en un maniquí de agua y la dosis absorbida en agua, en el punto de referencia, se obtiene a partir de la energía específica media cedida al aire de la cavidad, es decir, se mide el kerma en el aire de la cavidad. Posteriormente se aplica la relación de Bragg-Gray.
- *El calorímetro de grafito* se utiliza en varios LPCD para determinar la dosis absorbida en grafito, en un maniquí de grafito. La conversión de dosis absorbida en agua, en el punto de referencia en un maniquí de agua, se puede llevar a cabo de diferentes formas, por ejemplo, mediante mediciones basadas en la teoría de la cavidad de Bragg-Gray.
- *El calorímetro de agua* ofrece una determinación más directa de la dosis absorbida en agua, en el punto de referencia, en un maniquí de agua. Este es un sistema de agua sellado, que consiste en un pequeño recipiente de cristal que contiene agua de alta pureza y un termistor. La pureza del agua es importante porque el defecto de calor del agua <sup>2</sup> está fuertemente ligado a la presencia de impurezas. Con este sistema sellado, el agua de alta pureza puede saturarse con distintos gases creando una mezcla para la cual el defecto de calor tenga un valor estable y bien definido.
- *El calorímetro de agua con dosímetro de transferencia tipo Fricke*<sup>3</sup> se basa en la medida del incremento promedio de la temperatura inducido por la absorción de fotones de alta energía. El agua se agita continuamente y se determina la dosis absorbida en agua, promediada en el volumen del recipiente. La solución de Fricke se calibra irradiando bajo las mismas condiciones,

---

<sup>2</sup>El defecto de calor del agua ( $K_{HD}$ ) es un factor de corrección que se define como la energía absorbida por el agua ( $E_a$ ) menos la energía que se transforma en calor ( $E_h$ ) dividido por la energía absorbida por el agua ( $E_a$ ), es decir  $K_{HD} = \frac{E_a - E_h}{E_a}$ .  $K_{HD}$  se introduce en la ecuación de la dosis absorbida en agua  $D_w$  en un calorímetro de agua  $D_w = \frac{c_w \Delta T}{1 - K_{HD}}$ , donde  $c_w$  es el calor específico del agua y  $\Delta T$  es el incremento de temperatura en el agua. Dicho factor toma en cuenta las reacciones químicas, que no permiten una conversión completa de  $E_a$  en calor ( $E_h$ ), y se puede determinar realizando la identificación de productos químicos de radiólisis y posteriormente realizando la simulación de soluciones irradiadas [20].

<sup>3</sup>El dosímetro Fricke es un dosímetro químico. Se compone de una solución acuosa (llamada solución de Fricke) de sulfato ferroso ( $FeSO_4$ ), en una concentración molar de  $1 \frac{mol}{m^3}$ , y de ácido sulfúrico ( $SO_2(OH)_2$ ) de alta pureza, en una concentración molar de  $400 \frac{mol}{m^3}$ , contenido en un recipiente que no perturbe el campo de radiación. La dosis absorbida se mide mediante espectrofotometría, ya que la radiación produce un incremento en la absorbancia a una de longitud de onda específica. La dosis absorbida en la solución ( $D$ ) está dada por  $D = \frac{\Delta M}{\rho G(x)}$ , donde  $\Delta M$  ( $\frac{mol}{l}$ ) es el incremento de la concentración molar del compuesto químico X,  $\rho$  ( $\frac{Kg}{l}$ ) es la densidad de la solución y  $G(x)$  ( $\frac{mol}{J}$ ) es el producto químico X de la radiación, el cual se refiere al número de entidades químicas (por ejemplo moléculas) producidas, destruidas o modificadas por el gasto energético de 100 eV [2].

y la dosis absorbida en agua en el punto de referencia, en un maniquí de agua, se obtiene usando el dosímetro Fricke como patrón de transferencia.

- *El patrón Fricke de dosis absorbida en agua* determina la respuesta de la solución de Fricke usando la absorción total de un haz de electrones en la solución. Conociendo exactamente la energía de los electrones, la corriente del haz y la masa absorbente, se puede determinar la energía total absorbida y relacionarla con el cambio de absorbancia de la solución de Fricke, medida por espectrofotometría. La dosis absorbida en agua, en el punto de referencia en un maniquí de agua, se obtiene usando el dosímetro Fricke como patrón de transferencia.

El factor de calibración para una cámara de ionización irradiada en condiciones de referencia, se define como el cociente del valor convencionalmente verdadero de la magnitud a medir y el valor medido. El valor convencionalmente verdadero de una magnitud es el valor atribuido a dicha magnitud y aceptado, algunas veces por convención, que tenga una incertidumbre apropiada para un propósito dado. El valor convencionalmente verdadero también se conoce como valor asignado, mejor estimación del valor, valor convencional o valor de referencia. En un determinado laboratorio u hospital, el valor dado por un patrón de referencia puede tomarse como un valor convencionalmente verdadero y, frecuentemente, se utiliza la media de un número de resultados de medidas de una magnitud para establecerlo [16].

A continuación se describe la calibración frente a un patrón secundario, tal y como se menciona en el protocolo 398:

Se supone conocida la dosis absorbida en agua,  $D_w$ , en una profundidad de 5 g/cm<sup>2</sup> en un maniquí de agua, para la radiación gamma del <sup>60</sup>Co. Esto se lleva a cabo en el LSCD mediante la realización de medidas en un maniquí de agua con una cámara de ionización calibrada. La cámara del usuario se coloca con su punto de referencia en la profundidad de 5 g/cm<sup>2</sup> en un maniquí de agua, y su factor de calibración  $N_{D,w}$  se obtiene de la ecuación 5.4.

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M} \quad (5.4)$$

Donde M es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia, con el fin de que se corresponda con las condiciones de referencia para la que es válido el factor de calibración.

### 5.4.3. Condiciones de referencia.

Las condiciones de referencia se describen mediante un conjunto de valores de las magnitudes de influencia para las que es válido el factor de calibración sin factores de corrección adicionales. Las condiciones de referencia para calibraciones en términos de dosis absorbida en agua son: la configuración geométrica (SSD y profundidad), el tamaño de campo, el material y las dimensiones del maniquí irradiado, y la temperatura, presión y humedad relativa del ambiente [16].

Las condiciones de referencia recomendadas para la calibración de cámaras de ionización en haces de radiación gamma del <sup>60</sup>Co se muestran en la tabla 5.1.

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de electrones se muestran en la tabla 5.2. La figura 5.6 muestra el esquema de la configuración necesaria para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de electrones.

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí.	Agua.
Dimensiones del maniquí.	30 cm × 30 cm × 30 cm (aproximadamente).
Distancia fuente cámara.	100 cm.
Temperatura del aire.	20 °C.
Presión atmosférica.	101.3 kPa.
Punto de referencia de la cámara de ionización.	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la ventana.
Profundidad del punto de referencia.	5 g/cm <sup>2</sup> .
Tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara.	10 cm × 10 cm.
Humedad relativa.	50 %.
Tensión de colección y polaridad.	No se recomiendan valores de referencia.
Tasa de dosis.	No se recomiendan valores de referencia.

Tabla 5.1: Condiciones de referencia recomendadas para la calibración de cámaras de ionización en la radiación gamma de <sup>60</sup>Co, en laboratorios de calibración [16].

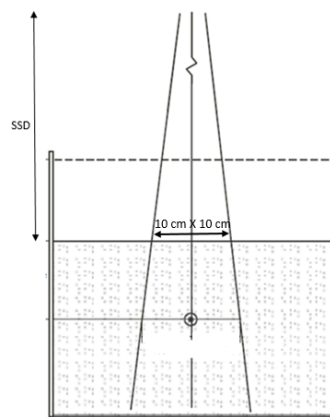


Figura 5.6: Configuración para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de electrones [16].



Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí.	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$ , agua. Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ , agua o plástico.
Tipo de cámara.	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$ , plano-paralela o cilíndrica. Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ , plano-paralela.
Profundidad de medida $Z_{ref}$ .	$0.6R_{50} - 0.1 \text{ [g/cm}^2\text{]}$ .
Punto de referencia de la cámara plano-parelela.	En la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma.
Posición del punto de referencia de la cámara.	En $Z_{ref}$ .
SSD.	100 cm.
Tamaño del campo en la superficie del maniquí.	10 cm $\times$ 10 cm.

Tabla 5.2: Condiciones de referencia para la determinación de dosis absorbida en agua en haces de electrones [16].

#### 5.4.3.1. Calidad del haz $R_{50}$ .

Para haces de electrones, se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ , en agua. Esta es la profundidad en agua en ( $\text{g/cm}^2$ ) en la que la dosis absorbida decae al 50 % del valor máximo de la dosis absorbida, medida con una SSD constante de 100 cm y un tamaño de campo en la superficie del maniquí de al menos 10 cm  $\times$  10 cm para  $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \lesssim 16 \text{ MeV}$ ), y de al menos 20 cm  $\times$  20 cm para  $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \gtrsim 16 \text{ MeV}$ ) [16].

Cuando se usa una cámara de ionización, la magnitud que se mide es el 50 % de la ionización relativa (IR) en profundidad en agua,  $R_{50,ion}$ . Esta es la profundidad en agua ( $\text{g/cm}^2$ ) en la que la corriente de ionización es el 50 % de su valor máximo. El valor de la profundidad de hemiabsorción en agua para la distribución de dosis en profundidad,  $R_{50}$ , se obtiene usando la ecuación 5.5a o 5.5b [16].

$$R_{50} = 1.029R_{50,ion} - 0.06 \text{ [g/cm}^2\text{]} \text{ para } (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2) \quad (5.5a)$$

$$R_{50} = 1.059R_{50,ion} - 0.37 \text{ [g/cm}^2\text{]} \text{ para } (R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2) \quad (5.5b)$$

Para calcular la energía media en la superficie del maniquí se utiliza la relación empírica 5.6 [16]:

$$E_0 = 2.33R_{50} \quad (5.6)$$

Donde  $E_0$  es la energía media, en MeV, en la superficie del maniquí y  $R_{50}$  se expresa en  $\text{g/cm}^2$ .

#### 5.4.3.2. Profundidad de referencia $Z_{ref}$ .

La profundidad de referencia  $Z_{ref}$  está dada por la ecuación empírica 5.7 [16]:

$$Z_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1 \quad [\text{g/cm}^2] \quad (5.7)$$

Donde  $R_{50}$  debe estar en  $\text{g/cm}^2$ . Para haces de calidades  $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \lesssim 10 \text{ MeV}$ ), esta profundidad está próxima a la del máximo de la dosis absorbida,  $Z_{max}$ . Pero para calidades  $R_{50} > 4 \text{ g/cm}^2$  es más profunda que  $Z_{max}$ .

#### 5.4.4. Formalismo basado en $N_{D,w}$ .

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones y electrones de alta energía, usando una cámara de ionización calibrada en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$ , ha sido descrito por K. Hohlfeld en 1988 [21].

La dosis absorbida, en la profundidad de referencia,  $Z_{ref}$ , en agua, para un haz de referencia de calidad  $Q_0$  y en ausencia de la cámara de ionización, es decir sin perturbar el haz de radiación, está dada por la ecuación 5.8 [16, 4, 21].

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (5.8)$$

Donde  $M_{Q_0}$  es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración, y  $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración. En la mayoría de las situaciones clínicas, las condiciones de medida no corresponden con las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración. Esto puede afectar la respuesta del dosímetro y entonces es necesario diferenciar entre dichas condiciones [16].

##### 5.4.4.1. Correcciones por magnitudes de influencia.

Las magnitudes de influencia se definen como aquellas que no son el objeto de la medida, pero que influyen en la magnitud a medir. Pueden ser de diferente naturaleza, como por ejemplo, presión, temperatura y tensión de colección; pueden provenir del dosímetro, por ejemplo envejecimiento, deriva del cero, calentamiento; o pueden ser magnitudes relacionadas con el campo de radiación, por ejemplo, la calidad del haz, tasa de dosis, el tamaño del campo y la profundidad del maniquí [16].

En la calibración de una cámara de ionización, o en general de un dosímetro, se mantienen bajo control tantas magnitudes de influencia como sea posible. Sin embargo, muchas no pueden controlarse, como por ejemplo, la presión, temperatura, la humedad del aire y la tasa de dosis en la radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$ . Es posible corregir por el defecto de estas magnitudes de influencia aplicando factores apropiados. Suponiendo que las magnitudes de influencia actúan independientemente unas de otras, se puede aplicar un producto de factores de corrección,  $\prod k_i$ , donde cada  $k_i$  está relacionado solamente con una magnitud de influencia. La independencia de los  $k_i$  es válida para las correcciones comunes por presión, temperatura, polaridad y eficiencia de colección [16].

#### PRESIÓN, TEMPERATURA Y HUMEDAD.

Como todas las cámaras de ionización recomendadas en el protocolo TRS No. 398 son abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Deberá aplicarse

el factor de corrección dado en la ecuación 5.9 [16], para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia.

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P} \quad (5.9)$$

Donde  $P$  y  $T$  son respectivamente la presión y temperatura del aire de la cavidad durante la medición, y  $P_0$  y  $T_0$  son los valores de referencia. La temperatura del aire en la cavidad de la cámara se tomará como la existente en el maniquí.

Si el factor de calibración viene referido a una humedad relativa del 50 % y se utiliza una humedad relativa entre el 20 % y el 80 %, no es necesario corregir por la humedad. Si el factor de calibración está referido al aire seco, entonces se deberá aplicar un factor de corrección, para las calibraciones en  $^{60}\text{Co}$ , dicho factor es  $k_h = 0.997$  [16].

#### CALIBRACIÓN DEL ELECTRÓMETRO.

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el laboratorio de calibración suministra un factor de calibración para cada uno. El factor de calibración del electrómetro,  $k_{elec}$ , se trata como una magnitud de influencia y se incluye en el producto  $\prod k_i$  de factores de corrección. Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran conjuntamente, solo proporciona el factor de calibración combinado,  $N_{D,w}$ , y el  $k_{elec} = 1$  [16].

#### EFFECTO DE POLARIDAD.

Deberá comprobarse siempre, en la puesta en servicio, el efecto en la lectura de la cámara de utilizar tensiones de colección de polaridades diferentes. Para el uso rutinario de una determinada cámara de ionización, normalmente se adoptan una tensión de colección y una polaridad específicas. Sin embargo, mediante el uso de un factor de corrección se puede tener en cuenta el efecto de utilizar tensiones de colección de polaridad opuesta en la lectura de la cámara para cada calidad Q de haz de usuario. Se recomienda utilizar el factor dado en la ecuación 5.10 [16].

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (5.10)$$

Donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa, respectivamente, y  $M$  es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria. Cuando la cámara se envía a calibrar, normalmente se toma la decisión, ya sea por parte del usuario o por parte del encargado del LSCD, sobre la tensión de colección y polaridad a adoptar para el uso rutinario de la cámara.

#### RECOMBINACIÓN DE IONES.

Un gas ionizado contiene iones positivos y negativos, debido a la fuerza de Coulomb entre ellos, habrá una tendencia a la recombinación, por lo que el gas tiende a desionizarse.

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección  $k_s$ . El efecto de recombinación de iones en la cavidad, depende de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada.

El protocolo TRS No. 398 recomienda que el factor  $k_s$  se obtenga empleando el método de las dos tensiones. Este método supone una dependencia lineal de  $1/M$  con  $1/V$  y utiliza los valores medidos de las cargas colectadas  $M_1$  y  $M_2$ , con las tensiones  $V_1$  y  $V_2$ , respectivamente, medidas en las mismas

condiciones de irradiación.  $V_1$  es la tensión de colección rutinaria y  $V_2$  es una tensión inferior; idealmente el cociente  $V_1/V_2$  debería ser igual o mayor que 3. El factor,  $k_s$ , en la tensión rutinaria de trabajo  $V_1$ , se obtiene a partir de la ecuación 5.11 [16].

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (5.11)$$

Donde las constantes  $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$  se proporcionan en la tabla 5.3.

$V_1/V_2$	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.875	0.677
3.5	1.080	-0.542	0.463
4.0	1.022	-0.363	0.341
5.0	0.975	-0.188	0.214

Tabla 5.3: Coeficientes de ajuste cuadrático para el calculo de  $k_s$  mediante la técnica de las dos tensiones, en haces pulsados, en función del cociente  $V_1/V_2$  [16].

#### 5.4.4.2. Factor de corrección por la calidad del haz $K_Q$ .

Cuando un dosímetro se utiliza en un haz de calidad  $Q$ , diferente a la calidad del haz de radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$ ,  $Q_0$ , empleada para su calibración, la dosis absorbida en agua viene dada por la ecuación 5.12 [16].

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} K_Q \quad (5.12)$$

Donde el factor  $K_Q$  toma en cuenta los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia,  $Q_0$ , y la calidad real del usuario,  $Q$ .  $M_Q$  es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia de temperatura, presión, calibración del electrómetro, efecto de polaridad y recombinación de iones. La cámara debe colocarse de acuerdo con las condiciones de referencia que se muestran en la tabla 5.2. El factor de corrección por la calidad del haz,  $K_Q$ , se define como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, en las calidades  $Q$  y  $Q_0$ , como lo muestra la ecuación 5.13 [16].

$$K_Q = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{\frac{D_{w,Q}}{M_Q}}{\frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0}}} \quad (5.13)$$

Idealmente, el factor de corrección por la calidad del haz debería medirse directamente para cada cámara en la misma calidad que el haz del usuario. Sin embargo, esto no se puede hacer en la mayoría de los laboratorios de calibración. Dichas mediciones pueden realizarse únicamente en laboratorios con acceso a las calidades de haces utilizadas en radioterapia. Por esta razón dicha técnica está actualmente

restringida a unos pocos LPCD en el mundo. El procedimiento requiere la disponibilidad de un sistema dosimétrico independiente de la energía, como un calorímetro, que funcione en dichas calidades. Un problema asociado, es la dificultad de reproducir en un laboratorio de calibración haces de calidades idénticas a las producidas por aceleradores clínicos [16]. Cuando no se puede medir  $K_Q$  es necesario realizar el cálculo teórico de dicho factor utilizando la ecuación 5.14, la cual se deduce de la definición de  $K_Q$  (ecuación 5.13) y aplicando la relación de Bragg-Gray.

$$K_Q = \frac{(S_{w,air})_Q (W_{air})_Q P_Q}{(S_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (5.14)$$

Donde  $S_{w,air}$  es el poder de frenado agua-aire de Spencer-Attix,  $W_{air}$  es la energía media necesaria para producir un par de iones en aire y  $P_Q$  son los factores que corrigen por las limitantes de la cámara de ionización para cumplir con la teoría de Bragg-Gray.

En el cuadro 18 del protocolo TRS No. 398 se proporcionan valores calculados de  $K_Q$  para una serie de calidades Q del usuario y para varios tipos de cámaras, los valores para las calidades no tabuladas se pueden obtener mediante interpolación lineal [16].

En el factor  $K_Q$  también contiene los factores de corrección que toman en cuenta las limitantes inherentes de una cámara de ionización para cumplir con la teoría de Bragg-Gray, tales como [16]:

- La perturbación, por la cavidad de la cámara, de la fluencia de electrones que entran en ella.
- El efecto de la pared de la cámara, es decir, la respuesta a la radiación de los materiales que constituyen la pared de la cámara y del maniquí.

#### 5.4.5. Dosis absorbida en $Z_{max}$ .

La normalización clínica se realiza a la profundidad del máximo de dosis,  $Z_{max}$ , que de acuerdo a la ecuación 5.7 no siempre coincide con  $Z_{ref}$ . Para determinar la dosis absorbida en  $Z_{max}$ , el usuario debe utilizar la curva de PDD (o la curva de IR), para convertir la dosis absorbida en  $Z_{ref}$  a la dosis en  $Z_{max}$ , mediante una regla de tres gobernada por la ecuación 5.15 [16].

$$D_{w,Q}(Z_{max}) = 100 \times \left( \frac{D_{w,Q}(Z_{ref})}{PDD(Z_{ref})} \right) \quad [\text{Gy/MU}] \quad (5.15)$$

#### 5.4.6. Distribución de dosis en profundidad en el eje del haz.

La obtención de una curva de PDD debe de obtenerse con una SSD constante de 100 cm y un tamaño de campo en la superficie del maniquí de al menos 10 cm × 10 cm para  $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \lesssim 16 \text{ MeV}$ ), y de al menos 20 cm × 20 cm para  $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \gtrsim 16 \text{ MeV}$ ). Si se usa una cámara de ionización, la curva de IR puede convertirse en una curva de PDD mediante el siguiente método de aproximación de la dosis absorbida: Para un haz de calidad  $R_{50}$ , la carga medida con el dosímetro, en cada profundidad  $Z$ , se multiplica por la razón de poderes de frenado,  $S_{w,air}$ , en esa profundidad. El protocolo TRS No. 398 proporciona los valores de  $S_{w,air}$  en el cuadro 20, en función de  $R_{50}$  y de la profundidad relativa  $Z/R_{50}$ . También se menciona que si alguna calidad del haz no aparece, es suficiente con la interpolación lineal de los datos de la tabla para obtenerla [16]. Se dice que este método es aproximado ya que el método exacto consiste en aplicar la relación de Bragg-Gray (ecuación 3.10), lo cual implica que además de conocer  $S_{w,air}$ , también es necesario conocer con exactitud el volumen de la cavidad de la cámara y los demás factores que aparecen en la ecuación 3.11.

#### 5.4.7. Uso de maniqués plásticos.

Es importante recordar que los maniqués plásticos solo se pueden usar en haces de electrones con calidades  $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$  ( $E_0 \lesssim 10 \text{ MeV}$ ).

Se define el término *espesor absoluto* (en  $\text{g/cm}^2$ ) como el producto del espesor real de un material (en cm) y la densidad de dicho medio (en  $\text{g/cm}^3$ ) [16]. En base a la definición anterior, las profundidades en los maniqués plásticos,  $Z_{pl}$ , expresadas en  $\text{g/cm}^2$ , se obtienen multiplicando la profundidad, en cm, por la densidad del plástico,  $\rho_{pl}$ , en  $\text{g/cm}^3$ . Las mediciones realizadas en un maniqué de plástico en la profundidad  $Z_{pl}$  se relacionan con la profundidad en agua,  $Z_w$  mediante la ecuación 5.16 [16].

$$Z_w = Z_{pl} c_{pl} \quad [\text{g/cm}^2] \quad (5.16)$$

Donde  $c_{pl}$  es el factor de puesta en escala de la profundidad, el cual se define como el cociente entre la profundidad media de penetración de los electrones en agua y en plástico, dichas profundidades también se expresan en  $\text{g/cm}^2$ . En el cuadro 21 del protocolo TRS No. 398 se dan valores de  $c_{pl}$  para algunos plásticos. Los factores  $c_{pl}$  se aplican, solo para distribuciones de dosis en profundidad y su utilización en la puesta en escala de distribuciones de ionización en profundidad es una aproximación.

Si se usa un maniqué de plástico para medir el índice de calidad del haz, la magnitud medida es el espesor de hemiabsorción en plástico de la distribución de ionización en profundidad,  $R_{50,ion,pl}$ . El  $R_{50,ion}$  se obtiene usando la ecuación 5.17 [16].

$$R_{50,ion} = R_{50,ion,pl} c_{pl} \quad [\text{g/cm}^2] \quad (5.17)$$

El  $R_{50}$  se obtiene utilizando la ecuación 5.5a o 5.5b [16].

Para determinar la dosis absorbida en agua en  $Z_{ref}$  usando un maniqué de plástico, la cámara debe colocarse en la profundidad de referencia  $Z_{ref,pl}$  puesta en escala en el plástico, la cual se obtiene de la ecuación 5.18 [16].

$$Z_{ref,pl} = \frac{Z_{ref}}{c_{pl}} \quad [\text{g/cm}^2] \quad (5.18)$$

Además de la puesta en escala de la profundidad, también la lectura  $M_{Q,pl}$  del dosímetro en la profundidad  $Z_{ref,pl}$  en el plástico debe ponerse en escala respecto de la lectura equivalente  $M_Q$  en  $Z_{ref}$  en agua, usando la ecuación 5.19 [16].

$$M_Q = M_{Q,pl} h_{pl} \quad (5.19)$$

Donde  $h_{pl}$  es el factor de puesta en escala de la fluencia, el cual representa las variaciones de la fluencia de electrones en el agua y en el plástico. En el cuadro 21 del protocolo TRS No. 398 se dan valores de  $h_{pl}$  para algunos plásticos.

Cuando se utiliza un maniqué plástico para determinar la distribución de dosis en profundidad, cada profundidad medida en el plástico debe ponerse en escala, usando la ecuación 5.16, para obtener la profundidad apropiada en agua. La lectura del dosímetro en cada profundidad también debe ponerse en escala usando la ecuación 5.19 [16].

### 5.4.8. Incertidumbre estimada.

La incertidumbre asociada con una medición es un parámetro que caracteriza la dispersión de un conjunto de mediciones respecto de su media aritmética y por definición es una desviación típica estimada. La incertidumbre es una estimación de la falta de exactitud, después de haber corregido los errores sistemáticos [16].

Las incertidumbres de medida se expresan como incertidumbres típicas relativas, y la evaluación de las incertidumbres típicas se clasifican en tipo *A* y tipo *B*. El método de evaluación de las incertidumbres tipo *A*, denotada como  $u_A$ , es mediante análisis estadístico de una serie de mediciones,  $n$ , el cual se realiza con la desviación típica de la media aritmética, dada por la ecuación 5.20 [16].

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}s(x_i) \quad (5.20)$$

Donde  $x_i$  es el valor medido en la observación  $i$ ,  $s(x_i)$  es la desviación típica dada por la ecuación 5.21 y  $\bar{x}$  es la media aritmética dada en la ecuación 5.22.

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (5.21)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (5.22)$$

Existen muchas fuentes de error que no se pueden estimar mediante mediciones repetidas, estas se llaman incertidumbres tipo *B*, denotada como  $u_B$ . Incluyen no sólo las influencias en el proceso de medición que son desconocidas aunque sospechadas, sino además efectos poco conocidos de las magnitudes de influencia, aplicación de factores de corrección y de datos físicos tomados de la literatura. No existen reglas específicas para la estimación  $u_B$ . El experimentador debe usar su mejor conocimiento y experiencia, para proporcionar estimaciones que puedan usarse como si fueran desviaciones típicas [16].

Si  $u_A$  y  $u_B$  son las incertidumbres típicas de tipos *A* y *B*, respectivamente, la incertidumbre típica combinada,  $u_C$  está dada por la ecuación 5.23 [16].

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (5.23)$$

El protocolo TRS No. 398 proporciona una tabla de la incertidumbre combinada estimada para la determinación de dosis absorbida en agua basada en un factor de calibración en  $^{60}\text{Co}$  para una cámara de ionización plano-paralela, dicha tabla se muestra en la tabla 5.4. Esta incertidumbre no se proporciona para la determinación de dosis absorbida, en otras profundidades que no sea  $Z_{ref}$  [16].

## 5.5. Factor de campo.

La forma de los haces de radiación usados en radioterapia se clasifican en cuatro grupos: cuadrados, rectangulares, circulares e irregulares. Los primeros dos tipos son producidos utilizando las mandíbulas que se encuentran en la cabeza del linac, los campos circulares se generan con colimadores especiales que se ensamblan a la cabeza del linac y los campos irregulares se forman con bloques (o también llamados protecciones) personalizados para cada paciente o con colimadores multi-hojas (MLC).

Magnitud física o procedimiento.	Incertidumbre típica relativa (%).
Paso 1: Laboratorio de calibración.	
Determinación de $N_{D,w}$ para el patrón secundario en el LPCD.	0.5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario.	0.1
Determinación de $N_{D,w}$ para el dosímetro del usuario en el LSCD.	0.4
Incertidumbre combinada del paso 1.	0.6
Paso 2: Haz de electrones del usuario.	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario.	0.4
Establecimiento de las condiciones de referencia.	0.6
Lectura $M_Q$ del dosímetro respecto al monitor del haz.	0.6
Corrección por las magnitudes de influencia ( $k_i$ ).	0.5
Corrección por la calidad del haz ( $K_Q$ ) (valores calculados)	1.7
Incertidumbre combinada del paso 2.	2.0
<b>Incertidumbre típica combinada de <math>D_{w,Q}</math> (paso 1 + 2)</b>	<b>2.1</b>

Tabla 5.4: Incertidumbre típica relativa estimada de la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia  $Z_{ref}$  para un haz de electrones de calidad  $R_{50} \geq 1$  g/cm<sup>2</sup>, utilizando una cámara de ionización plano-paralela calibrada en la radiación gamma del <sup>60</sup>Co [16].

Para todo campo arbitrario de radiación se puede encontrar su campo cuadrado equivalente, con lo cual el campo arbitrario puede ser caracterizado con los mismos parámetros dosimétricos que su campo equivalente. Un campo rectangular arbitrario de lados a y b, puede ser equivalente a un campo cuadrado de lado  $a_{eq}$ , si tienen la misma área o perímetro. Mediante la regla de Day, ecuación 5.24 [3], se encuentra  $a_{eq}$ .

$$a_{eq} = \frac{2ab}{a + b} \quad (5.24)$$

Debido a que en muchas situaciones clínicas el tamaño de campo, cuadrado, utilizado en la calibración del linac no corresponde con el utilizado en el tratamiento, se define el factor de campo,  $FC$ , como el cociente de la dosis absorbida en  $Z_{max}$  para el tamaño de campo de lado A utilizado en el tratamiento,  $D(Z_{max}, A)$ , y la dosis absorbida en  $Z_{max}$  para el tamaño de campo utilizado en el comisionamiento,  $D(Z_{max}, 10 \times 10)$ , normalmente de 10 cm x 10 cm, como lo muestra la ecuación 5.25 [3].



$$FC = \frac{D(Z_{max}, A)}{D(Z_{max}, 10 \times 10)} \quad (5.25)$$

Para un campo irregular formado con un bloque (o protección), el factor de bloque se define como el cociente del máximo porcentaje de dosis con bloque  $PDM_{CB}$  y el máximo porcentaje de dosis sin bloque  $PDM_{SB}$ , como lo muestra la ecuación 5.26 [3].

$$F_B = \frac{PDM_{CB}}{PDM_{SB}} \quad (5.26)$$

El tamaño de campo sin bloque es normalmente de  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ . El factor  $F_B$  toma en cuenta la diferencia existente entre el tamaño de campo utilizado con bloque y sin bloque.

## 5.6. Cálculo de unidades monitor (MU).

Para controlar la dosis administrada durante el tratamiento de radioterapia, es necesario utilizar el concepto de unidades monitor (MU por sus siglas en inglés). Como se mencionó en la sección 4.4, en principio, no necesariamente existe una correspondencia uno a uno entre unidad monitor y dosis absorbida, pero es usual calibrar el linac, tal que una MU corresponda a 1 cGy, en las condiciones de referencia mostradas en el tabla 5.2, pero obteniendo la dosis absorbida en la profundidad  $Z_{max}$ . Sin embargo, las condiciones de tratamiento difieren de las de calibración, en cuanto a geometría, inhomogeneidad del tejido, distancia, profundidad y tamaño de campo de tratamiento, por lo que es necesario realizar el cálculo del número de MU necesarias para administrar la dosis prescrita, por el médico tratante, en las condiciones específicas de tratamiento. Entonces, se define el número de unidades monitor, MU, como el cociente entre la dosis prescrita,  $D_p$  en cGy, y el rendimiento del linac en las condiciones de tratamiento,  $\dot{D}_{trat}$  en cGy/MU, como lo muestra la ecuación 5.27 [4, 5].

$$MU = \frac{D_p}{\dot{D}_{trat}} \quad (5.27)$$

Por lo general,  $\dot{D}_{trat}$  es igual al producto del factor de calibración del linac,  $\dot{D}_r$ , y una serie de factores de corrección que toman en cuenta las diferencias existentes entre las condiciones de referencia y de tratamiento. Por esto último, cuando se tiene un solo haz de tratamiento con una  $SSD = 100\text{ cm}$  y un tamaño de campo cuadrado de lado A, diferente al de calibración, la ecuación 5.27 se convierte en la ecuación 5.28 y esta última es la que se ocupa en el cálculo de las MU [3].

$$MU = \frac{D_p}{\dot{D}_r \times FC \times PDD} ; \quad (5.28)$$

donde:

$D_p$	Es la dosis prescrita en cGy.
$\dot{D}_r$	Es el factor de calibración: <i>Como se mencionó es igual a <math>1 \frac{\text{cGy}}{\text{MU}}</math>.</i>
$FC$	Es el factor de campo: <i>Este factor toma en cuenta la diferencia entre el tamaño de campo cuadrado utilizado en la calibración y el utilizado en el tratamiento. Además contiene intrínsecamente la información de la dispersión del colimador y del fantoma de agua.</i>
$PDD$	Es el mínimo porcentaje de dosis, recomendado por la ICRU, con el que se busca cubrir el volumen tumoral.

Cuando en el tratamiento se utiliza un bloque (o protección) el cálculo de las MU se realiza utilizando la ecuación 5.28, pero se agrega el factor FB en el denominador.

---

## Capítulo 6

# Irradiación a cuerpo total con electrones (TBEI).

### 6.1. Micosis Fungoide.

El término *linfoma* es utilizado en medicina para referirse a diversos tipos de tejidos neoplásicos (tumores) que se originan en los linfocitos (células inmunitarias). Se conocen tres tipos de estas células: linfocitos *B*, linfocitos *T* y células *NK*. En general, los linfomas de células *B* son más comunes que los linfomas de células *T*. Sin embargo, en la piel, los linfomas de células *T* son el tipo más común. Existe una gran variedad de linfomas *B* y *T*, con aspecto como el mostrado en la figura 6.1, que afectan la piel de forma primaria o secundaria. El término linfoma cutáneo primario se refiere a linfomas de células *T* y *B* que están presentes en la piel pero no muestran daño extracutáneo en el momento del diagnóstico. Mientras, que el término de linfoma cutáneo secundario se refiere a que primero se presentó un linfoma no cutáneo y posteriormente se desarrolló uno cutáneo.

La *Micosis Fungoide (MF)*, es el tipo más común de linfoma cutáneo, consiste en un desorden linfoproliferativo, que se desarrolla sin dolor y que afecta la dermis, causando una proliferación anormal de células *T CD4+* [6]. Los individuos afectados por este padecimiento, se encuentran principalmente entre los 50 y 60 años de edad, mientras que los niños raramente lo padecen. De acuerdo con la sociedad de leucemia y linfoma, en los Estados Unidos, hay alrededor de 1500 nuevos casos de micosis fungoide cada año [6, 14]. La incidencia total de *MF* es de 4 por cada 100,000 habitantes. Los pacientes con esta enfermedad tienen un linfoma caracterizado por una dermatitis irregular, la cual eventualmente se puede extender sobre toda su piel [7].

En México, no existe un registro sobre la incidencia específica de *MF*. Sin embargo, la dirección general de epidemiología de la secretaría de salud, publicó en junio de 2011, en su informe titulado "perfil epidemiológico de los tumores malignos en México"[22], que en el año 2006, de un total de 14,340 registros en la categoría de tumores del sistema hematopoyético (13.50 % del registro nacional total), se registrarón 5,864 nuevos casos de linfomas cutáneos.



(a) Linfoma cutáneo de célula *B*. Lesión única.

(b) *MF* en cuerpo completo.

Figura 6.1: Aspecto físico de pacientes con linfomas cutáneos [12].

## 6.2. Definición de la técnica de irradiación a cuerpo total con electrones (TBEI).

De manera general, el concepto de irradiación a cuerpo total abarca todos los procesos de irradiación con grandes tamaños de campo de tratamiento, ya sea utilizando haces de fotones o electrones.

Con el objetivo de proporcionar un método eficaz para tratar linfomas cutáneos que invaden toda la piel, desde 1950 se han desarrollado varias técnicas de irradiación y planes de dosis [7, 8, 9]. Resultando la más eficaz y utilizada, *la técnica de irradiación a cuerpo total con electrones* (TBEI por sus siglas en inglés) con altas tasas de dosis. La elección del haz de electrones es debido a su baja penetración en el tejido [10], ya que la piel es solo la que necesita el tratamiento y no los demás tejidos. Toda la piel del paciente puede ser tratada, pero limitada a cierta profundidad de acuerdo con la región de tratamiento, esto determina la elección de la energía del haz de electrones a utilizar, la cual normalmente es de 6 MeV, debido a que el alcance práctico ( $R_p$ ) es menor a 3.5 cm (ver sección 5.2). Es importante mencionar que en la literatura esta técnica se conoce también como irradiación total de piel con electrones [11].

La irradiación a cuerpo total con electrones es una técnica especial utilizada en radioterapia para tratar linfomas cutáneos que afectan toda la piel del paciente, como por ejemplo la *MF* mostrada en la figura 6.1(b). Debido a lo anterior, el objetivo del tratamiento en dicha técnica es todo el cuerpo del paciente [12]. Para realizar la irradiación a cuerpo total se requieren campos de radiación de aproximadamente 80 cm de ancho y 200 cm de largo, mientras que en los tratamientos convencionales los campos utilizados son mucho más pequeños, de máximo 40cm × 40cm [13]. Los campos de radiación utilizados en TBEI se generan utilizando la propiedad de divergencia del haz, por este motivo es necesario posicionar al paciente a SSDs en el rango de 300 a 500 cm. Un problema técnico se debe a que los linacs, y con ello los haces de tratamiento, se calibran para administrar tratamientos a SSD de 100 cm (tratamientos

convencionales). Otro problema es la irregularidad de la superficie del paciente, debido a que la piel es una superficie curva y grasa [14].

Las técnicas utilizadas hoy en día para el tratamiento con TBEI se clasifican en tres principales categorías [3, 11]:

- *Técnicas de traslación:* En este tipo de técnicas el paciente atraviesa el haz de tratamiento acostado en una camilla en movimiento con una SSD no mayor a 200 cm.
- *Técnicas de grandes campos de tratamiento:* En ellas el paciente permanece de pie en una posición fija con una SSD en el rango de 300 a 500 cm, lo cual ocasiona que el tamaño de los campos de tratamiento sea grande (del orden de 80 cm x 200 cm). Posteriormente, el paciente es irradiado por dos o más campos de tratamiento en diferentes direcciones anatómicas.
- *Técnicas de rotación:* En estas técnicas el paciente permanece de pie en una plataforma, que rota, y dicha plataforma se posiciona a una SSD en el rango de 300 a 500 cm. Posteriormente es irradiado utilizando un solo haz.

La elección de la técnica de TBEI a utilizar depende en gran medida del tamaño de cuarto de tratamiento, mobiliario y equipo dosimétrico con el que cuenta el hospital [3, 11]. Debido a lo anterior, en la unidad de oncología de los SSEP la técnica más conveniente a implementar es la técnica de dos grandes campos de tratamiento, uno incidiendo en la dirección anatómica anterior-posterior (AP) y el otro en la dirección posterior-anterior (PA), y con el paciente de pie en una posición fija, como lo muestra la figura 6.2. La dirección posterior-anterior (PA) se obtiene haciendo que el paciente gire 180° respecto a la posición AP.

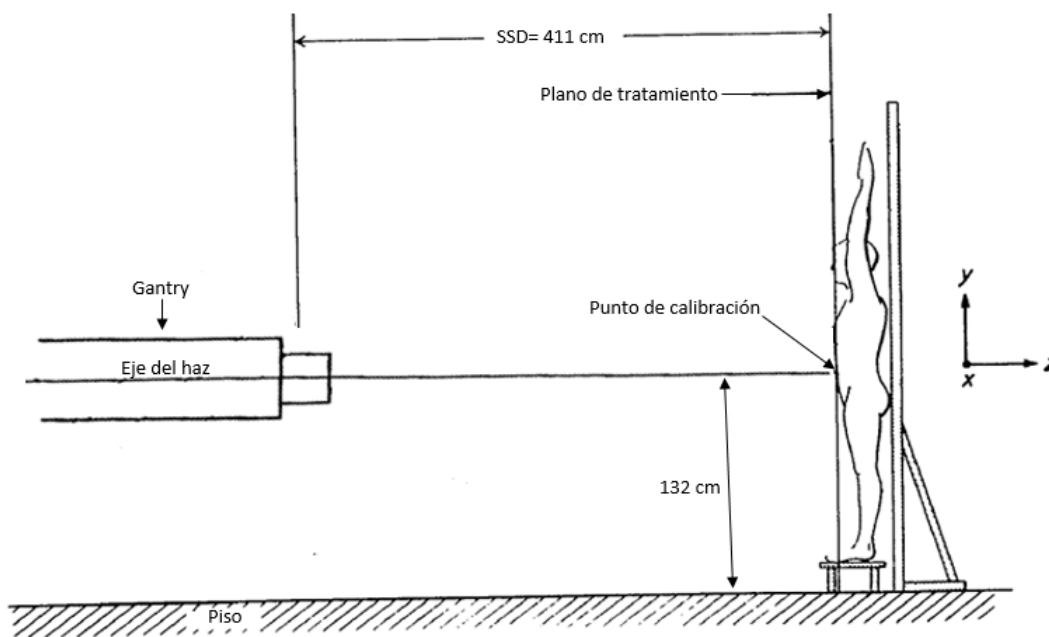


Figura 6.2: Configuración del tratamiento para TBEI con dos grandes campos de tratamiento y con el paciente de pie en una posición fija, con el haz incidiendo en la dirección anatómica anterior-posterior (AP).

### 6.2.1. Especificaciones para tratamiento de TBEI con dos campos de tratamiento.

Las especificaciones generales para tratamiento de TBEI con dos campos de tratamiento de electrones y con el paciente en una posición fija, son las siguientes [3]:

- Tamaño de campo del orden 80 cm x 200 cm.
- SSD en el rango de 300 a 500 cm.
- Energía nominal del haz (energía a la salida de la guía aceleradora) de 6 a 10 MeV.
- Energía del haz en la superficie del fantoma de 4 a 7 MeV, esto es debido al decaimiento de la intensidad con el inverso del cuadrado de la distancia fuente-superficie.

Se recomienda utilizar una alta tasa de dosis, en el rango de  $800 \frac{\text{cGy}}{\text{min}}$  a  $1000 \frac{\text{cGy}}{\text{min}}$  [3, 11], con el objetivo de reducir el tiempo de tratamiento. Esto último es importante, debido a que es indispensable garantizar que el paciente se mantenga en la misma posición durante toda la sesión de tratamiento, lo cual es difícil de conseguir en las condiciones físicas en las que se encuentran los pacientes con esta enfermedad [11], lo cual ocasiona que el paciente tenga movimientos involuntarios.

Se recomienda utilizar un atenuador, material de bajo número atómico (por ejemplo PMMA), entre la cabeza del linac y el paciente, para lograr que el alcance práctico ( $R_p$ ) de los electrones se reduzca a menos de 1 cm de profundidad en la piel del paciente. Un problema radica en conseguir placas de PMMA del tamaño del campo de tratamiento (200cm x 80cm) con densidad y grosor uniforme [3, 23].

Los procedimientos para realizar TBEI implican la producción de ozono ( $O_3$ ), debido a la ionización de grandes volúmenes de aire dentro del cuarto de tratamiento. Por esto último es necesario que exista una adecuada ventilación en el cuarto de tratamiento [11].

Es importante mencionar que estudios han demostrado que la técnica de TBEI que proporciona la mejor uniformidad en la dosis absorbida y el rango práctico más óptimo de los electrones, es la técnica desarrollada por la universidad de Stanford. Dicha técnica consiste en que el paciente se encuentre de pie a una SSD en el rango de 350 a 500 cm y que en cada sesión de tratamiento el paciente ocupe una orientación angular separada por  $120^\circ$ . El gantry debe estar angulado en  $\pm 20^\circ$  respecto de la horizontal ( $270^\circ$ ) y entre el gantry y el paciente se debe colocar un atenuador de PMMA [11]. Esta técnica no se implementa en la unidad de oncología de los SSEP, debido a que no se cuenta con el equipo dosimétrico adecuado para su implementación.

## 6.3. Dosimetría para TBEI.

Al igual que en radioterapia convencional, el punto de calibración de dosis en TBEI se establece en el eje del haz de tratamiento a la profundidad del máximo de dosis,  $Z_{max}$ , en el maniquí (fantoma) [3].

Los parámetros dosimétricos básicos para TBEI son los mismos que para radioterapia convencional, incluyendo tanto a la dosimetría absoluta como a la relativa. Sin embargo, estos parámetros deben ser medidos en las condiciones específicas de TBEI para obtener información confiable y exacta de la dosis absorbida en tales condiciones de tratamiento [3].

En TBEI generalmente los maniqués (fantomas) son más pequeños que los campos de tratamiento y que los mismos pacientes. Esto puede causar diferentes problemas de dispersión que pueden influir en las curvas de PDD y con ello en el cálculo de MU [3].

Es difícil realizar con exactitud la dosimetría para TBEI debido a [23]:

- Los grandes tamaños de campo utilizados: Para obtener estos tamaños de campo, normalmente se requiere, que el paciente se coloque muy cerca de las paredes del cuarto de tratamiento, lo cual puede producir una significativa retro-dispersión de electrones y fotones, que contribuyen a la dosis absorbida en la piel del paciente. Se recomienda utilizar un atenuador, material de bajo número atómico (por ejemplo PMMA), entre el paciente y la pared, con el objetivo de reducir la dosis absorbida por retro-dispersión.
- La necesidad de corregir por las inhomogeneidades de la piel.
- La dificultad de lograr la reproducibilidad de la posición debido al movimiento involuntario del paciente durante el tratamiento.

Se recomienda que en el rectángulo de 200 cm x 80 cm del campo de tratamiento, la uniformidad vertical de la dosis absorbida sea de  $\pm 8\%$  y en la dirección horizontal  $\pm 4\%$ , dentro de un rectángulo de tamaño de 160 cm x 60 cm [11]. Sin embargo, la uniformidad de la dosis lograda en fantomas no es reproducible en el paciente, debido a que la piel es una superficie curva y grasa [11].

La contaminación de rayos X es proporcional al número de campos de tratamiento utilizados, debido a que todos los campos contribuyen a la dosis absorbida por rayos X. Dicha dosis puede reducirse mediante la angulación del haz de tratamiento. Un aceptable nivel de contaminación de rayos X es de máximo 1% de la máxima dosis absorbida debida a electrones [11]. Esto último es difícil de conseguir, debido a que la piel es un superficie curva y grasa [11].

El equipo dosimétrico recomendado para realizar la dosimetría de TBEI es [3, 11]:

- Cámaras de ionización plano-paralelas.
- Electrómetro.
- Maniquí sólido, por ejemplo placas de PMMA, poliestireno y agua sólida.

## 6.4. Cálculo de unidades monitor (MU)

De acuerdo a la definición de unidades monitor (MU) (ecuación 5.27), el número de MU es igual al cociente entre la dosis prescrita,  $D_p$ , en cGy, y el rendimiento del linac en las condiciones de tratamiento,  $\dot{D}_{trat}$ , en cGy/MU, para el caso de TBEI esta ecuación se transforma en la ecuación 6.1. [5]:

$$MU = \frac{D_p}{\dot{D}_r \times FDI \times PDD} ; \quad (6.1)$$

donde:

$D_p$  Es la dosis prescrita en cGy.

$\dot{D}_r$  Es el factor de calibración:

*Como se mencionó es igual a  $1 \frac{\text{cGy}}{\text{MU}}$ .*

$FDI$  Es el factor de decaimiento de la ionización (FDI). Este factor solo se aplica cuando

el tratamiento se suministra a una SSD >100cm y se define como el cuadrado del cociente de la distancia de calibración y la distancia de tratamiento.

*PDD* Es el mínimo porcentaje de dosis, recomendado por la ICRU, con el que se busca cubrir el volumen tumoral, en este caso toda la piel.

Es importante hacer notar que el factor de calibración,  $1 \frac{\text{cGy}}{\text{MU}}$ , se obtiene aplicando el protocolo TRS No. 398 del IAEA, en las condiciones específicas de referencia mostradas en la tabla 5.2. De las cuales es conveniente resaltar una SSD=100cm y un tamaño de campo en la superficie del maniquí de 10 cm x 10 cm. Entonces, teniendo en cuenta lo anterior y el denominador de la ecuación 6.1 se puede deducir que el rendimiento del linac en las condiciones de tratamiento de TBEI,  $\dot{D}_{TBEI}$ , es igual al producto del factor de calibración,  $\dot{D}_r$ , y el factor de decaimiento de la ionización, FDI, como lo muestra la ecuación 6.2.

$$\dot{D}_{TBEI} = \dot{D}_r \times FDI \quad (6.2)$$

## 6.5. Consideraciones generales.

Se recomienda utilizar placas de plomo (Pb) en ojos, gónadas y uñas, ya que estos son los órganos de riesgo en la técnica de TBEI.

Se recomienda realizar la dosimetría en vivo por dos razones importantes:

- Determinar la distribución de la dosis en la piel del paciente.
- Verificar que la dosis prescrita sea la administrada en el tratamiento.



---

## Capítulo 7

# Procedimiento experimental.

Como se mencionó en la sección 6.2, la técnica de TBEI que se implementó en la unidad de oncología de los servicios de salud del estado de Puebla (SSEP) fue la técnica de dos grandes campos de tratamiento, uno incidiendo en la dirección anatómica anterior-posterior (AP) y el otro en la dirección posterior-anterior (PA), y con el paciente de pie en una posición fija, a una SSD igual a 411 cm, como lo muestra la figura 6.2. La dirección posterior-anterior (PA) se obtiene haciendo que el paciente gire 180° respecto a la posición AP. La elección de esta técnica estuvo en función del tamaño del cuarto de tratamiento, los equipos dosimétricos y el mobiliario con el que cuenta dicha unidad de oncología. No se usará un degradador entre el linac y el paciente debido a que la unidad no cuenta con él.

### 7.1. Equipo de dosimetría utilizado.

El acelerador lineal con el que cuenta la unidad de oncología de los SSEP es un Varian Clinac 21X, el cual se muestra en la figura 7.1.



Figura 7.1: LINAC de la unidad de oncología de los SSEP, Clinac 21X de Varian.

El equipo dosimétrico que se utilizó en la dosimetría para TBEI se muestra en la figura 7.2 y se describe a continuación:

- *Cámara de ionización plano-paralela*: Marca Scanditronix, modelo PPC-05 y serie 233.

- *Electrómetro*: Marca IBA, modelo DOSE 1 y serie 04-9564.
- *Maniquí*: Placas de PMMA de densidad de 1.18 g/cm<sup>3</sup>, de largo 30 cm, de ancho 30 cm y de espesores de 1 cm, 0.5 cm, 0.2 cm y 0.1 cm.
- *Maniquí*: Blue Phantom de IBA.



(a) Cámara de ionización plano-paralela Scanditronix PPC-05.



(b) Electrómetro IBA DOSE 1.



(c) Placas de PMMA.



(d) Blue Phantom de IBA.

Figura 7.2: Equipo dosimétrico utilizado en la dosimetría para TBEI en la unidad de oncología de los SSEP.

La cámara de ionización plano-paralela y el electrómetro se enviaron a calibrar, de forma conjunta, en el departamento de metrología de radiaciones ionizantes del instituto nacional de investigaciones nucleares (ININ), el cual es un laboratorio secundario de calibración dosimétrica certificado por el IAEA. El coeficiente de calibración,  $N_{D,w}$ , emitido por el ININ es el mostrado en la ecuación 7.1.

$$N_{D,w} = 0.6017 \frac{Gy}{nC} \pm 0.80 \% \quad (7.1)$$

Las condiciones de referencia, reportadas en el certificado de calibración emitido por el ININ, en las cuales se realizó la calibración del electrómetro y la cámara de ionización PPC-05 fueron las siguientes, cabe mencionar que dichas condiciones concuerdan con las mostradas en la tabla 5.1:

- Maniquí de agua
- Temperatura (T)= 20°C
- Presión atmosférica (Po)= 101.325 kPa
- Tamaño de campo de 10cm × 10cm

- Distancia fuente-cámara = 100 cm

## 7.2. Dosimetría absoluta.

La dosimetría absoluta se realizó en base al procedimiento sugerido en el artículo "total skin high-dose-rate electron therapy dosimetry using TG 51 [7]" de Gossman et al. Por lo anterior, primero se realizó el comisionamiento del haz de electrones para radioterapia convencional, es decir con una SSD = 100 cm, siguiendo las recomendaciones establecidas en el protocolo TRS No. 398 del IAEA [16]. Dichas recomendaciones se enunciaron en la sección 5.4.

Con el objetivo de corroborar, experimentalmente, la equivalencia entre un maniquí de placas de PMMA y uno de agua, se realizó la determinación de la dosis absorbida (dosimetría absoluta) tanto en agua como en placas de PMMA. Las condiciones en las que se realizaron estos procedimientos se muestran en la tabla 7.1.

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí.	Agua (Blue Phantom) o Placas de PMMA.
Tipo de cámara de ionización.	Plano-paralela Scanditronix PPC-05.
Profundidad de medida $Z_{ref}$ .	$0.6R_{50} - 0.1$ [g/cm <sup>2</sup> ].
Punto de referencia de la cámara plano-paralela.	En la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma.
Posición del punto de referencia de la cámara.	En $Z_{ref}$ .
SSD.	100 cm.
Tamaño del campo en la superficie del maniquí.	10 cm × 10 cm.
Tipo de haz	Electrones
Energía nominal	6 MeV
Dosis	100 MU
Tasa de dosis	400 MU/min
Voltaje de colección	+300 V
Voltaje de colección (reducido)	+100 V

Tabla 7.1: Tabla de condiciones de referencia para determinación de la dosis absorbida tanto en agua como en placas de PMMA.

Los arreglos experimentales utilizados para realizar la dosimetría absoluta se muestran en la figura 7.3.



(a) Arreglo para la dosimetría absoluta en agua.



(b) Arreglo para la dosimetría absoluta en placas de PMMA.



(c) Ampliación del arreglo para la dosimetría en placas de PMMA.

Figura 7.3: Configuración utilizada para la determinación de la dosis absorbida en agua y en placas de PMMA .

Los pasos realizados para la determinación de la dosis absorbida en agua fueron:

1. El gantry del linac se posicionó en forma vertical ( $0^\circ$ ). En la cabeza del gantry se colocó el accesorio para tratamiento con haz de electrones para proporcionar un tamaño de campo de  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ , llamado cono de  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ .
2. Se conectó la cámara de ionización al electrómetro mediante un cable coaxial. También se conectó

el Blue Phantom a una laptop que tiene el software OmniPro-Accept V6.4, con el cual se controla los movimientos de los rieles sobre los cuales se encuentra posicionada la cámara.

3. Se fijaron las coordenadas que limitan el rango de movimiento de los rieles y con ello el movimiento de la cámara dentro del Blue Phantom.
4. Se posicionó y alineó la cámara plano-paralela en el fantoma Blue Phantom, de acuerdo a las recomendaciones establecidas en el protocolo TRS No. 398. Cabe resaltar que la SSD fue igual a 100 cm.
5. Utilizando un termómetro ambiental digital y un barómetro de mercurio, respectivamente, se realizaron las mediciones de temperatura y presión en el cuarto de tratamiento.
6. Con el objetivo de que la cámara alcanzara la estabilidad, esta se irradió con 400 MU.
7. En el electrómetro se fijó el voltaje de colección igual a +300 V. En el cuarto de control del linac, en la computadora que lo controla, se introdujeron los parámetros de tipo de haz, energía nominal, dosis y tasa de dosis, los cuales se muestran en la tabla 7.1.
8. Se irradió la cámara, con los parámetros ya fijados en el paso anterior, y se ejecutó el software OmniPro-Accept V6.4, lo cual ocasiona que la cámara se desplace verticalmente (en profundidad) y con ello se pueda medir, a través del electrómetro, la ionización en cada punto en la profundidad. Este software proporciona una curva de ionización relativa y el 50% de la ionización relativa en profundidad en agua  $R_{50,ion}$ , definido en la sección 5.4.3.1.
9. Utilizando la ecuación 5.5a ( $R_{50} = 1.029R_{50,ion} - 0.06$ ) se obtuvo la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ , en agua. Posteriormente, utilizando la ecuación 5.7 ( $Z_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1$ ) se obtuvo la profundidad de referencia,  $Z_{ref}$ .
10. Una vez obtenida la profundidad de referencia, se posicionó la cámara de ionización a dicha profundidad en el fantoma, mediante la introducción de este parámetro en el software OmniPro-Accept V6.4.
11. Posteriormente, se realizó la irradiación de la cámara en las condiciones mostradas en la tabla 7.1, con lo cual se obtuvo, mediante la lectura del electrómetro, la medición de la ionización (o carga colectada), en  $Z_{ref}$ , identificada de ahora en adelante como  $M$ .
12. Se calculó el cociente entre  $M$  y la dosis absorbida que se fijó en el proceso de dosimetría absoluta (100 MU), a dicho cociente se le denotó por  $M_1$ .
13. Posteriormente, se realizaron los cálculos de los factores de corrección por magnitudes de influencia. Dichos cálculos se realizaron utilizando las ecuaciones y procedimientos sugeridos en el protocolo TRS No. 398, mostrados en la sección 5.4.4.1. Es importante recordar que lectura corregida del dosímetro por las magnitudes de influencia,  $M_Q$ , es igual al producto de  $M_1$  por los factores de corrección.
14. Del cuadro 18 del protocolo TRS No. 398 se determinó el factor de corrección por la calidad del haz del usuario,  $K_Q$ , tal y como se menciona en la sección 5.4.4.2 .
15. Utilizando la ecuación 5.12 ( $D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} K_Q$ ) se obtiene la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia  $Z_{ref}$ .

16. De acuerdo a lo mencionado en la sección 5.4.5 es más representativo determinar la dosis absorbida en  $Z_{max}$  en lugar de  $Z_{ref}$ , por lo cual utilizando la ecuación 5.15 ( $D_{w,Q}(Z_{max}) = 100 \times \left( \frac{D_{w,Q}(Z_{ref})}{PDD(Z_{ref})} \right)$ ) se determinó la dosis absorbida en  $Z_{max}$ .

El procedimiento realizado para la determinación de la dosis en plástico, es esencialmente el mismo que el empleado en la determinación de la dosis absorbida en agua. Sin embargo, existen dos diferencias fundamentales en estos procedimientos:

- Para la dosimetría absoluta en plástico es necesario aplicar una serie de factores de conversión que permitan obtener los resultados en su equivalente dosimetría absoluta en agua. Es necesario realizar esto, ya que como se mencionó anteriormente el material más ampliamente recomendado para la dosimetría absoluta es el agua.
- Para la dosimetría absoluta en plástico no se cuenta con un sistema automatizado, como el fantoma Blue Phantom, para realizar dicho procedimiento.

Los pasos realizados en la dosimetría absoluta en plástico fueron los siguientes:

1. El gantry del linac se posicionó en forma vertical ( $0^\circ$ ). En la cabeza del gantry se colocó el cono para electrones de  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ .
2. Se colocó la cámara de ionización en las placas base del maniquí de plástico y esta última a su vez sobre la cama de tratamiento, tal y como lo muestra la figura 7.3(c). Posteriormente, se conectó la cámara de ionización al electrómetro mediante un cable coaxial.
3. Se alineó la cámara plano-paralela en las placas base del maniquí de plástico, de acuerdo a las recomendaciones establecidas en el protocolo TRS No. 398. Cabe resaltar que la SSD fue igual a 100 cm.
4. Utilizando un termómetro ambiental digital y un barómetro de mercurio, respectivamente, se realizaron las mediciones de temperatura y presión en el cuarto de tratamiento.
5. Con el objetivo de que la cámara alcanzara la estabilidad, esta se irradió con 400 MU.
6. En el electrómetro se fijó el voltaje de colección igual a +300 V. En el cuarto de control del linac, en la computadora que lo controla, se introdujeron los parámetros de tipo de haz, energía nominal, dosis y tasa de dosis, los cuales se muestran en la tabla 7.1.
7. Se comenzó el proceso de irradiación de la cámara, el cual consistió en desplazar la cama de tratamiento un milímetro en la dirección vertical, añadir un milímetro de grosor de PMMA, tal que, la SSD se mantuviera constante en 100 cm y, posteriormente, se realizaba la irradiación de la cámara. Este proceso se repitió en cada milímetro de una profundidad de 3 cm. Con esto fue posible medir, a través del electrómetro, la ionización en cada milímetro en la profundidad. De graficar estos datos se obtuvo una curva de ionización relativa, de la cual posteriormente, mediante interpolación lineal, se calculó el 50% de la ionización relativa en profundidad en plástico  $R_{50,ion,pl}$ , definido en la sección 5.4.7.
8. Utilizando la ecuación 5.17 ( $R_{50,ion} = R_{50,ion,pl}C_{pl}$ ) se obtuvo el 50% de la ionización relativa en profundidad en agua,  $R_{50,ion}$ . Con la ecuación 5.5a ( $R_{50} = 1.029R_{50,ion} - 0.06$ ) se obtuvo la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ , en agua.

9. Posteriormente, utilizando la ecuación 5.7 ( $Z_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1$ ) se obtuvo la profundidad de referencia en agua,  $Z_{ref,w}$ . Después, utilizando la ecuación 5.18 ( $Z_{ref,pl} = \frac{Z_{ref}}{c_{pl}}$ ), se calculó la profundidad de referencia en plástico  $Z_{ref,pl}$ .
10. Una vez obtenida la profundidad de referencia en plástico  $Z_{ref,pl}$ , se tomó la lectura del dosímetro en la posición más cercana a esta profundidad. Esto último se realizó, tomando en cuenta la recomendación del protocolo TRS No. 398 sobre la profundidad de referencia en plástico, la cual establece que es mejor medir la ionización de referencia en una profundidad de referencia conocida con exactitud, que en una en la cual se desconozca la posición exacta de la cámara.
11. La medición de la ionización (o carga colectada), en la posición más cercana a  $Z_{ref,pl}$ , se identifica de ahora en adelante como  $M$ .
12. Como se mencionó en la sección 5.4.7 además de la puesta en escala de la profundidad, también la lectura  $M$  del dosímetro en la profundidad, establecida como de referencia, en el plástico debe ponerse en escala respecto de la lectura equivalente  $M$  en agua, para lo cual se utilizó la ecuación 5.19 ( $M_Q = M_{Q,pl}h_{pl}$ ).
13. Se calculó el cociente entre  $M$  y la dosis absorbida que se fijó en el proceso de dosimetría absoluta (100 MU), a dicho cociente se le denotó por  $M_1$ .
14. Posteriormente, se realizaron los cálculos de los factores de corrección por magnitudes de influencia. Dichos cálculos se realizaron utilizando las ecuaciones y procedimientos sugeridos en el protocolo TRS No. 398, mostrados en la sección 5.4.4.1. Es importante recordar que lectura corregida del dosímetro por las magnitudes de influencia,  $M_Q$ , es igual al producto de  $M_1$  por los factores de corrección.
15. Del cuadro 18 del protocolo TRS No. 398 se determinó el factor de corrección por la calidad del haz del usuario,  $K_Q$ , tal y como se menciona en la sección 5.4.4.2 .
16. Utilizando la ecuación 5.12 se obtiene la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia  $Z_{ref}$ .
17. De acuerdo a lo mencionado en la sección 5.4.5 es más representativo determinar la dosis absorbida en  $Z_{max}$  en lugar de  $Z_{ref}$ , por lo cual utilizando la ecuación 5.15 ( $D_{w,Q}(Z_{max}) = 100 \times \left( \frac{D_{w,Q}(Z_{ref})}{PDD(Z_{ref})} \right)$ ) se determinó la dosis absorbida en  $Z_{max}$ .

### 7.3. Dosimetría relativa.

La dosimetría relativa se realizó en un maniquí de plástico, debido a que el blue phantom no está diseñado para realizar la dosimetría en la técnica de TBEI. Además se decidió realizar la dosimetría relativa en este medio, placas de PMMA, tomando en cuenta las recomendaciones del protocolo TRS No. 398 y también porque la unidad de oncología ya contaba con este equipo dosimétrico.

Las condiciones en las que se realizó la dosimetría relativa se muestran en la tabla 7.2.

Los pasos realizados en la dosimetría relativa fueron los siguientes:

1. El gantry del linac se posicionó en forma horizontal ( $270^\circ$  en sentido horario). En la cabeza del gantry se colocó el accesorio para tratamiento con TBEI, el cual produce un tamaño de campo,

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí.	Placas de PMMA.
Tipo de cámara de ionización.	Plano-paralela Scanditronix PPC-05.
Punto de referencia de la cámara plano-parelela.	En la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma.
SSD.	411 cm.
Tipo de haz	Electrones
Energía nominal	6 MeV
Dosis	100 MU
Tasa de dosis	400 MU/min
Voltaje de colección	+300 V

Tabla 7.2: Tabla de condiciones para la dosimetría relativa en placas de PMMA.

en la ventana de salida, de 34cm × 34cm. La cama de tratamiento se posicionó a 90° en sentido antihorario, como lo muestra la figura 7.4(a).

2. Se colocó la cámara de ionización en las placas base del maniquí de plástico, dicha base se posicionó, perpendicularmente, sobre la mesa de tratamiento y se fijo a una base de acrílico, tal como lo muestra la figura 7.4(b). Posteriormente, se conectó la cámara de ionización al electrómetro mediante un cable coaxial.
3. Se alineó la cámara plano-paralela en las placas base del maniquí de plástico, de acuerdo a las recomendaciones establecidas en el protocolo TRS No. 398. Cabe resaltar que la SSD fue igual a 411 cm.
4. Con el objetivo de que la cámara alcanzara la estabilidad, esta se irradió con 400 MU.
5. En el electrómetro se fijo el voltaje de colección igual a +300 V. En el cuarto de control del linac, en la computadora que lo controla, se introdujeron los parámetros de tipo de haz, energía nominal, dosis y tasa de dosis, los cuales se muestran en la tabla 7.2.
6. Se comenzó el proceso de irradiación de la cámara, el cual consistió en desplazar el arreglo de placas de PMMA un milímetro en la dirección crossline positiva, añadir un milímetro de grosor de PMMA, tal que, la SSD se mantuviera constante en 411 cm y, posteriormente, se realizaba la irradiación de la cámara. Este proceso se repitió en cada milímetro de una profundidad de 3 cm. Con esto fue posible medir, a través del electrómetro, la ionización en cada milímetro en la profundidad. De estos datos se obtuvo una curva de ionización relativa, en las condiciones de tratamiento de TBEL.



7. Posteriormente, se obtuvo el factor de decaimiento de la ionización (FDI). Esto último se realizó mediante una comparación de la ionización medida en la irradiación con la SSD igual a 100 cm y con la SSD igual a 411 cm. Dicha comparación consistió en determinar la cantidad de ionización que se produce a una profundidad  $Z$ , determinada, a una SDD igual a 411 cm, respecto de la que se produce a la misma profundidad  $Z$ , pero a una SSD igual a 100 cm, tal como lo muestra la ecuación 7.2.

$$FDI = \frac{Q(Z)_{411cm}}{Q(Z)_{100cm}} \quad (7.2)$$



(a) Arreglo para la dosimetría relativa.



(b) Ampliación del arreglo para la dosimetría relativa.

Figura 7.4: Configuración utilizada para realizar la dosimetría relativa, en placas de PMMA, a  $SSD = 411 \text{ cm}$ .

---

## Capítulo 8

# Resultados y análisis de resultados.

### 8.1. Dosimetría absoluta (SSD = 100 cm).

#### 8.1.1. Dosimetría absoluta en maniquí de agua.

La tabla 8.1 muestra los valores de los parámetros utilizados y resultados obtenidos en la dosimetría absoluta en agua.

La figura 8.1 muestra la curva de ionización relativa obtenida con el software OmniPro-Accept V6.4 en el Blue Phantom (maniquí de agua).

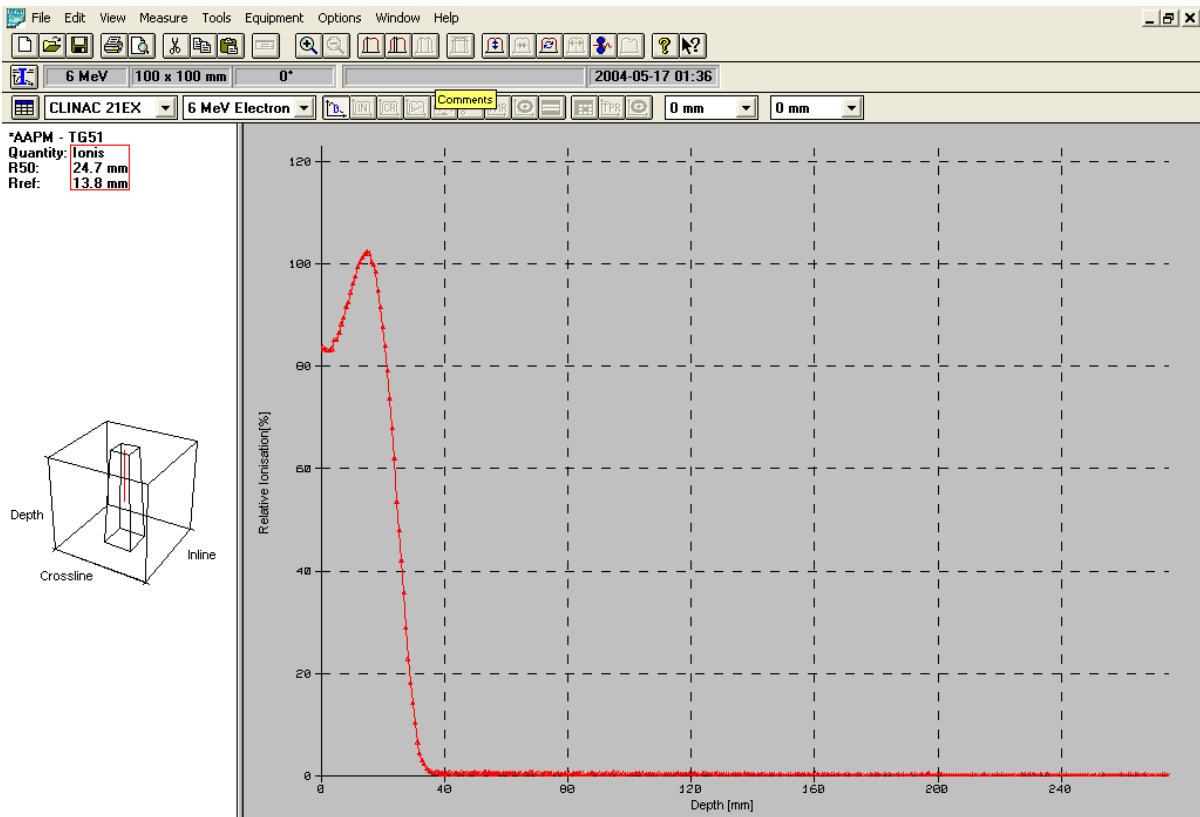


Figura 8.1: Curva de ionización relativa obtenida con el software OmniPro-Accept V6.4 en el Blue Phantom (maniquí de agua).

Parámetro	Valor
$R_{50}$	2.48 g/cm <sup>2</sup>
$Z_{ref}$	1.382 g/cm <sup>2</sup>
M (carga colectada en $Z_{ref}$ )	-1.415 nC
$M_1$	-0.01415 nC/UM
Presión	79.70 kPa
Temperatura	25 °C
$k_{TP}$	1.2930
$k_{elec}$	1
$k_{pol}$	-0.9922
$k_s$	1.01486
$M_Q$	0.1842 nC/UM
$k_{Q,Q_0}$	0.94
$D(Z_{ref})_{w,Q}$	$1.0375 \pm 0.0217$ [cGy/UM]
$D(Z_{max})_{w,Q}$	$1.0380 \pm 0.0219$ [cGy/UM]

Tabla 8.1: Tabla de los valores de los parámetros utilizados y resultados obtenidos en la dosimetría absoluta en agua.

### 8.1.2. Dosimetría absoluta maniquí de plástico

La tabla 8.2 muestra los valores de los parámetros utilizados y resultados obtenidos en la dosimetría absoluta en plástico.

La figura 8.2 muestra la curva de ionización relativa obtenida del comisionamiento convencional (SSD igual a 100 cm) con maniquí de plástico. De esta gráfica se obtiene el alcance práctico ( $R_p$ ) de los electrones, el cual se determina por la intersección de la extrapolación lineal de la caída de la ionización y la contaminación de rayos X, tal y como se enunció en la sección 5.2. Es importante recordar, que la ionización decae casi linealmente en haces de electrones y que la región de contaminación de rayos X es asintótica respecto del eje de las abscisas (ver sección 5.2). Debido a lo anterior, se realizan ajustes lineales en dichas secciones de la curva de ionización relativa. Entonces, se calculó el alcance práctico ( $R_p$ ) de los electrones, el cual es igual a 25 mm en plástico y en agua es igual a 23.5 mm.

Parámetro	Valor
Densidad de las placas de PMMA	1.19 g/cm <sup>3</sup>
Factor de puesta en escala de la profundidad $C_{pl}$	0.941
Factor de puesta en escala de la fluencia $h_{pl}$	1.009
$R_{50,w}$	2.19 g/cm <sup>2</sup>
$Z_{ref,w}$	1.216 g/cm <sup>2</sup>
$Z_{ref,pl}$	1.293 g/cm <sup>2</sup>
$M_{pl}$ (valor mas cercano al de la carga colectaen $Z_{ref}$ )	-1.407 nC
$M_{1,pl}$	-0.01407 nC/UM
Presión	79.74 kPa
Temperatura	24.2 °C
$k_{TP}$	1.2891
$k_{elec}$	1
$k_{pol}$	-0.9881
$k_s$	1.009
$M_{Q,w}$	0.1826 nC/UM
$k_{Q,Q_0}$	0.94
$D(Z_{ref})_{w,Q}$	$1.0327 \pm 0.0216$ [cGy/UM]
$D(Z_{max})_{w,Q}$	$1.0332 \pm 0.0220$ [cGy/UM]

Tabla 8.2: Tabla de los valores de los parámetros utilizados y resultados obtenidos en la dosimetría absoluta en plástico.

### 8.1.3. Análisis de los resultados obtenidos en la dosimetría absoluta.

Al comparar la dosis absorbida en  $Z_{ref}$  y en  $Z_{max}$ ,  $D(Z_{ref})$  y  $D(Z_{max})$  respectivamente, en el maniquí de agua y de plástico, se puede observar que estos resultados son prácticamente iguales (ver tabla 8.1 y tabla 8.2 ). Esto último indica que si se aplica el procedimiento descrito en el protocolo TRS No. 398 para la determinación de la dosis absorbida en plástico es equivalente a realizar la dosimetría absoluta en un maniquí de agua. La importancia de este resultado radica en que se comprobó, experimentalmente, la equivalencia del maniquí de agua y plástico en la determinación de la dosis absorbida en

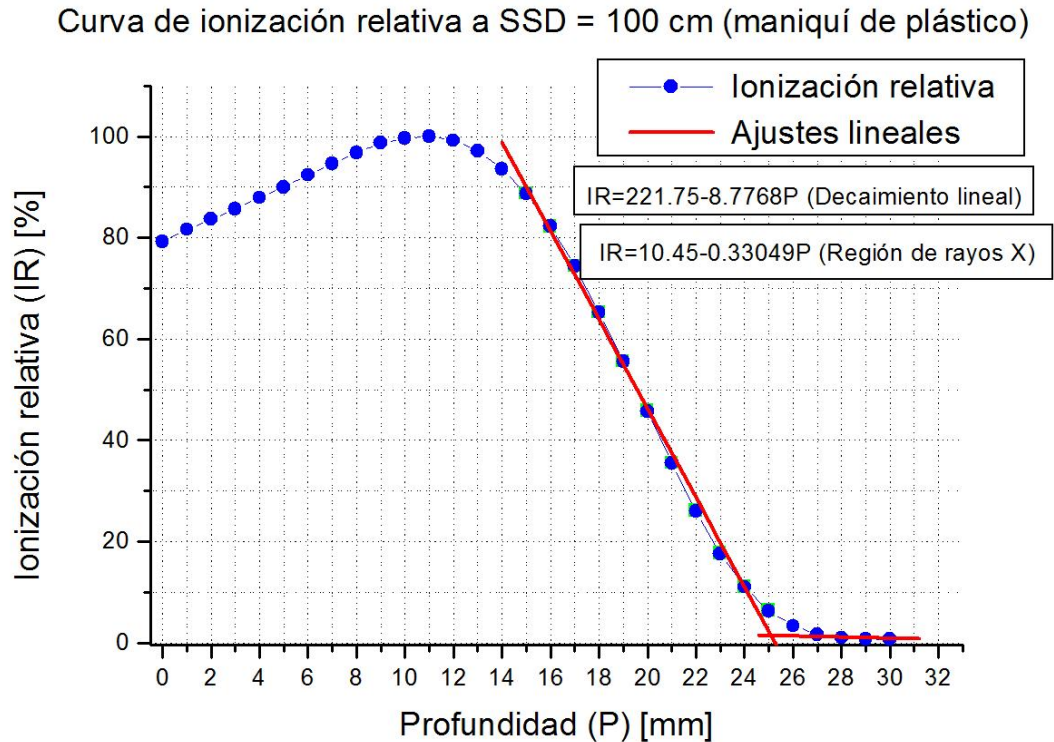


Figura 8.2: Curva de ionización relativa obtenida del comisionamiento convencional (SSD igual a 100 cm) con maniquí de plástico.

condiciones de referencia. Al determinar dicha equivalencia de los maniqués también se garantiza que el uso del maniquí de plástico en la dosimetría relativa es adecuado.

## 8.2. Dosimetría relativa (SSD = 411 cm).

### 8.2.1. Curva de ionización relativa a SSD igual a 411 cm.

La figura 8.3 muestra la curva de ionización relativa obtenida con una SSD igual a 411 cm y con maniquí de plástico. Así mismo, muestra los ajustes lineales realizados para obtener el alcance práctico ( $R_p$ ) de los electrones, el cual es igual a 22.6 mm en plástico y en agua es igual a 21.2 mm. Es importante resaltar, que los argumentos para calcular el alcance práctico ( $R_p$ ) de los electrones, dados en la sección 8.1.2, son válidos para cualquier haz de electrones y para cualquier distancia fuente-superficie (SSD).

### 8.2.2. Factor de decaimiento de la ionización (FDI).

La figura 8.4 muestran las gráficas del decaimiento de la ionización en profundidad y la del factor de decaimiento de la ionización. Estos conceptos son diferentes ya que la gráfica del decaimiento de la ionización en profundidad muestra que fracción decae la ionización, en una determinada profundidad  $Z$ , a una SSD igual a 411 cm, respecto de la ionización producida a una SSD igual a 100 cm y a

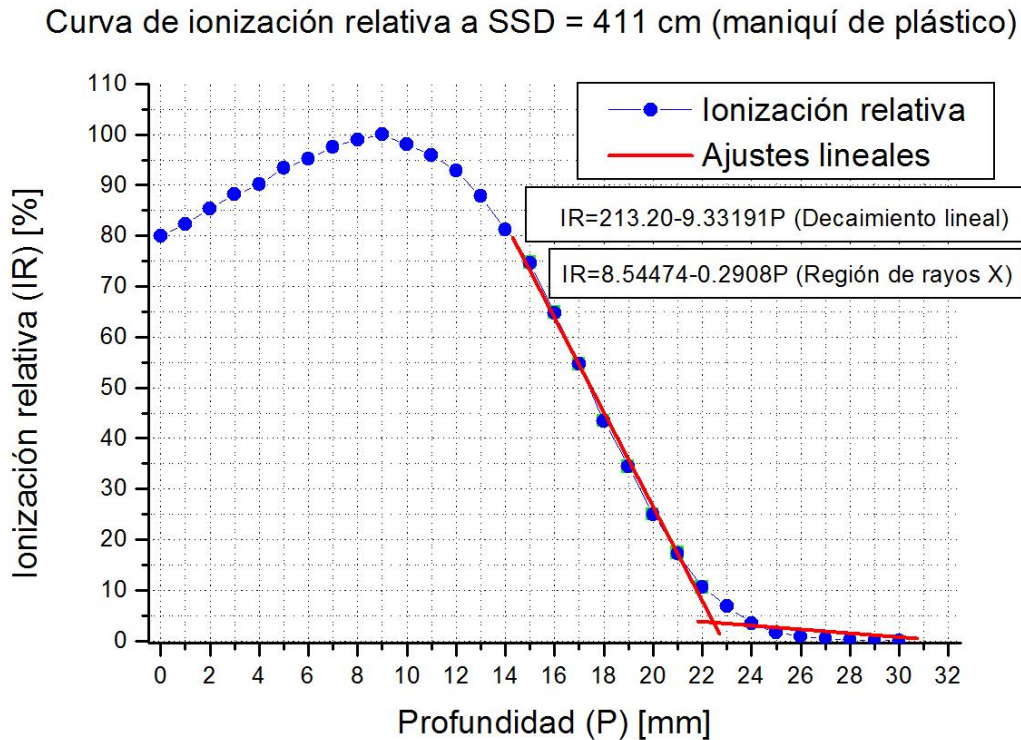


Figura 8.3: Curva de ionización relativa obtenida con una SSD igual a 411 cm y con maniquí de plástico.

la misma profundidad  $Z$ . Mientras que, la gráfica del factor del decaimiento de la ionización (FDI) muestra la fracción de ionización que se produce a una profundidad  $Z$ , determinada, a una SSD igual a 411 cm, respecto de la que se produce a la misma profundidad  $Z$ , pero a una SSD igual a 100 cm.

Las gráficas del decaimiento de la ionización en profundidad y la del factor de decaimiento de la ionización se realizaron en el rango de profundidad de 0 mm a al alcance práctico de los electrones ( $R_p$ ), igual a 22.6 cm, con una SSD de 411 cm. Esto se realizó de esta forma debido a que después del alcance práctico, la información corresponde a la producción de rayos X y no a la ionización.

El factor de decaimiento de la ionización (FDI) se tomó como la fracción de ionización que se produce a una profundidad de 9 mm a una SSD igual a 411 cm, respecto de la que se produce a la misma profundidad, pero a una SSD igual a 100 cm. Por lo cual el FDI es igual 0.0504, como lo muestra la ecuación 8.1. Se tomó como referencia la profundidad de 9 mm, ya que es la profundidad donde ocurre el máximo de ionización en la curva de ionización relativa con una SSD igual a 411 cm, como se puede ver en la figura 8.3 .

$$FDI = \frac{Q(9\text{mm})_{411\text{cm}}}{Q(9\text{mm})_{100\text{cm}}} = \frac{-7.01 \times 10^{-11}\text{C}}{-1.389 \times 10^{-9}\text{C}} = 0.0504 \quad (8.1)$$

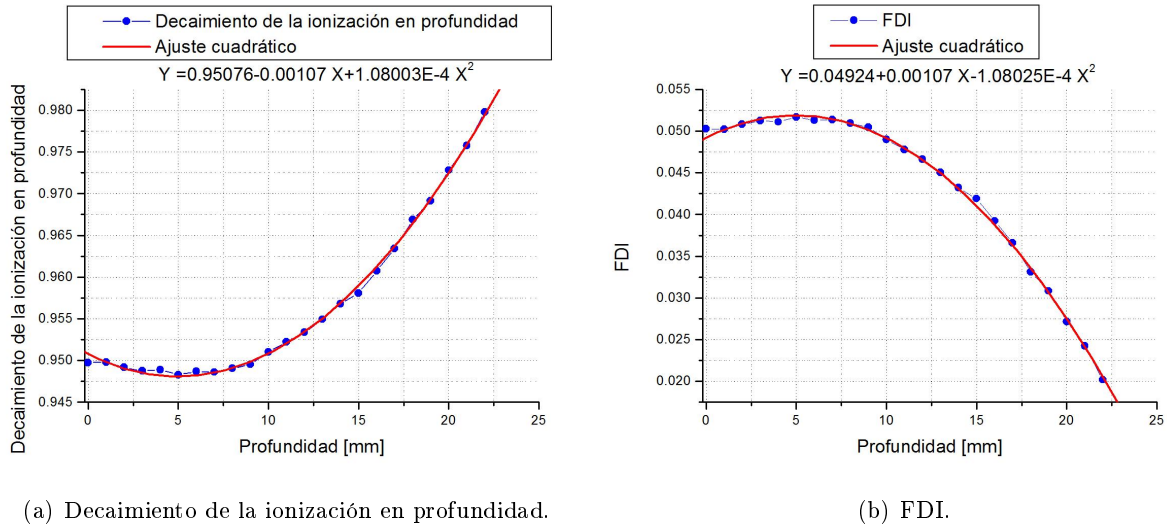


Figura 8.4: Gráficas del decaimiento de la ionización en profundidad y FDI.

### 8.2.3. Análisis de resultados obtenidos en la dosimetría relativa.

Cabe mencionar que con el objetivo de determinar el impacto del uso de una alta tasa de dosis, 1000 MU/min, en el tratamiento de TBEI se realizaron mediciones de la ionización, en la profundidad del máximo de ionización con una SSD igual a 411 cm (9 mm), usando la tasa de dosis para tratamientos convencionales, 400 MU/min, y la alta tasa de dosis, 1000 MU/min. Al realizar la comparación de estas mediciones se obtuvo que existe una diferencia de 1.02% de la ionización producida en ambas condiciones, por lo cual se obtuvo un factor de corrección por el uso de alta tasa de dosis, FCAD, el cual es igual a 0.9898, como lo muestra la ecuación 8.2.

$$FCAD = \frac{Q(9\text{mm})_{411\text{cm},1000\text{MU}/\text{min}}}{Q(9\text{mm})_{411\text{cm},400\text{MU}/\text{min}}} = \frac{-6.938 \times 10^{-11}\text{C}}{-7.01 \times 10^{-11}\text{C}} = 0.9898 \quad (8.2)$$

El alcance práctico ( $R_p$ ) de los electrones, con una SSD igual a 411 cm, es mayor a un 1 cm, lo cual sugiere que es necesario colocar un atenuador entre la ventana de salida del linac y el paciente, para lograr que el  $R_p$  se reduzca a menos de 1 cm.

La gráfica 8.4 (a) muestra que los datos del decaimiento de la ionización al variar la profundidad se ajustan a una parábola abierta hacia arriba, cuya ecuación se muestra en la misma figura. De esta gráfica se observa que la parte central de la parábola corresponde al rango de profundidad de 0 mm a 9 mm, lo cual nos indica que el menor decaimiento de la ionización se da en esta región. Además, se puede observar que el comportamiento en dicha región está de acuerdo al efecto de build-up. Después de alcanzar la profundidad del máximo de ionización, 9 mm, se observa que el decaimiento de la ionización comienza a crecer de forma cuadrática, es decir, a mayor profundidad, después de la profundidad del máximo de ionización, mayor decaimiento de la ionización. Esto último concuerda con el hecho de que a mayor distancia fuente - objetivo de tratamiento, menor ionización.

La gráfica 8.4 (b) muestra que los datos del factor de decaimiento de la ionización (FDI) se ajustan a una parábola abierta hacia abajo, cuya ecuación se muestra en la misma figura. De esta gráfica se observa que la parte central de la parábola corresponde al rango de profundidad de 0 mm a 9 mm,

y que la región de decaimiento cuadrático comienza después de la profundidad de 9 mm, la cual es la profundidad del máximo de ionización. El comportamiento de los datos en la región central de la parábola está de acuerdo con el fenómeno de build-up y el comportamiento de decaimiento cuadrático concuerda con el hecho de que a mayor distancia fuente - objetivo de tratamiento, menor ionización. Todo esto nos indica que la mayor fracción de ionización que se produce a una SSD igual a 411 cm, respecto de la que se produce a una SSD igual a 100 cm, se encuentra en la región central de la parábola, lo cual implica el mayor FDI se encuentra en dicha región.



---

## Conclusiones.

El objetivo planteado se cumplió ya que se lograron determinar las características del haz de electrones para las condiciones de tratamiento de TBEI y con ello se logró obtener el factor de decaimiento de la ionización (FDI) y el factor de corrección por el uso de alta tasa de dosis, FCAD. Dichos factores permitirán determinar el número de unidades monitor (MU) necesarias para suministrar la dosis absorbida prescrita, por el médico tratante, en las condiciones específicas de tratamiento con TBEI. El número de MU es igual al cociente entre la dosis prescrita,  $D_p$  en cGy, y el rendimiento del linac en las condiciones de tratamiento,  $\dot{D}_{trat}$  en cGy/MU, para el caso de TBEI el número de MU se determina utilizando la ecuación 8.3.

$$MU = \frac{D_p}{\dot{D}_r \times FDI \times FCAD \times PDD} ; \quad (8.3)$$

donde:

- $D_p$  Es la dosis prescrita en cGy.
- $\dot{D}_r$  Es el factor de calibración:  
*Como se mencionó es igual a  $1 \frac{\text{cGy}}{\text{MU}}$ .*
- $FDI$  Es el factor de decaimiento de la ionización ( $FDI = 0.0504$ ).
- $FCAD$  Es el factor de corrección por el uso de alta tasa de dosis ( $FCAD = 0.98$ ).
- $PDD$  Es el mínimo porcentaje de dosis, recomendado por la ICRU, con el que se busca cubrir el volumen tumoral, en este caso toda la piel.

Un último punto a tratar es que el hecho de poder determinar experimentalmente el factor de decaimiento de la ionización (FDI) y el factor de corrección por el uso de la alta tasa de dosis (FCAD) permitirá poder calcular, de forma más exacta, el número de MU necesarias para suministrar la dosis prescrita en las condiciones de tratamiento de la técnica de TBEI con dos grandes campos de tratamiento, uno incidiendo en la dirección anatómica anterior-posterior (AP) y el otro en la dirección posterior-anterior (PA), y con el paciente de pie en una posición fija a una SSD igual a 411 cm, la cual fue implementada en la unidad de oncología de los SSEP.

## Trabajo a futuro.

Este trabajo de tesis sienta las bases para la implementación de la técnica de irradiación a cuerpo total con electrones (TBEI) en la unidad de oncología de los servicios de salud del estado de Puebla (SSEP). Si bien se logró determinar los factores FDI y FCAD, con los cuales será posible determinar el número de MU necesarias para proporcionar la dosis absorbida prescrita, por el médico tratante, en las condiciones de tratamiento de la técnica de TBEI con dos grandes campos de tratamiento y con el paciente en una posición fija a una SSD igual a 411 cm. Sin embargo, se recomienda la adquisición de equipo dosimétrico, para mejorar dicha técnica de TBEI y lograr así implementar la técnica de la

universidad de Stanford en la unidad de oncología de los SSEP, ya que está es la técnica de TBEI con la que se ha reportado mejores resultados en los tratamientos de linfomas cutáneos que se extienden sobre toda la piel. Las recomendaciones son las siguientes:

1. Adquirir un atenuador de PMMA, de aproximadamente  $200 \text{ cm} \times 80 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ .
2. Adquirir o construir una base de madera que permita posicionar al paciente en las seis posiciones anatómicas de irradiación en la técnica de la universidad de Stanford. Dicha base debe contar con un sistema de soporte para sostener al paciente.
3. Adquirir películas radiocromáticas para realizar la dosimetría en vivo.
4. Adquirir un maniquí antropomórfico.

Una vez que se obtenga el equipo dosimétrico, recomendado anteriormente, el trabajo a futuro consistiría en lo siguiente:

1. Realizar la dosimetría relativa de la técnica de la universidad de Stanford. La cual consistiría en determinar una curva de ionización relativa con el gantry angulado en  $\pm 20^\circ$ , respecto de la horizontal ( $270^\circ$ ) y entre el gantry y el maniquí antropomórfico se debe colocar el atenuador de PMMA. Además se debe determinar perfiles de ionización relativa fuera del eje del haz.
2. Realizar la dosimetría en vivo, para determinar la dosis absorbida real y la uniformidad de la misma.

---

## Apéndice A

# Interacción de la radiación con la materia.

### A.1. Radiación ionizante.

El término radiación significa flujo o corriente de energía. La radiación que transporta energía mayor o igual a 25 eV se denomina radiación ionizante. Esto debido a que la primera energía de ionización, es decir, la energía necesaria para excitar y desprender un electrón de valencia de un átomo en estado gaseoso, se encuentra en el rango de 4-25 eV [2]. En el espectro electromagnético la radiación ionizante comprende gran parte de la región UV, a partir de 320 nm, rayos X y rayos  $\gamma$ .

La comisión internacional de unidades y medidas radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés), en 1976, recomendó clasificar a la radiación ionizante en directa e indirectamente ionizante. La primera corresponde a partículas cargadas en movimiento, tales como electrones, protones e iones pesados. Este tipo de radiación cede energía al medio, mediante interacciones de tipo Coulombianas entre la partícula cargada y los electrones de los átomos del medio. La radiación indirectamente ionizante corresponde a fotones y neutrones en movimiento. Esta cede energía al medio en dos pasos: primero, una partícula cargada es liberada en el medio, los fotones liberan electrones o positrones, mientras los neutrones liberan protones o iones pesados. En el segundo paso las partículas cargadas, liberadas por la interacción de la radiación indirectamente ionizante con la materia, ionizan el medio [3, 2].

Los más importantes tipos de radiación ionizante considerados para uso clínico son:

- *Rayos  $\gamma$* : Son radiación electromagnética emitida en procesos radioactivos y reacciones de aniquilación entre materia y antimateria.
- *Rayos X*: Son radiación electromagnética emitida por electrones al realizar cambios de niveles energéticos (rayos X característicos o de fluorescencia) y por la desaceleración que experimenta en presencia de un campo electrostático (rayos X continuos o de Bremsstrahlung). Los rangos de energía de los rayos X son referidos en términos del voltaje utilizado para su producción y se clasifican como sigue:
  - a) 0.1-20 *kV*: Rayos X de baja energía o suaves o rayos de Grenz.
  - b) 20-120 *kV*: Rango de rayos X de diagnóstico.
  - c) 120-300 *kV*: Rayos X de ortovoltaje.
  - d) 300 *kV*- 1 *MV*: Rayos X de energía intermedia.
  - e) Más de un 1 *MV*: Rayos X de megavoltaje.

- *Electrones*: Estos tienen un papel muy importante en Física médica. Son empleados directamente para radioterapia y se clasifican de acuerdo a su origen como [28]:
  - a) Fotoelectrones: Son electrones liberados en un medio debido al efecto fotoeléctrico.
  - b) Electrones Compton o de retroceso: Son electrones liberados en un medio debido al efecto Compton.
  - c) Electrones de producción de pares: Son electrones producidos en el medio por el efecto de producción de pares.
  - d) Partículas  $\beta$ : Son electrones emitidos de un núcleo atómico por decaimiento  $\beta^-$ .
  - e) Electrones de megavoltaje: Son electrones producidos por aceleradores lineales, betatrons o microtrons para uso en radioterapia, con energía cinética típicamente en el rango de 4 a 30 MeV.
  - f) Rayos  $\delta$ : Son electrones producidos por la colisión de partículas cargadas.
  
- *Partículas pesadas cargadas*: Usualmente se obtienen de la aceleración mediante un campo de fuerza Coulombiano en un acelerador de Van de Graaff, cyclotron o de un acelerador lineal de partículas pesadas cargadas. Algunos tipos son:
  - a) Protón: Son núcleos de átomos de hidrógeno.
  - b) Deuterón: Es el núcleo del átomo del deuterio, el cual está formado por un protón y un neutrón.
  - c) Tritón: Es el núcleo de un átomo de tritio.
  - d) Partículas  $\alpha$  ( $He^{2+}$ ): Son núcleos de helio, el cual está formado por dos protones y dos neutrones.
  - e) Piones: Es un mesón negativo producido por la interacción de electrones o protones con un núcleo atómico.
  
- *Neutrones*: Son partículas sin carga eléctrica neta, que se obtienen de reacciones nucleares.

## A.2. Ley de decaimiento de la intensidad con el inverso del cuadrado de la distancia.

Al igual que toda onda electromagnética, la intensidad de la radiación ionizante decae con el inverso del cuadrado de la distancia entre la fuente y la materia con la cual interactúa. Esto es válido solo si el medio por el cual se propaga la radiación es isotrópico y la fuente irradia uniformemente en todas direcciones, es decir, su emisión es simétricamente esférica. Como la potencia  $P$  se distribuye uniformemente sobre cualquier superficie esférica de área  $A = 4\pi r^2$ , entonces la intensidad  $I$  está dada por la ecuación A.1 y varía inversamente con el cuadrado de la distancia desde la fuente.

$$I = \frac{P}{A} = \frac{P}{4\pi r^2} \quad (\text{A.1})$$

## A.3. Interacciones de electrones.

Cuando un electrón viaja en un medio, éste interactúa con los electrones de los orbitales y el núcleo de los átomos del medio, mediante fuerzas de Coulomb. Mediante este tipo de interacciones los electrones pueden perder su energía cinética o cambiar su trayectoria (dispersión). La energía perdida es

cuantificada mediante el poder de frenado y la dispersión por el poder de dispersión [3]. Las colisiones, entre el electrón incidente y un electrón o núcleo de un átomo, puede ser elásticas o inelásticas. En las primeras el electrón es desviado de su trayectoria pero no pierde energía cinética. Mientras que, en las colisiones inelásticas también es desviado de su trayectoria, pero parte de su energía es cedida a un electrón del átomo o emitida en forma de rayos X de frenado (Bremstrahlung). Los electrones experimentan miles de colisiones conforme viajan en el medio, por lo tanto, su comportamiento es descrito por una teoría estadística de la dispersión múltiple, que incluye tanto las colisiones elásticas e inelásticas con electrones y núcleos.

### A.3.1. Interacción Coulombiana.

Las interacciones de Coulomb entre el electrón incidente y los electrones atómicos del medio con el cual interactúa, producen excitación e ionización de los átomos del medio:

- *Excitación*: Es la transferencia de un electrón del nivel energético en el que se encuentra a uno de mayor energía.
- *Ionización*: El electron de valencia es desprendido de su nivel energético.

Las interacciones de Coulomb entre el electrón incidente y el núcleo de los átomos del medio con el cual interactúa, producen la dispersión y pérdida de energía del electrón, mediante la producción de rayos X de frenado. Esta producción es gobernada por la relación de Larmor, la cual establece que la potencia emitida  $P$ , en forma de rayos X, de una partícula cargada acelerada es proporcional al cuadrado del producto de la aceleración de la partícula  $a$  y la carga de la partícula  $q$ , como lo muestra la ecuación A.2 [3].

$$P = \frac{q^2 a^2}{6\pi\epsilon_0 c^3} \quad (\text{A.2})$$

### A.3.2. Poder de frenado másico.

El poder de frenado másico total  $(\frac{S}{\rho})_{tot}$ , representa la energía cinética pérdida  $T_c$  (debido a colisiones inelásticas) por unidad de longitud de la trayectoria recorrida  $x$  por un electrón viajando a través de un medio de densidad  $\rho$ , como lo muestra la ecuación A.3 [3, 2].

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \frac{1}{\rho} \frac{dT_c}{dx} \quad \left[ \frac{\text{MeV} \cdot \text{cm}^2}{\text{g}} \right] \quad (\text{A.3})$$

$(\frac{S}{\rho})_{tot}$  tiene dos componentes:

- a) *El poder de frenado másico de colisión*  $(\frac{S}{\rho})_{col}$ , el cual es producto de la interacción entre el electrón incidente y el electrón atómico. Esto implica que representa la cantidad de energía que pierde el electrón incidente, ionizando y excitando el átomo con el cual interactúa. Debido a esto, la dosis absorbida  $D$  en el medio, puede ser expresada mediante el producto de la fluencia de electrones  $\phi$  (i.e. el número de electrones por unidad de área) y el poder de frenado másico de colisión, como lo muestra la ecuación A.4 [3].

$$D = \phi \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} = \phi \left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx}\right)_{col} \quad \left[ \frac{\text{MeV}}{\text{g}} \right] \quad (\text{A.4})$$

- b) *El poder de frenado másico de radiación*  $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}$ , el cual resulta de la interacción entre el electrón incidente y el núcleo atómico. Esto implica que representa la cantidad de energía que pierde el electrón incidente, en la producción de rayos X de frenado.

Con base en lo anterior [2, 3]:

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad} \quad (\text{A.5})$$

El campo de radiación  $Y(T_0)$  de una partícula cargada, de energía cinética inicial  $T_0$ , es la fracción total de la energía que es emitida como rayos X, durante el tiempo en que la partícula comienza a desacelerarse y alcanza el reposo. Matemáticamente se define como [2, 3]:

$$Y(T_0) = \frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot}} dT_c \quad (\text{A.6})$$

Con base en lo anterior, la cantidad de energía irradiada como rayos X es  $Y(T_0) \cdot T_0$ .

El alcance  $R$  de una partícula cargada, viajando en un medio determinado, es el valor esperado de la longitud de la trayectoria que recorre hasta alcanzar el reposo. Una buena aproximación para calcular  $R$  esta dada por la ecuación A.7.

$$R = \int_0^{T_0} \left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot}^{-1} dT_c \quad (\text{A.7})$$

El alcance proyectado  $R_p$  de una partícula cargada, viajando en un medio determinado, es el valor esperado de la máxima trayectoria de penetración  $t_f$  en la dirección inicial.

Tanto  $R$  como  $R_p$  están dados en unidades de masa por unidad de área, por ejemplo  $g/cm^2$ .

### A.3.3. Poder de dispersión másico.

Cuando un haz de electrones viaja a través de un medio, este experimenta multiples dispersiones, debidas a las interacciones de Coulomb entre los electrones incidentes y los núcleos atómicos del medio. El esparcimiento angular y espacial puede aproximarse por una distribución Gaussiana. Las multiples dispersiones de los electrones atravesando una longitud de trayectoria  $l$  en un medio, es comúnmente descrita por la media del cuadrado del ángulo de dispersión  $\overline{\theta^2}$ , la cual es proporcional al espesor másico  $\rho l$  del medio.

La comision internacional de unidades y medidas radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés), define el poder de dispersión másico  $\frac{T}{\rho}$  como:

$$\frac{T}{\rho} = \frac{1}{\rho} \overline{d\theta^2} \quad (\text{A.8})$$

El poder de dispersión varía aproximadamente con el cuadrado del número atómico del medio e inversamente con el cuadrado de la energía cinética del haz de electrones.

## A.4. Interacción de fotones.

Los principales mecanismos por medio de los cuales los fotones transfieren energía a la materia son: Dispersión Rayleigh, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares.

#### A.4.1. Dispersión de Rayleigh.

Esta forma de dispersión ocurre cuando el fotón incidente interactúa con un electrón atómico y lo pone a oscilar. El electrón oscilante emite una onda de la misma frecuencia que la onda incidente pero a un ángulo distinto al de incidencia, como lo muestra la figura A.1. Debido a que no existe una transferencia neta de energía, entre el fotón y el electrón, este tipo de interacción no contribuye de forma directa a la ionización del medio, pero si a la atenuación del haz de fotones. Esta interacción ocurre principalmente a energías entre 15 y 30 KeV, como las empleadas en mastografía.

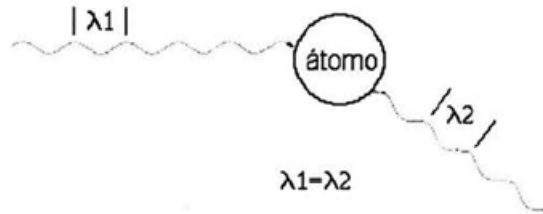


Figura A.1: Esquema de la dispersión de Rayleigh [3].

#### A.4.2. Efecto fotoeléctrico.

Ocurre cuando existe una interacción entre un fotón incidente y un electrón de las capas internas de un material, como lo muestra la figura A.2. El fotón es absorbido cediendo su energía al electrón y este la adquiere en forma de energía cinética. Dicha energía del electrón es igual a la energía del fotón incidente menos la energía de amarre de la capa electrónica en la que se encuentre el electrón. Con base en esto, para que la interacción fotoeléctrica ocurra debe cumplirse que la energía del fotón debe ser mayor que la energía de amarre de la capa electrónica. La probabilidad de que ocurra es directamente proporcional al número atómico del material, es por ello que es más frecuente en materiales de alto número atómico, como metales.

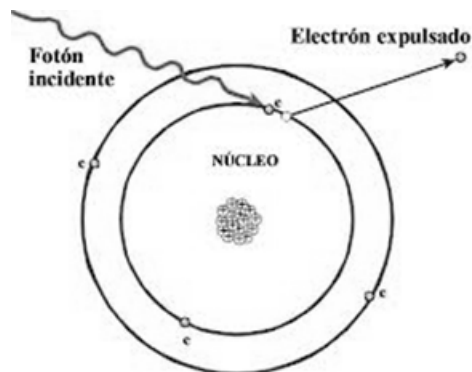


Figura A.2: Esquema del efecto fotoeléctrico [3].

### A.4.3. Efecto Compton.

Se presenta cuando el fotón incidente interactúa elásticamente con un electrón atómico de las capas externas del material. El fotón incidente transfiere parte de su energía al electrón y el resto de la energía se la llevará el fotón dispersado como lo muestra la figura A.3. La referencia [3], en la página 30, muestra la deducción de la cinemática del fotón y electrón en el efecto Compton.

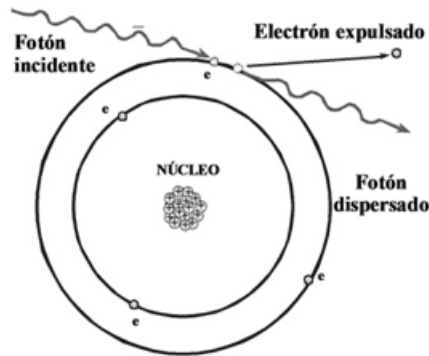


Figura A.3: Esquema del efecto Compton [3].

### A.4.4. Producción de pares.

Cuando un fotón lleva una energía igual o mayor a 1.022 MeV (la cual es dos veces la energía en reposo del electrón) puede interactuar con el campo eléctrico del núcleo atómico y crear un par electrón-positrón, como lo muestra la figura A.4. Si la energía del fotón incidente es mayor que 1.022 MeV, el excedente se transforma en energía cinética del electrón y del positrón que es igual a  $h\nu - 2m_e c^2$ .

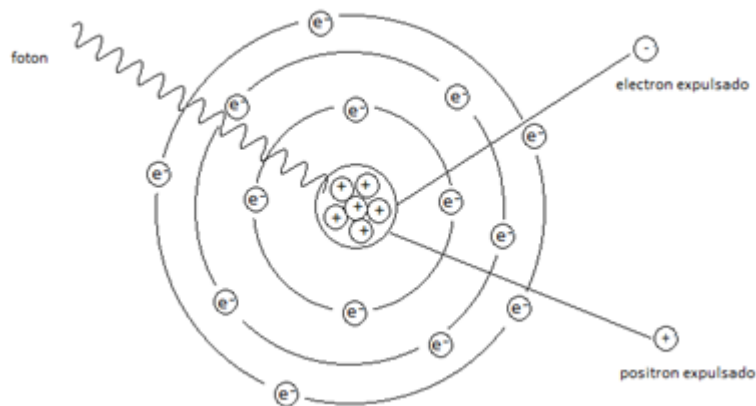


Figura A.4: Esquema del efecto Compton [3].

La probabilidad de que se presenten los efectos fotoeléctrico, Compton y producción de pares, depende de la energía  $h\nu$  del fotón incidente y del número atómico  $Z$  del medio con el cual interactúa. La figura A.5 muestra las regiones donde predomina el efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares en función de  $h\nu$  y  $Z$ . La curva de la izquierda representa la región donde existe la misma probabilidad



de que ocurra el efecto fotoeléctrico y Compton, y la curva de la derecha representa la región donde existe la misma probabilidad de que ocurra el efecto Compton y la producción de pares.

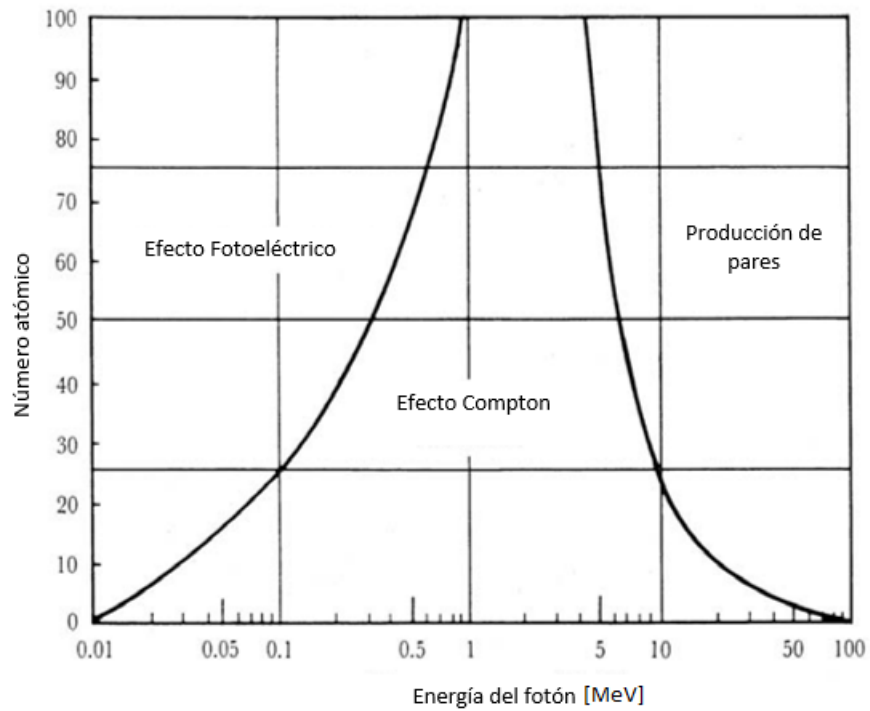


Figura A.5: Regiones del predominio de las tres principales formas de interacción de los fotones con la materia [3].

---

## Apéndice B

# Efectos biológicos de la radiación.

### B.1. Las células y sus funciones.

Toda la materia viva contiene protoplasma, el cual es un fluido, en estado coloidal, que esta constituido por compuestos orgánicos e inorgánicos disueltos o suspendidos en agua. La unidad más pequeña de protoplasma, capaz de existir de forma independiente, es la célula [3].

Las células contienen compuestos inorgánicos, como agua y minerales, y compuestos orgánicos, como proteínas, carbohidratos, ácidos nucleicos y lípidos. Las dos principales partes de la célula son el citoplasma, el cual realiza todas las funciones metabólicas, y el núcleo, el cual contiene la información genética (ADN).

Los dos principales tipos de células que constituyen el cuerpo humano son:

- a) *Células somáticas*: Son aquellas que conforman los tejidos y órganos de un ser vivo pluricelular, las cuales proceden de células madres originadas durante el desarrollo embrionario.
- b) *Células germinales*: Son las células precursoras de los gametos: óvulos y espermatozoides en los organismos que se reproducen sexualmente.

El proceso de proliferación celular se realiza mediante la división de la célula. La división de una célula somática se llama mitosis, mientras que la de una célula germinal se llama meiosis. Cuando la célula somática realiza la mitosis, se producen dos células, cada una llevando idénticos cromosomas que la célula original. Las nuevas células a su vez son capaces de realizar la mitosis y con ello continúa el proceso de proliferación celular. La diferencia entre la mitosis y la meiosis es que en la primera se producen células genéticamente iguales, mientras que, en la segunda se producen células genéticamente distintas.

Las células somáticas se clasifican en [3]:

- *Células madre*: Las cuales existen para perpetuarse a sí mismas (i.e. producir más células madre) y producir diversos tipos de células especializadas, por ejemplo, células madre del sistema hematopoyético, de la epidermis y de las paredes del intestino.
- *Células transitorias*: Son células que emigran a otros tejidos, por ejemplo, células reticulocitas que se transforman en eritrocitos.
- *Células maduras*: Son células fijas que no emigran a otros tejidos y no exhiben actividad de mitosis. Por ejemplo, células musculares y tejido nervioso.

El ciclo de proliferación celular consta de dos periodos de tiempo:

- a) *La mitosis.*
- b) *El periodo de síntesis de ADN.*

El tiempo entre las sucesivas divisiones (mitosis) es llamado el tiempo del ciclo celular. Para células de mamíferos en crecimiento, el tiempo total del ciclo celular es del orden de 10 a 20 h. En contraste, el ciclo celular para células madre, de ciertos tejidos, es superior a diez días.

En general, las células son más radiosensibles durante la mitosis y cuando el ADN ha sido sintetizado, pero otros procesos metabólicos se están realizando.

El tiempo del ciclo celular de células malignas es mucho más corto que el de una célula de tejido normal, pero durante la regeneración después del daño, la célula normal puede proliferar más rápido.

La muerte de células no proliferantes (o maduras) se define como la pérdida de una función específica, mientras que, para células madre y otras células capaces de realizar mitosis, se define como la pérdida de la capacidad de reproducción. Una célula que mantiene su capacidad de proliferación casi indefinidamente es llamada clonogénica.

## B.2. Interacción de la radiación con las células.

La razón por la que se le presta especial atención a la radiación ionizante, y el hecho de que se desarrolle una ciencia que estudia su interacción con la materia, es debida a los efectos que tales interacciones tienen sobre el medio (o material) irradiado. Los sistemas biológicos, por ejemplo el ser humano, son particularmente susceptibles a sufrir daños cuando son expuestos a radiación ionizante, tal que una cantidad aproximada de energía de 4 J/kg [2] atravesando todo el cuerpo, es suficiente para causar la muerte, aun cuando está cantidad de energía solo puede incrementar la temperatura del cuerpo al rededor de 0.001 °C [2].

El resultado de una alta concentración de energía, puede ser la muerte celular de forma directa o mediante la formación de compuestos químicos altamente reactivos, tales como radicales libres, en el agua, el cual es el medio que constituye la mayor parte de material biológico. La radiación ionizante también puede producir grandes cambios en compuestos orgánicos, mediante el rompimiento de enlaces moleculares, y en materiales cristalinos causando defectos en su estructura.

La irradiación de cualquier sistema biológico genera una serie de procesos que difieren en su tiempo de ocurrencia. Cuando las células son expuestas a radiación ionizante, primero ocurre la interacción entre la radiación y los átomos de las células, esto ocasiona efectos físicos y químicos, tales como excitación e ionización de átomos y generación de radicales libres. Dichos efectos ocurren aproximadamente en un intervalo de tiempo de  $10^{-18}$ s a uno o varios segundos [25].

La siguiente serie de procesos incluye a todos los efectos biológicos, los cuales se clasifican de acuerdo a su tiempo de ocurrencia en: efectos tempranos (en el orden de segundos y hasta horas) y tardíos (en el orden de años) [25]. Estos efectos comienzan con reacciones enzimáticas, posteriormente se convierten en daños, directos o indirectos, al ADN de la célula [25, 26], de los cuales la gran mayoría son reversibles. Pero algunos daños no son temporales y estos eventualmente provocan la esterilización (no pueden realizar la mitosis) y muerte celular.

Los daños directos al ADN celular, son debidos a la interacción directa de la radiación con los átomos del ADN de la célula, los cuales son ionizados o excitados mediante interacciones Coulombianas, que inician la serie de efectos físicos y químicos que eventualmente producen el daño biológico. Mientras que, los daños indirectos son debidos a la interacción de la radiación con otras moléculas y átomos (principalmente agua, ya que cerca del 80 % de la célula esta compuesta de agua) dentro de la célula, para producir radicales libres, los cuales mediante difusión pueden dañar el ADN celular rompiendo enlaces químicos. En interacciones de radiación con agua son producidos radicales libres como agua ionizada ( $H_2O^+$ ) y radicales de hidroxilo ( $OH\cdot$ ).

La irradiación de una célula puede producir uno de los siguientes nueve posibles resultados [3]:

- a) *No existen efectos.*
- b) *Retardo de la división celular.*
- c) *Apoptosis:* La célula muere antes de poder dividirse o después de fragmentarse en pequeñas partes, las cuales son absorbidas por sus células vecinas.
- d) *Reproducción fallida:* La célula muere cuando intenta realizar la subsecuente mitosis después de la irradiación.
- e) *Inestabilidad genómica:* Existe un retardo en la reproducción fallida como resultado de una inestabilidad genómica inducida.
- f) *Mutación:* La célula sobrevive pero tiene una mutación.
- g) *Transformación:* La célula sobrevive pero la mutación conduce a una transformación fenotípica y una posible carcinogénesis.
- h) *Efecto de espectador:* La célula irradiada puede enviar señales a sus células vecinas no irradiadas e inducir un daño genético en ellas.
- i) *Respuesta adaptativa:* La célula irradiada es estimulada para reaccionar y volverse resistente a la subsecuente irradiación.

### B.2.1. Efectos en tejido sano.

Un efecto secundario de la muerte celular es la ploriferación de células compensadoras, la cual ocurre tanto en tejidos sanos como en neoplásicos. Algunos ejemplos, de las primeras manifestaciones de los daños a tejidos sanos, son el enrojecimiento de la piel y caída de cabello. Posteriormente, el despredimiento de la piel, mucosa y de las paredes del intestino, el tiempo de ocurrencia varía de acuerdo con el tipo de tejido y la dosis de radiación que recibió. Posibles efectos posteriores son daños a la médula espinal y vasos sanguíneos. Así también se puede presentar, en el orden de meses o años, carcinogénesis, es decir la aparición de tumores secundarios.

los efectos de la radiación en la población humana se clasifican como:

- *Somáticos:* Son los daños que el individuo sufre durante la exposición a radiación en su tiempo de vida, tales como, carcinogénesis, esterilidad y muerte prematura.
- *Genéticos o hereditarios:* Son mutaciones inducidas a los genes y al ADN del individuo que se transmiten a su descendencia.

### B.2.2. Efectos en tejido neoplásico (respuesta tumoral a la radiación).

Los, principales, posibles efectos en tejidos neoplásicos (tumores) son: el control local del tumor, el retardo del crecimiento y que el tumor sea radioresistivo [25, 26]. Un tumor es controlado localmente cuando todas sus células clonogénicas, es decir las que tienen la capacidad para proliferar, han muerto. La probabilidad de alcanzar el control tumoral es directamente proporcional al número de células clonogénicas tumorales que sobreviven a la irradiación. Cuando la dosis de radiación únicamente provoca la muerte de una determinada cantidad de células clonogénicas, por definición, se dice que se retarda el crecimiento tumoral. Sin embargo, también es posible que estas células tengan la capacidad de revertir los daños provocados por la radiación, entonces se dice que el tumor es radioresistivo.

La radioterapia es una técnica, que utiliza radiación ionizante, para el tratamiento de tejido neoplásico. En la actualidad es una técnica muy utilizada [27], dada su eficacia, tanto en su modalidad paliativa como curativa. El objetivo principal de la radioterapia es proporcionar la mayor dosis posible de radiación al tumor, pero la menor al tejido sano (órganos en riesgo) [3, 25]. Con lo mencionado anteriormente, se puede decir que un objetivo de la radioterapia es provocar la muerte de las células clonogénicas tumorales y causar la esterilización de las mismas, i.e. lograr el control tumoral, para evitar la recurrente formación del tumor. Cabe mencionar que no siempre se cumple este objetivo.

### B.2.3. Efectos deterministas y estocásticos.

Los efectos dañinos de la radiación son clasificados en dos categorías: estocásticos y deterministas (anteriormente llamados no estocásticos), los cuales se definen como [3]:

- *Un efecto estocástico*: Es en el cual la probabilidad de ocurrencia incrementa conforme incrementa la dosis, pero la severidad del daño no depende directamente de la dosis absorbida. Por ejemplo, carcinogénesis y efectos genéticos. No existe un determinado intervalo de dosis para la ocurrencia de efectos estocásticos, ya que se asume que siempre existe la probabilidad de que este tipo de efectos ocurra, a pesar de que la dosis absorbida sea muy baja.
- *Un efecto determinista o reacción de tejido*: es un efecto en el cual aumenta su severidad conforme incrementa la dosis absorbida. En estos efectos existen un intervalo de dosis de ocurrencia de acuerdo al tipo de órgano irradiado y el tipo de radiación utilizado. Este tipo de efectos causan daño en las funciones de los órganos. Por ejemplo, enrojecimiento y desprendimiento de la piel, caída de cabello y cambios en la sangre.

## B.3. Respuesta a irradiación de cuerpo total.

La respuesta de un organismo a irradiación de cuerpo total depende de la respuesta combinada a la radiación de todos los órganos que constituyen el cuerpo humano. De acuerdo a la dosis de radiación recibida, la respuesta a la radiación se describe como [3]:

- *Síndrome de la médula ósea*:  $1 \text{ Gy} < \text{Dosis} < 10 \text{ Gy}$ .
- *Síndrome gastrointestinal*:  $10 \text{ Gy} < \text{Dosis} < 100 \text{ Gy}$ .
- *Síndrome del sistema nervioso central*:  $\text{Dosis} > 100 \text{ Gy}$ .

La clasificación de dichos síndromes se realizó con base en la experiencia de accidentes nucleares de industrias, laboratorios de investigación, de Chernobyl y exposición de humanos a la radiación en Hiroshima y Nagasaki.

## Apéndice C

# Tabla de resumen de magnitudes y unidades radiológicas.

En la tabla C.1 se muestra la definición y unidades en el S.I. de las magnitudes radiológicas definidas en capítulo 2.

Magnitud	Definición	Unidad en el S.I.	Unidades equivalentes
Actividad	$A = \lambda N$	Becquerel (Bq)	1 Bq = 1 s <sup>-1</sup>
KERMA	$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$	Gray (Gy)	1 Gy = 1 $\frac{J}{Kg}$
CEMA	$C = \frac{dE_c}{dm}$	Gray (Gy)	1 Gy = 1 $\frac{J}{Kg}$
Exposición	$X = \frac{dQ}{dm}$	Roentgen (R)	1 R = 2.58 × 10 <sup>-4</sup> $\frac{C}{Kg}$
Dosis absorbida	$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$	Gray (Gy)	1Gy = 1 $\frac{J}{Kg}$
Dosis de órgano	$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm = \frac{\epsilon_T}{m_T}$	Gray (Gy)	1Gy = 1 $\frac{J}{Kg}$
Dosis equivalente	$H_T = w_R D_{R,T}$	Sievert (Sv)	1 Sv = 1 J/Kg
Dosis efectiva	$E = \sum_T w_T H_T$	Sievert (Sv)	1 Sv = 1 J/Kg

Tabla C.1: Resumen de magnitudes y unidades radiológicas. Donde:  $\lambda$  es la constante de decaimiento;  $m_T$  es la masa total del órgano T;  $w_R$  es el factor de ponderación del tipo de radiación R y  $w_T$  es el factor de ponderación del órgano T.

---

# Bibliografía

- [1] M. R. Villafuerte, Fronteras de la física en el siglo XXI, Capítulo: Física Médica, CopIt-arXives, 2013, pp. 2-5.
- [2] Frank Herbert Attix, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Wiley-vch, 1991, pp. 21-26.
- [3] E.B. Podgorsak, Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students, International atomic energy agency, Vienna, 2005, pp.5, 45-49.
- [4] F. M. Khan et al, The physics of radiation therapy, Fifth edition, Wolters Kluwer Health, 2014, pp. 135-150.
- [5] G. C. Bentel et al, Treatment planning and dose calculation in radiation oncology, Third edition, Pergamon Press, 1985.
- [6] Fabio Ynoe de Moraes et al, literature review of clinical results of total skin electron irradiation (TSEBT) of micosis fungoides in adults, reports of practical oncology and radiotherapy, 2014, pp.92.
- [7] Michel S. Gossman and Subhash C. Sharma, Total skin high-dose-rate electron therapy dosimetry using TG-51, medical dosimetry, vol.29, No.4, 2004, pp. 285.
- [8] Qinan Bao et al, A technique for pediatric total skin electron irradiation, radiation Oncology, 2012, pp.1.
- [9] So Yeon Park et al, Dosimetric comparison of 4 MeV and 6 MeV electron beams for total skin irradiation, 2014, pp.1
- [10] J. Rodríguez Cortés et al, Thermoluminescent dosimetry in total body irradiation, Applied radiation and isotopes, 2012, pp.35.
- [11] AAPM, Report No.23: Total skin electron therapy: technique and dosimetry, AAPM, 1987, pp.4.
- [12] K. Platoni et al, First application of total skin electron beam irradiation in Greece: Set up, measurements and dosimetry, Physica Medica, 2012, pp.175.
- [13] Stefanos Diamantopoulos et al, First treatment of mycosis fungoides by total skin electron beam (TSEB) therapy in Greece, reports of practical oncology and radiotherapy, 2014, pp. 115.
- [14] Dilip Kumar Parida, Goura Kishore Rath, Advantages and implications of high dose rate (HDR) total skin electron irradiation (TSEI) for the management of Mycosis Fungoides. Indian experience, reports of practical oncology and radiotherapy, 2014, pp.104-105.

- [15] J.M. Fernández Varea et al, Fundamentos de física médica, volumen 1: medida de la radiación, ADI servicios editoriales, SEFM, 2011, pp.307-313.
- [16] Organismo internacional de energía atómica, Colección de informes técnicos N ° 398, OIEA, 2005.
- [17] C. J. Karzmark et al, A primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy, second edition, medical physics publishing, 1996.
- [18] A. Hernández Vitoria et al, Fundamentos de física médica, volumen 3:Radioterapia externa I., ADI servicios editoriales, SEFM, 2011, pp.33-45.
- [19] L. L. Gunderson et al, Clinical Radiation Oncology, Third edition, Elsevier, 2012, pp. 120-140.
- [20] N. V. Klassen et al, Water calorimetry: The heat defect, J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol. 102, 63, 1997.
- [21] K. Hohlfeld et al, The standard DIN 6800: Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method, Dosimetry in radiotherapy (Proc. Symp. Vienna, 1987), vol. 1, IAEA, Vienna, 1988.
- [22] Dirección general de epidemiología de la secretaría de salud. Perfil epidemológico de los tumores malignos en México. Consultado el 28 de Julio de 2015. Disponible en:  
[http://www.epidemiologia.salud.gob.mx/doctos/infoepid/publicaciones/2011/monografias/P\\_EPI\\_DE\\_LOS\\_TUMORES\\_MALIGNOS\\_México.pdf](http://www.epidemiologia.salud.gob.mx/doctos/infoepid/publicaciones/2011/monografias/P_EPI_DE_LOS_TUMORES_MALIGNOS_México.pdf)
- [23] Philip Mayles et al, Handbook of radiotherapy physics: theory and practice, Taylor & Francis, 2007, pp. 1038.
- [24] S. L. Morris, Skin lymphoma, Clinical oncology, 2012, pp.376.
- [25] Micheal Joiner and Albert van der Kogel, Basic clinical radiobiology, fourth edition, Hodder Arnold, 2009, pp. 11-13.
- [26] IAEA, Radiation biology: A handbook for teachers and students, International atomic energy agency, Vienna, 2010, pp. 26-32.
- [27] E.H. Zubizarreta et al, Need for Radiotherapy in Low and Middle Income Countries - The Silent Crisis Continues, Clinical oncology, 2014, pp.107.
- [28] E.B. Podgorsak, Radiation physics for medical physics, Springer, 2006, pp. 8