



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO  
DE MÉXICO

---

---

FACULTAD DE CIENCIAS

DISEÑO POR MONTE CARLO DE UNA  
SALA ALTERNATIVA PARA  
RADIOTERAPIA

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

**Licenciada en Física**

PRESENTA:

**Judith Elizabeth Pichardo Cadena**

DIRECTOR DEL TRABAJO:

Dr. Eugenio Torres García

Toluca, Estado de México, Junio 2016



## Declaration of Authorship

I, , declare that this thesis titled, «» and the work presented in it are my own. I confirm that:

Signed:

---

Date:

---

*«Thanks to my solid academic training, today I can write hundreds of words on virtually any topic without possessing a shred of information, which is how I got a good job in journalism.»*

Dave Barry

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

## *Resumen*

Facultad de Ciencias  
Departamento de Física

Licenciado en Física

### **Diseño por Monte Carlo de una Sala Alternativa para Radioterapia**

por Judith Elizabeth Pichardo Cadena

La generación de nuevas unidades de radioterapia es un problema que involucra varios aspectos, entre los que destaca la construcción de la sala de tratamiento, ya que esta requiere de condiciones especiales en su construcción para evitar que los distintos tipos de radiación que emiten los equipos, salgan de la sala y provoquen problemas de salud al personal del hospital (POE), a pacientes en espera y público en general (no POE). Debido a la falta de presupuesto de los hospitales en México, el siguiente trabajo presenta una opción para reducir los costos en la construcción de una sala para radioterapia, sin dejar de cumplir con los límites de exposición establecidos, fuera de la sala de tratamiento.

Primero se calculó por simulación la dosis absorbida en puntos específicos dentro y fuera de una sala típica y se compararon estos resultados con los obtenidos por medidas directas realizadas con un contador Geiger-Muller, la energía usada fue 6 MV, a una tasa de dosis de 300 UM/min y se usó un maniquí cubico de agua sólida. Posteriormente, se realizaron dos salas de tratamiento donde se cambiaron las condiciones geométricas, composición de las paredes y sus espesores en la simulación realizada con el código MCNPX.

Los resultados experimentales obtenidos dentro de la sala de tratamiento no difieren de los obtenidos a partir de la simulación Monte Carlo, por su parte, fuera de la sala de tratamiento los resultados solo difieren en uno de los puntos de medición. Para la salas de tratamiento con las dimensiones y materiales de las paredes modificados, se compararon sus resultados obtenidos con los de la sala de tratamiento real, concluyendo que la tasa de dosis absorbida de la salas de tratamientos modificadas es menor que la de la sala de tratamiento real.

Por último, se realizó un análisis del costo de construcción de las tres salas de tratamiento, encontrando que ambas salas modificadas tienen un menor costo de construcción en comparación con la sala de tratamiento real.

Sin embargo, únicamente se eligió una de las salas de tratamiento modificadas, ya que tiene mayor viabilidad debido a que presenta una menor radiación de fuga y un menor costo en comparación con la sala de tratamiento real.

# *Agradecimientos*

Le agradezco a ...

# Índice general

<b>Declaration of Authorship</b>	<b>I</b>
<b>Resumen</b>	<b>III</b>
<b>Agradecimientos</b>	<b>IV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>3</b>
2.1. Radiación Ionizante . . . . .	3
2.1.1. Fotón . . . . .	3
2.1.2. Ionización . . . . .	3
2.1.3. Tipos de Radiación Ionizante . . . . .	4
2.1.4. Rayos-X . . . . .	4
2.1.5. Interacción de la Radiación con la Materia . . . . .	5
Efecto Compton . . . . .	6
Efecto Fotoeléctrico . . . . .	6
Producción por Pares . . . . .	7
2.2. Dosimetría . . . . .	7
2.2.1. Dosis Absorbida . . . . .	7
2.2.2. Dosis Equivalente . . . . .	8
2.2.3. Dosis Efectiva . . . . .	8
2.2.4. Kerma . . . . .	9
2.2.5. Exposición . . . . .	9
Unidades de la Dosis de Exposición . . . . .	9
2.2.6. Comparación de la Dosis Absorbida con la Dosis de Exposición . . . . .	9
2.2.7. Efectos Biológicos . . . . .	10
2.3. Acelerador Lineal . . . . .	10
2.3.1. Física de un Acelerador de Partículas . . . . .	10
2.3.2. Características del Acelerador Lineal . . . . .	11
2.4. Radioterapia . . . . .	13
2.4.1. Planeación del tratamiento . . . . .	13
2.4.2. Definición de la Dosis . . . . .	13
2.4.3. Características de un Haz de Fotones . . . . .	14
2.4.4. Curvas de Isodosis . . . . .	15
2.4.5. Unidades de Tratamiento (Unidades Monitor) . . . . .	15
Calculo de Unidades Monitor . . . . .	16
2.5. Blindajes y Características de la Sala de Tratamiento . . . . .	16
2.5.1. Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) . . . . .	16
2.5.2. Atenuación Exponencial . . . . .	16
2.5.3. ALARA . . . . .	17
2.5.4. Características de una Sala de Tratamiento . . . . .	20
2.6. Protección Radiologica . . . . .	21

2.6.1.	Organizaciones que Establecen las Normas de Protección Radiológica . . . . .	21
2.6.2.	Sistema de Limitación de la Dosis . . . . .	22
2.6.3.	Criterios de Seguridad Radiológica del ICRP . . . . .	22
	Exposición Ocupacional . . . . .	22
2.7.	Método Monte Carlo y Código MCNPX . . . . .	23
2.7.1.	Método Monte Carlo . . . . .	23
	Teoría de la Probabilidad Elemental . . . . .	24
	Función de Distribución . . . . .	24
2.7.2.	Código MCNPX . . . . .	24
	Archivo de Entrada INP . . . . .	25
	Formatos de Tarjetas . . . . .	25
	Especificaciones de la Geometría . . . . .	26
	Partículas . . . . .	27
	Tarjeta Tally . . . . .	27
<b>3.</b>	<b>Metodología</b>	<b>28</b>
3.1.	Método Experimental . . . . .	28
3.1.1.	Instrumentos de Medición . . . . .	28
	Cámara de ionización semiflex . . . . .	28
	Electrómetro . . . . .	29
	Placas de agua sólida . . . . .	29
	Barómetro Digital . . . . .	30
	Contador Geiger-Muller . . . . .	30
	Fuente . . . . .	31
3.1.2.	Dosimetría en el Maniquí . . . . .	32
3.1.3.	Contribución de la Radiación Dispersa y de Fuga, Dentro de la Sala de Tratamiento . . . . .	34
3.1.4.	Contribución de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento . . . . .	35
3.2.	Cuantificación por Simulación Monte Carlo . . . . .	37
3.2.1.	Elaboración del Input de una Sala Típica para Radioterapia por MCNPX . . . . .	37
3.2.2.	Cambio de los Espesores y Materiales de las Paredes de la Sala de Tratamiento . . . . .	39
3.2.3.	Modificación de las Dimensiones de la Sala de Tratamiento para la Reducción de Costos . . . . .	39
<b>4.</b>	<b>Resultados</b>	<b>40</b>
4.1.	Resultados Experimentales . . . . .	40
4.1.1.	Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Dentro de la Sala de Tratamiento . . . . .	40
4.1.2.	Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento . . . . .	41
4.2.	Resultados de la Simulación Monte Carlo . . . . .	42
4.2.1.	Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Dentro de una Sala de Tratamiento, Elaborada por MCNPX . . . . .	42
4.2.2.	Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de una Sala de Tratamiento Elaborada por MCNPX . . . . .	44

4.2.3. Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento, con las Dimensiones y Materiales de las Paredes de la Sala de Tratamiento, Modificadas por MCNPX . . . . .	46
4.2.4. Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento, con las Dimensiones Generales de la Sala, Modificadas por MCNPX . . . . .	48
<b>5. Conclusiones</b>	<b>50</b>
<b>A. IPT de las Partículas</b>	<b>51</b>
<b>B. Tipos de Tally</b>	<b>52</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>53</b>



# Índice de figuras

2.1. Esquema representativo del proceso de ionización . . . . .	3
2.2. Esquema representativo del origen de los Rayos-X . . . . .	5
2.3. Gráfica de las energías para el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción por pares. (Tomado de Attix, F. 1986. p. 125). . . . .	5
2.4. Dispersión Compton . . . . .	6
2.5. Efecto fotoeléctrico . . . . .	6
2.6. Producción por pares . . . . .	7
2.7. Factores de modificación de los tejidos u órganos . . . . .	8
2.8. Imagen representativa de un acelerador lineal (Consulta en línea el 29/02/16 en <a href="http://brasilescola.uol.com.br/fisica/acelerador-linear.htm">http://brasilescola.uol.com.br/fisica/acelerador-linear.htm</a> ). . . . .	11
2.9. Esquema de un acelerador lineal . . . . .	11
2.10. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD). . . . .	14
2.11. Razón de Tejido Máxima (TMR). . . . .	14
2.12. Ejemplo de curvas de isodosis en 6 MeV. (Tomada de Cherry, P. y A. Duxbury. 2009. p. 165). . . . .	15
2.13. Atenuación exponencial . . . . .	17
2.14. Diseño de las barreras de un bunker. (Tomado de Cherry, P. y Duxbury, A., 2009. p. 235). . . . .	20
2.15. Trayectoria de una partícula a través de un material. . . . .	24
2.16. Ejemplo de las entradas en una tarjeta de celda. . . . .	26
3.1. Cámara de ionización semiflex . . . . .	28
3.2. Electrómetro . . . . .	29
3.3. Placas de agua sólida . . . . .	29
3.4. Barómetro digital . . . . .	30
3.5. Contador Geiger-Muller . . . . .	30
3.6. Acelerador lineal (LINAC) . . . . .	31
3.7. Maniquí de placas de agua sólida sobre la mesa de tratamiento . . . . .	32
3.8. Sistema de medición compuesto de las placas de agua sólida y la cámara de ionización semiflex . . . . .	32
3.9. Servidor donde se ingresa el tamaño de campo, la energía y el tipo de haz, la tasa de dosis y el tiempo de disparo . . . . .	33
3.10. Cámara de ionización semiflex fijada a una pared de la sala de tratamiento, a 1 m de distancia con respecto al piso . . . . .	34
3.11. Esquema de los puntos de medición, donde se colocó la cámara de ionización, dentro de la sala de tratamiento . . . . .	35
3.12. Medición a distancia de la radiación, fuera de la sala de tratamiento, utilizando el contador Geiger-Muller . . . . .	36
3.13. Esquema de los puntos de medición de la contribución de la radiación dispersa y de fuga, fuera de la sala de tratamiento . . . . .	37
3.14. Materiales utilizados en la simulación . . . . .	38

4.1. Esquema de los puntos de medición dentro de la sala de tratamiento . . . . .	40
4.2. Esquema de los puntos de medición fuera de la sala de tratamiento . . . . .	41
4.3. Esquema de los puntos de medición dentro de la sala de tratamiento elaborada por MCNPX . . . . .	43
4.4. Comparación de la tasa de dosis absorbida dentro de la sala de tratamiento real y la elaborada con el código MCNPX . .	43
4.5. Sala de tratamiento por MCNPX . . . . .	44
4.6. Esquema de los puntos de medición en la simulación Monte Carlo . . . . .	44
4.7. Comparación entre la tasa de dosis absorbida a contacto, de la sala de tratamiento real y la elaborada con el código MCNPX	45
4.8. Comparación entre la tasa de dosis absorbida a distancia, de la sala de tratamiento real y la elaborada con el código MCNPX	46
4.9. Comparación entre la tasa de dosis absorbida de la sala de tratamiento real y la sala de tratamiento con las dimensiones y materiales modificados, elaborada con el código MCNPX .	47
4.10. Comparación entre la tasa de dosis absorbida de la sala de tratamiento real y la sala de tratamiento con las dimensiones modificadas, elaborada con el código MCNPX . . . . .	48

# Índice de cuadros

2.1. Energía del haz con sus consideraciones físicas (Tomado de Bevelacqua, J. 1999. p. 374). . . . .	12
2.2. Coeficientes de atenuación lineal ( $cm^{-1}$ ) (Tomado de Glass- tone, S. y Sesonske, A. 1990. p. 60). . . . .	17
2.3. Materiales para la construcción de blindajes (Tomado de Cherry, P. y Duxbury, A., 2009. p. 236). . . . .	20
2.4. Límites de Dosis ICRP 60. (Tomada de Cember, H., 1996. p. 291) . . . . .	23
3.1. Características de la cámara de ionización semiflex . . . . .	28
3.2. Características del electrómetro . . . . .	29
3.3. Características del barómetro digital . . . . .	30
3.4. Características del contador Geiger-Muller . . . . .	31
3.5. Características del acelerador lineal . . . . .	31
3.6. Parámetros utilizados durante la medición de la dosis absor- bida . . . . .	33
3.7. Parámetros utilizados en la medición de la radiación disper- sa y de fuga, dentro de la sala de tratamiento . . . . .	35
3.8. Parámetros utilizados en la medición de la radiación disper- sada y de fuga, fuera de la sala de tratamiento . . . . .	36
4.1. Resultados experimentales de la medición de la radiación dispersa y de fuga, dentro de la sala de tratamiento, con un margen de error del 0.065 % . . . . .	40
4.2. Resultados experimentales de la medición de la radiación dispersa y de fuga, fuera de la sala de tratamiento, con un margen de error del 10 % . . . . .	42
A.1. IPT de las partículas del código MCNPX (Tomado de Pelo- witz, D. 2008. p. 4-10) . . . . .	51
B.1. Tipos de Tally (Tomado de Pelowitz, D. 2008. p. 5-92) . . . . .	52

# Lista de Abreviaciones

<b>ICRP</b>	<b>I</b> nternational <b>C</b> ommission on <b>R</b> adiological <b>P</b> rotection
<b>PDD</b>	<b>P</b> ercentage <b>D</b> ePTH <b>D</b> ose
<b>TMR</b>	<b>T</b> issue <b>M</b> aximum <b>R</b> atio
<b>POE</b>	<b>P</b> ersonal <b>O</b> cupacionalmente <b>E</b> xpuesto
<b>ICRU</b>	<b>I</b> nternational <b>C</b> ommission on <b>R</b> adiological <b>U</b> nits

# Contantes Físicas

Constante de Planck  $\hbar = 6.626 \times 10^{-34} \text{ J s}$   
Constante de Luz  $c = 2.998 \times 10^8 \text{ m s}^{-1}$

# Lista de Símbolos

$f$	frecuencia	Hz
$E$	energía	eV
$p$	momento	$\text{kg m s}^{-1}$
$\phi$	energía de enlace	eV
$de$	energía impartida a la materia	MeV
$dm$	masa del medio	kg
$W_r$	Factor de modificación radiación	
$W_T$	Factor de modificación tejido	
$F$	Fuerza magnética	$\text{kgm/s}^2$
$\Delta E$	Energía cinética	eV
$\phi$	Fluencia de fotones	$\text{cm}^{-2}$
$\varphi$	Tasa de fluencia de fotones	$\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}$
$\mu$	Coefficiente de atenuación lineal	$\text{cm}^{-1}$
$WU$	Carga de trabajo	Gy/semana
$S$	Dosis colectiva	person – Sv

*For/Dedicated to/To my...*

# Capítulo 1

## Introducción

En 1895, el Físico alemán Wilhelm Conrad Roentgen, quien realizaba experimentos con la luz fluorescente producida por electrones, descubrió los rayos-x y que estos atravesaban distintos tipos de materiales. Este descubrimiento antecedió el hallazgo de la radiactividad [1]. En 1896, el Físico francés Henri Becquerel descubrió unos rayos que provenían de la sal de uranio, al colocar una placa fotográfica envuelta en papel negro cerca de la sal de uranio, en donde esta parecía estar en contacto con los rayos-x. Posteriormente, Pierre y Marie Curie, al estudiar la radioactividad proveniente del uranio, descubrieron el polonio y el radio. Así, Marie Curie nombró a la radiactividad como a la propiedad que poseen estos elementos para emitir radiaciones de manera espontánea. En 1902, Ernest Rutherford y Frederick Soddy propusieron la teoría que explica el fenómeno de la radiactividad, la cual hoy en día se le conoce como decaimiento radiactivo [2].

En la actualidad los rayos-x y la radiactividad tienen varias aplicaciones dentro de la medicina, donde se utilizan cualidades como la habilidad de los rayos-x para penetrar varios materiales y visualizar así, el interior de materiales que son opacos a la luz ordinaria, como en las radiografías o en las tomografías computarizadas [2]. Por su parte, la radiación ionizante se utiliza para el tratamiento de cáncer, por medio de técnicas como la braquiterapia, la medicina nuclear y la radioterapia. Esta última, es de las técnicas más importantes y utilizadas en los hospitales de oncología, ya que permite seleccionar y suministrar el tratamiento con mayor precisión en la zona a tratar, cuidando los tejidos y órganos circundantes. De esta forma aumenta la probabilidad de cura y disminuyen los efectos secundarios [3].

No obstante, a pesar de los beneficios que aportan este tipo de tratamientos; para las personas que trabajan en los hospitales y se encuentran expuestas a la radiación ionizante, denominados como Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE), puede resultar perjudicial, ya que puede dañar las células del organismo causando modificaciones en el ADN y provocar daños irreversibles. Para evitar que esto suceda, en áreas de uso de radiaciones de alta energía del orden de MeV, específicamente en las salas de tratamiento para radioterapia cuentan con blindajes que atenúan la radiación de fuga por medio de materiales entre la fuente radiactiva y el POE.

Así mismo, la carga de trabajo en los equipos para radioterapia ha aumentado debido al incremento del número de pacientes con cáncer. Lo que ocasiona un aumento en la radiación a la que se encuentra expuesto el POE. La construcción de nuevas salas de tratamiento para radioterapia requiere



de características especiales debido al blindaje que necesitan y a que en los hospitales públicos existe una falta de presupuesto para su construcción. Dadas estas circunstancias y debido a que es de interés actual el estudio de los blindajes para las salas de tratamiento para radioterapia, sobre todo para altas energías como 10 MV [4], el objetivo del presente trabajo es diseñar una sala de tratamiento convencional para radioterapia de un hospital, por simulación Monte Carlo utilizando el código MCNPX2.6 y cambiando sus materiales y dimensiones, con el fin de optimizar el gasto de construcción pero cuidando el cumplimiento de las Normas de Seguridad Radiológica; determinando además, la cantidad de radiación en varios puntos tanto en el interior como en el exterior de las salas de tratamiento simuladas, para confirmar que tanto las dimensiones como los materiales empleados son correctos.

## Capítulo 2

# Antecedentes

### 2.1. Radiación Ionizante

#### 2.1.1. Fotón

Los fotones son perturbaciones de energía que no tienen masa y se propagan a través del espacio a la velocidad de la luz. A lo largo de su trayectoria, sus campos eléctrico y magnético varían comúnmente de forma sinusoidal.

Dependiendo de la longitud de onda y la frecuencia, la diferencia en la forma en la que actúan los fotones de rayos-X y los fotones de luz visible, con la materia, radica en que los rayos-X tienen una frecuencia más alta y por lo tanto una longitud de onda más corta, lo que propicia un comportamiento a manera de partícula; así, la luz visible presenta un comportamiento ondulatorio [5].

#### 2.1.2. Ionización

Se puede remover un electrón enlazado débilmente al núcleo, al aplicar una determinada cantidad de energía, formando un átomo ionizado. A esta energía se le conoce como potencial de ionización y varía entre 4 y 25eV. Igualmente, el electrón que es removido y el átomo ionizado, reciben el nombre de par iónico. A este proceso se le conoce como ionización [6].

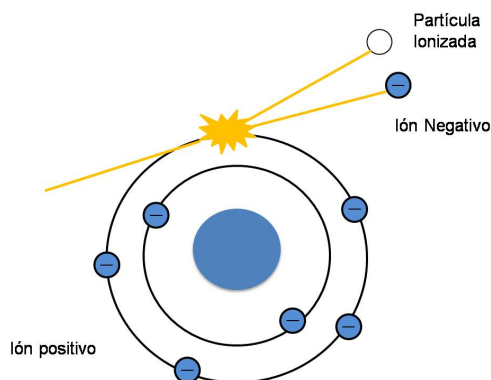


FIGURA 2.1: Esquema representativo del proceso de ionización

La ionización o excitación ocurre cuando hay un choque entre un fotón o una partícula cargada, con un electrón que se encuentra enlazado a un átomo.

Este mecanismo es de gran importancia, al ser la vía a través de la cual la energía se transfiere a la materia.

### 2.1.3. Tipos de Radiación Ionizante

Los tipos de radiación ionizante son [7]:

- Rayos- $\gamma$ : Es producida por la aniquilación entre un electrón y un positrón (materia y su antimateria).
- Rayos-X: Es emitida cuando los electrones están cambiando en niveles de energía o son acelerados e inciden en un blanco, usualmente un metal pesado.
- Rayos- $\beta$ : Son electrones o positrones generados desde un núcleo. Se les conoce como rayos- $\beta$  negativos y rayos- $\beta$  positivos.
- Neutrones: Son partículas neutras cuya masa es tan pequeña que tienen una gran energía y alcance al penetrar un determinado material, a causa de sus limitadas interacciones con la materia.

Para distinguir entre los tipos de radiación se utilizan los siguientes términos:

1. Radiación ionizante directa: Las partículas cargadas como electrones, protones, positrones, entre otras, se inciden en un material, depositando su energía de forma directa, a través de pequeñas interacciones de fuerza de Coulomb durante su trayectoria.
2. Radiación ionizante indirecta: Las partículas sin carga (rayos-X, rayos- $\gamma$  y neutrones) depositan su energía a las partículas cargadas y estas a su vez transfieren la energía a la materia, por medio de la ionización o excitación.

### 2.1.4. Rayos-X

Cuando un fotón con una energía igual o mayor a 87.95keV (energía de enlace del electrón) golpea a un electrón, este es expulsado del átomo, dejando un espacio vacante. Inmediatamente, uno de los electrones que se encuentra en las capas exteriores cae en el espacio dejado por el electrón expulsado (fotoelectrón). Cuando esto sucede un fotón es emitido, si es un fotón con energía alta, se dice que es un rayo-X. Para conocer la energía de este fotón se utiliza la ecuación:

$$\hbar f = E_2 - E_1 \quad (2.1)$$

Esta se refiere a la diferencia entre la energía inicial y la energía final de los niveles de energía.

En la Figura 2.2 se muestra como el electrón de la capa M ocupa el espacio dejado por el fotoelectrón, en la capa K. El electrón puede caer desde cualquier capa del átomo, incluso desde las capas O Y P, sin embargo, la transición electrónica más probable, será desde la capa L. Cuando el electrón cae desde esta capa, al fotón emitido se le llama  $K_\alpha$ . Por otro lado, si un electrón cae desde la capa M, se le conoce como fotón  $K_\beta$ .

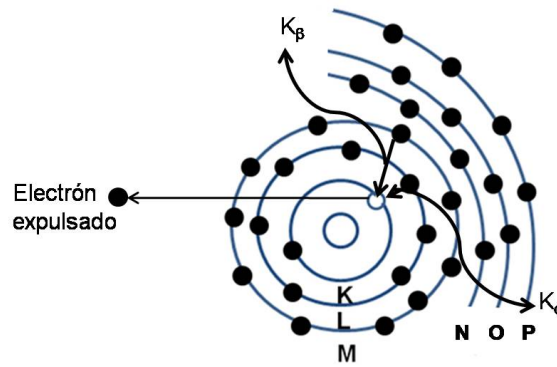


FIGURA 2.2: Esquema representativo del origen de los Rayos-X

Cuando la materia se irradia con rayos-X, se le conoce como radiación fluorescente. Esta es de gran importancia en la física médica, ya que se debe tener en cuenta en la radiación absorbida [6].

### 2.1.5. Interacción de la Radiación con la Materia

Los tres tipos más importantes de interacción de la radiación con la materia, son el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción por pares.

Para estos tres tipos de interacción, es fundamental considerar la energía cuántica del fotón, representada por la ecuación  $E_\gamma = hf$  y el número atómico ( $Z$ ) del medio absorbente, ya que de esto dependerá el tipo de interacción que ocurra. Es importante mencionar que mientras mayor sea el número atómico, la absorción será mayor [7].

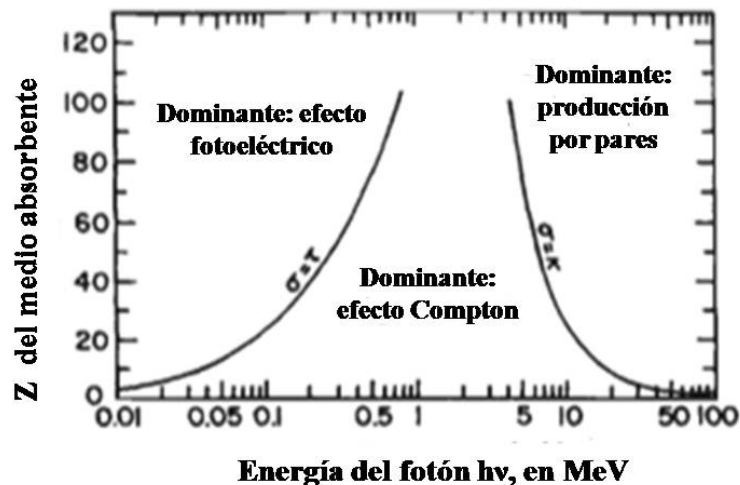


FIGURA 2.3: Gráfica de las energías para el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción por pares. (Tomado de Attix, F. 1986. p. 125).

El efecto fotoeléctrico es dominante en bajas energías, el efecto Compton en las energías medias y la producción por pares en las energías altas.

### Efecto Compton

Es una colisión elástica entre un fotón y un electrón "libre", es decir, con un electrón que está ligado débilmente al átomo, cuya energía de enlace es mucho más pequeña que la energía del fotón.

En este tipo de interacción, toda la energía del fotón no puede ser cedida al electrón, debido a que se debe conservar el momento ( $p = mv$ ) y la energía ( $E = mc^2$ ). Por lo tanto, el fotón es dispersado y tendrá una menor energía que el fotón incidente. La energía que se transfiere al electrón libre será la energía restante, es decir, la diferencia entre la energía del fotón incidente y la del fotón dispersado.

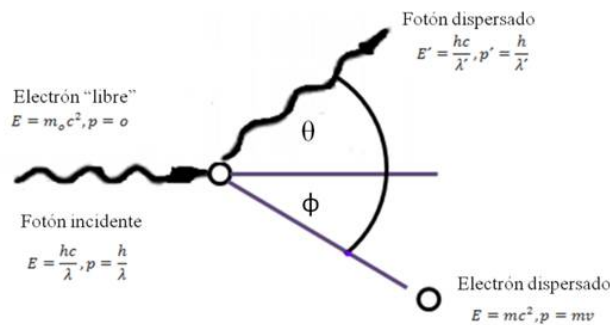


FIGURA 2.4: Dispersión Compton

### Efecto Fotoeléctrico

Es una interacción entre un fotón y un electrón de las capas internas del átomo (electrón ligado fuertemente al átomo). En esta interacción a diferencia del efecto Compton, toda la energía del fotón es cedida al electrón y por lo tanto el fotón desaparece.

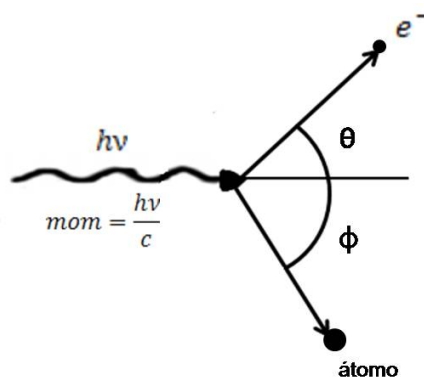


FIGURA 2.5: Efecto fotoeléctrico

La energía del fotoelectrón, está dada por:

$$E_{pe} = \hbar f - \phi \tag{2.2}$$

Donde:

$\phi$  = energía de enlace (esta mantiene al electrón unido al átomo).

### Producción por Pares

Un fotón incidente cerca del núcleo, cuya energía exceda los 1.02 MeV, tenderá a desaparecer debido a la interacción coulombiana, que tiene como consecuencia la creación de un positrón y un electrón, cada uno con masa de 0.51 MeV.

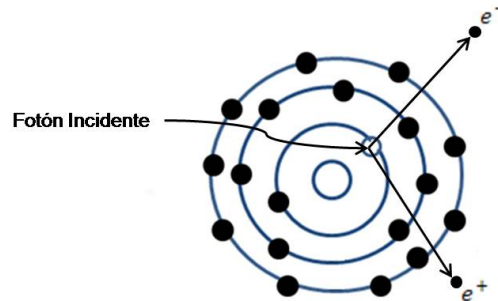


FIGURA 2.6: Producción por pares

Después de que el positrón y el electrón son proyectados, van perdiendo su energía cinética por excitación, ionización o bremsstrahlung. El positrón al perder toda su energía se une a un electrón, produciendo dos fotones de 0.51 MeV, cada uno. A esto se le conoce como radiación de aniquilamiento [6, 8].

## 2.2. Dosimetría

### 2.2.1. Dosis Absorbida

A la energía ionizante que absorbe un medio, como por ejemplo el cuerpo humano, se le conoce como dosis absorbida. En el cuerpo humano esta energía se concentra en los tejidos, por ello, es necesario el cálculo de la dosis absorbida para la protección radiológica.

La dosis absorbida se define como la energía depositada por unidad de masa [9]. La unidad de medida en que esta se representa son los greys (Gy), donde:

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

Otra unidad, que no se utiliza comúnmente, es el rad [6], donde:

$$1 \text{ rad} = 100 \frac{\text{ergs}}{\text{g}}, \text{ ó}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads}$$

Se puede determinar la dosis absorbida como [9]:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (2.3)$$

Donde:

$de$  = Energía impartida a la materia (MeV).

$dm$  = Masa del medio (kg).

### 2.2.2. Dosis Equivalente

Cuando se irradia al cuerpo humano, la energía que este absorbe puede producir diferentes efectos biológicos que dependen del tipo de radiación. Por lo tanto, no se tendrán los mismos efectos al aplicar 1 Gy de rayos- $\alpha$ , que al administrar 1 Gy de rayos- $\beta$ . Para conocer la dosis equivalente se utiliza la siguiente ecuación:

$$H = D \cdot W_r \tag{2.4}$$

Donde:

$D$  = Dosis absorbida (Gy).

$W_r$  = Factor de modificación (radiación).

El factor de modificación ( $W_r$ ) sirve para estandarizar los efectos biológicos que produce cada tipo de radiación. Para los fotones tiene valor de 1 [10].

Las unidades de la dosis equivalente son los sievert (Sv), donde:

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem, ó}$$

$$1 \text{ Sv} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

### 2.2.3. Dosis Efectiva

Al ser irradiados, algunos tejidos presentan mayor sensibilidad que otros. La dosis efectiva calcula el riesgo a efectos nocivos al irradiar un tejido, considerando la sensibilidad de los tejidos circundantes. Para ello, se utiliza la ecuación:

$$H = D \cdot W_T \tag{2.5}$$

Donde:

$D$  = Dosis absorbida (Gy).

$W_T$  = Factor de modificación (tejido).

Sus unidades de medida son los sievert (Sv).

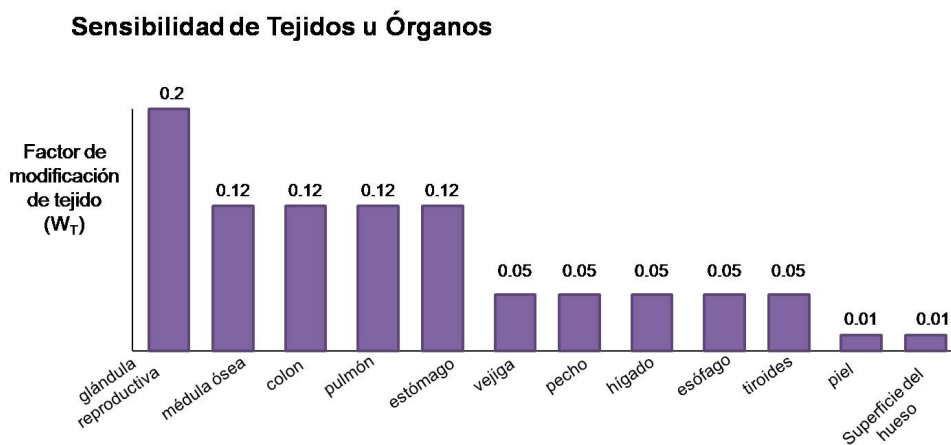


FIGURA 2.7: Factores de modificación de los tejidos u órganos

### 2.2.4. Kerma

Se define como la energía cinética transferida por unidad de masa, siendo exclusiva de la radiación ionizante indirecta. Se representa por la ecuación:

$$K = \frac{dT}{dm} \quad (2.6)$$

Donde:

$dT$  = Es la suma de la energía cinética inicial de las partículas cargadas, producidas por la radiación sin carga (Mev).

$dm$  = Masa del medio (kg) [9].

### 2.2.5. Exposición

Es la carga total de los iones producidos por los rayos-x ó por los rayos- $\gamma$ , en una unidad de masa de aire. Se simboliza por la ecuación [7]:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.7)$$

Donde:

$dQ$  = Carga total (C).

$dm$  = Masa del aire (kg).

La producción de un par de iones en el aire, libera una energía media de 34 eV. Por lo tanto, para 1  $X = 34$  Gy, siendo este valor independiente del tiempo. Sin embargo, en la exposición total, el tiempo en que se produce la exposición debe ser considerado, así como la tasa de exposición [6].

### Unidades de la Dosis de Exposición

La unidad de medida que se utiliza frecuentemente para la dosis de exposición (en el aire) es el roentgen (R).

$$1 R = 2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{kg}$$

Para su uso en la protección radiológica, son de gran utilidad las siguientes conversiones:

$$X \left( \frac{C}{kg} \right) = 2,58 \times 10^{-4} X(R)$$

$$X(R) = 3876 X \left( \frac{C}{kg} \right) \text{ (attix)}$$

### 2.2.6. Comparación de la Dosis Absorbida con la Dosis de Exposición

Esta comparación permite conocer la dosis absorbida en un volumen de aire determinado, causado por la exposición.

$$D_{aire} = 0,876X \quad (2.8)$$

Donde:

$D_{aire}$  = Dosis absorbida en el aire (rad).

$X$  = Exposición (R) [7].



### 2.2.7. Efectos Biológicos

La dosis absorbida en el cuerpo humano causa efectos biológicos que pueden ser nocivos para la salud. Estos dependen del tamaño de la dosis y del tiempo al que se expone. El ICRP (International Commission on Radiological Protection) se encarga de prevenir las enfermedades y efectos ocasionados por la exposición a la radiación. Algunos de estos efectos son:

- Desarrollo de cáncer.
- Efectos hereditarios graves.
- Reducción del tiempo de vida.

A los efectos biológicos se les clasifica como efectos estocásticos y deterministas (no estocásticos).

Los efectos deterministas suceden cuando una cantidad grande de células reciben una alta dosis de radiación y éstas mueren o sufren un daño grave y no pueden ser reparadas, lo que provoca quemaduras, cataratas y en algunos casos la muerte.

Los efectos estocásticos ocurren por casualidad, es decir, a personas que no están expuestas directamente con la radiación. Se presentan cuando se dañan las células al ser irradiadas y no pueden repararse adecuadamente pero continúan viviendo y dividiéndose. Las células descendientes presentarán errores en el ADN, que repercutirán en el funcionamiento del tejido, órgano y/o sistema(s). A los efectos estocásticos se les considera causa de cáncer y de efectos genéticos, como las mutaciones [6, 10].

## 2.3. Acelerador Lineal

### 2.3.1. Física de un Acelerador de Partículas

Un voltaje de corriente directa producido por las ondas electromagnéticas en un acelerador genera campos eléctricos, los cuales ejercen una fuerza en las partículas cargadas. La fuerza ejercida en las partículas está dada por la ecuación:

$$F = qvB \sin(\theta) \quad (2.9)$$

Donde:

$F$  = Fuerza magnética (N).

$q$  = Carga de la partícula (C).

$B$  = Inducción magnética (weber/m<sup>2</sup>).

$\theta$  = Ángulo entre la dirección del movimiento y la dirección del campo magnético.

Debido a la aceleración de la partícula, su energía cinética cambia. Estas partículas son aceleradas en el vacío para que no pierdan energía al colisionar con las moléculas del aire o gas. Para conocer la energía cinética se utiliza la ecuación [9]:

$$\Delta(E) = q\Delta(V) \quad (2.10)$$

Donde:

$\Delta(E)$  = Energía cinética (eV).

$q$  = Carga de la partícula (C).

$\Delta(V)$  = Diferencia de potencial (volts).



FIGURA 2.8: Imagen representativa de un acelerador lineal (Consulta en línea el 29/02/16 en <http://brasilecola.uol.com.br/fisica/acelerador-linear.htm>).

### 2.3.2. Características del Acelerador Lineal

La estructura del acelerador lineal se basa en una guía de onda, que es la forma en la que esta se propaga. Primero se debe considerar una fuente de electrones, como por ejemplo los cátodos termoiónicos, que separan a los electrones de los átomos al calentar un material. Estos electrones son introducidos al acelerador donde se les transfiere energía a través de los campos creados por microondas, con frecuencia de 3000 MHz. La energía es suministrada en pequeños pulsos de electrones con una frecuencia de 250 Hz, que duran aproximadamente  $4 \mu s$ .

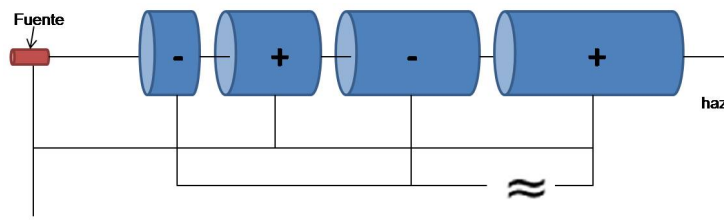


FIGURA 2.9: Esquema de un acelerador lineal

Para la emisión de rayos-x, los electrones son acelerados en los campos y se inciden en un blanco, que suele ser un metal pesado. Los rayos-x son modificados por otros factores como los filtros, que sirven para controlar la uniformidad del haz.

Un acelerador lineal tiene como elementos fundamentales al gantry, el cual puede rotar 360° y al sistema para pacientes. Estos sirven para orientar o posicionar la fuente respecto al paciente que se encuentra recostado en el soporte y al área que se desea irradiar del paciente [11].

Desde 1950 los aceleradores lineales han sido una herramienta fundamental para la física médica, debido principalmente al gran rango de energías que se pueden utilizar. La energía que producen va desde los 4 MeV hasta los 40 MeV. El Cuadro 2.1 relaciona de manera general, la energía del haz con sus reacciones físicas de interés. El blindaje se abordará posteriormente en la sección 2.5.

Energía del haz (MeV)	Región	Radiación/Partículas producidas	Consideraciones físicas
<6	Energía baja	Ionización y bremsstrahlung	Los electrones y fotones producidos deben ser blindados.
6-50	Resonancia gigante	Al ser excitado un núcleo por electrones y fotones, produce neutrones.	La fuente predominante en estas energías es bremsstrahlung, sin embargo los neutrones requieren blindajes hidrogenados. Las partículas de mayor importancia dentro del blindaje son los electrones, ya que estos son los que contribuirán a la mayor colocación de dosis.
30-150	Energía intermedia	Neutrones y bremsstrahlung	Se debe considerar el blindaje para bremsstrahlung. Los electrones y bremsstrahlung son las principales partículas que depositan la dosis.
>150	Alta energía	Piones, muones y neutrones.	Los neutrones son las partículas a considerar para el blindaje, este debe tener un grosor aproximado de 120 cm.

CUADRO 2.1: Energía del haz con sus consideraciones físicas (Tomado de Bevelacqua, J. 1999. p. 374).

## 2.4. Radioterapia

Existen varios tipos de terapias radiológicas, como la braquiterapia (radioterapia interna), la administración de radionucleidos y la radioterapia.

La radioterapia es una terapia de haces externos procedentes generalmente de un acelerador lineal o de una bomba de Cobalto. Los tratamientos por radioterapia utilizan alrededor del 80 % los rayos-x y del 10 al 15 %, electrones [9].

### 2.4.1. Planeación del tratamiento

La planeación del tratamiento en radioterapia sirve para especificar la dosis que se le aplicara al paciente, así como la distribución de esta en el cuerpo, de tal forma que se respeten las normas de protección radiológica para pacientes.

Las etapas de las planeación del tratamiento son:

1. Se localiza el tumor.
2. Se obtienen las medidas del cuerpo del paciente (contorno del cuerpo), así como el volumen del tumor y la localización de los tejidos circundantes expuestos.
3. Se deben realizar los ajustes necesarios en los campos para conseguir una distribución de dosis uniforme, es decir que todo el volumen del blanco sea irradiado, además de considerar el número de campos que se necesitan.
4. Se determina el tiempo que durará el tratamiento, es decir, el número de sesiones en las que se aplicará el tratamiento y la cantidad de dosis que se suministrará en cada sesión [12].

### 2.4.2. Definición de la Dosis

La profundidad de la dosis depende de: el haz de fotones, la energía del haz, el tamaño del campo, la profundidad en el paciente, la distancia de la fuente al paciente, etc. Por su parte, la cantidad de dosis que será distribuida depende de los siguientes parámetros:

- Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD): Es expresada como el porcentaje de dosis a cierta profundidad dada en un maniquí en el eje central del haz.

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d0}} \times 100 \quad (2.11)$$

Donde:

$d$  es la profundidad,  $d_0$  es la posición de la dosis máxima,  $A_d$  es el área del campo en la profundidad  $d$  y  $SSD$  es la distancia de la fuente a la superficie, que usualmente es de 100 cm.

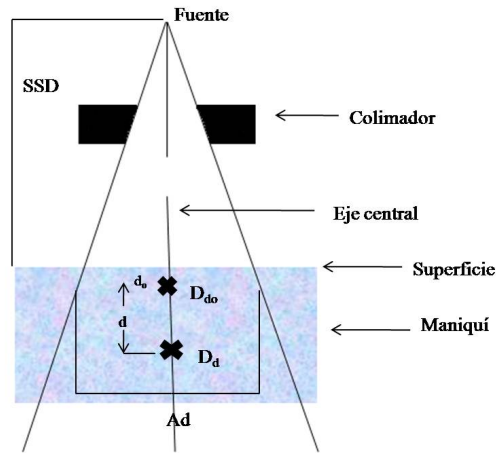


FIGURA 2.10: Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD).

- Razón de Tejido Máxima (TMR): Es la fracción de la dosis en el fondo de un maniquí, la cual se encuentra en el mismo punto en relación con la fuente y la posición de la dosis máxima en el eje central del haz.

$$TMR = \frac{D_d}{D_{d0}} \quad (2.12)$$

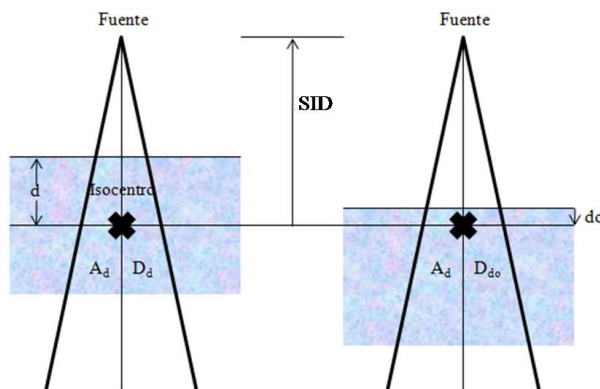


FIGURA 2.11: Razón de Tejido Máxima (TMR).

Donde:

SID es la distancia entre el isocentro y la fuente.

En PDD el maniquí debe permanecer a una misma distancia respecto a la fuente, mientras que el detector de radiación se mueve a los puntos donde se desean realizar las mediciones. En el caso de TMR, el detector permanece a una distancia constante respecto a la fuente y el maniquí se traslada a diferentes distancias para calcular la dosis en este [12].

### 2.4.3. Características de un Haz de Fotones

El haz de mayor importancia en la radioterapia es el de fotones. Para describir un haz de fotones se utilizan las siguientes características:

- Fluencia de fotones, la cual está dada por la ecuación:

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.13)$$

Donde:

$dN$  = Es el número de fotones que pasan a través de una esfera imaginaria y su sección transversal es de área  $dA$ .

- Tasa de fluencia de fotones, se expresa mediante la ecuación:

$$\dot{\phi} = \frac{d\phi}{dt} \quad (2.14)$$

Se define como la fluencia de fotones por unidad de tiempo [12].

#### 2.4.4. Curvas de Isodosis

Son líneas que unen puntos con igual PDD. Estas curvas proporcionan un mapeo de cómo varía la dosis respecto a la profundidad y la distancia transversal desde el eje central del haz.

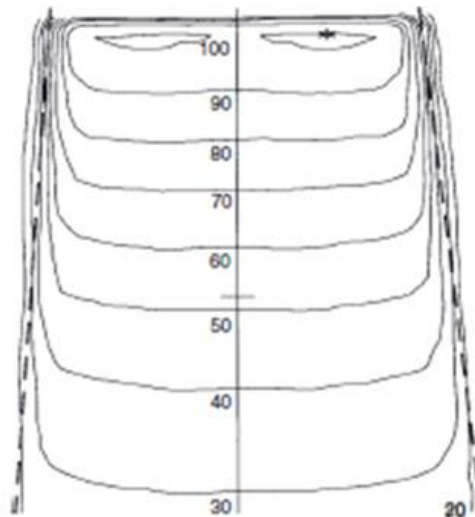


FIGURA 2.12: Ejemplo de curvas de isodosis en 6 MeV. (Tomada de Cherry, P. y A. Duxbury. 2009. p. 165).

En la Figura 4.3 se muestra la representación más común de las curvas de isodosis, en la cual, la distribución de la dosis se modela en un plano, donde el haz incide normal a la superficie de un maniquí [12].

#### 2.4.5. Unidades de Tratamiento (Unidades Monitor)

Los componentes más importantes en el suministro de la dosis a los pacientes son: el tiempo de tratamiento dado en segundos para la fuente de Co-60 y las Unidades Monitor (UM) para los aceleradores lineales. El cálculo del tiempo de tratamiento o de las unidades monitor depende del factor de calibración, que se define como la tasa de dosis en un punto de

referencia. Para los aceleradores lineales su factor de calibración esta dado comúnmente en  $cGy/UM$  y para las bombas de Cobalto esta dado en  $cGy/min$  [8, 13].

### Calculo de Unidades Monitor

Este cálculo nos sirve para indicar el número de unidades monitor para cada haz individual del plan de tratamiento en los aceleradores lineales. Para este, se utiliza la ecuación [14]:

$$D = UM \times \dot{D}(cGy/UM) \times TMR \times ICD \quad (2.15)$$

Donde:

$\dot{D}(cGy/UM)$  = Factor de Rendimiento, el cual en SSD es igual a uno y en SID se reduce a la mitad.-

Por lo tanto,

$$UM = \frac{D}{\dot{D}(cGy/UM) \times TMR \times ICD} \quad (2.16)$$

## 2.5. Blindajes y Características de la Sala de Tratamiento

Una parte de la radiación suministrada a un paciente en una sala de tratamiento radioterapéutico, se esparce en varias direcciones dentro del bunker. A esta radiación se le conoce como radiación dispersada. Por otro lado, la radiación que escapa de la carcasa del cabezal, que es donde se encuentra el acelerador lineal, se le conoce como radiación de fuga. En conjunto se les hace referencia como radiación externa.

Usualmente la protección radiológica se divide en: la protección a la radiación externa y la protección contra la contaminación interna que resulta de inhalar, ingerir o recibir radioactividad mediante el tacto.

La protección a la radiación externa para el personal que opera las fuentes radiactivas, depende en el diseño de la sala de tratamiento [6, 11].

### 2.5.1. Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE)

Son los trabajadores que se encuentran expuestos a la radiación, ya que utilizan o manejan fuentes radiactivas, en el área de la medicina [15].

### 2.5.2. Atenuación Exponencial

En un haz monoenergético de fotones que incide sobre un material con un volumen "x" y con un detector al otro extremo, como se muestra en la Figura 2.12; los fotones serán absorbidos o interactuarán con las moléculas del material y por lo tanto, los que llegan al detector son los que no sufren interacciones.

La probabilidad por unidad de longitud de que un fotón no llegue al detector, se le conoce como *coeficiente de atenuación lineal* ( $\mu$ ) del absorbente,

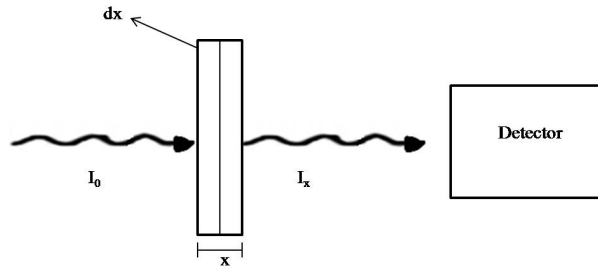


FIGURA 2.13: Atenuación exponencial

el cual depende del tipo de radiación que se considere. En el Cuadro 2.2 se muestran algunos coeficientes de atenuación lineal de diferentes materiales a ciertas energías.

Si un haz monoenergético con cierta intensidad ( $I_0$ ) atraviesa un medio de espesor  $x$ , la disminución de la intensidad del haz emergente ( $I_x$ ) se obtiene de la ecuación:

$$I_x = I_0 e^{-\mu x} \tag{2.17}$$

Esta ecuación es de gran utilidad en el diseño de las salas de radioterapia, para el cálculo del grosor de las paredes que atenúan fotones a una energía dada [16].

Energía (MeV)	Agua	Hormigón	Aluminio	Hierro	Plomo
0.5	0.0966	0.204	0.227	0.651	1.64
1	0.0706	0.149	0.166	0.468	0.776
2	0.0493	0.105	0.117	0.333	0.518
3	0.0396	0.0853	0.0953	0.284	0.477
4	0.0339	0.0745	0.0837	0.259	0.476
5	0.0301	0.0674	0.0761	0.246	0.483
8	0.0240	0.0571	0.0651	0.232	0.520
10	0.0219	0.0538	0.0618	0.231	0.554

CUADRO 2.2: Coeficientes de atenuación lineal ( $cm^{-1}$ ) (Tomado de Glasstone, S. y Sesonske, A. 1990. p. 60).

### 2.5.3. ALARA

Es un término utilizado en la protección radiológica, el cual consiste en mantener las exposiciones a la radiación por debajo de los límites reglamentarios, para la seguridad pública y del POE.

Los tres principios básicos de ALARA son:

1. Tiempo.

Con el fin de tener un control del entorno de la sala de tratamiento, se define la siguiente relación:

$$D = \dot{D}t \tag{2.18}$$



La cual señala que la dosis acumulada ( $D$ ) es proporcional a la tasa de dosis ( $\dot{D}$ ), por lo que limitando el tiempo de exposición ( $t$ ), la dosis será menor [9].

Se puede reducir el tiempo de exposición de diversas formas, por ejemplo, teniendo una buena coordinación en las tareas que efectúa el POE, para que se realicen en el menor tiempo posible y sea así, mínimo el tiempo de exposición.

El decaimiento radiactivo en relación con el tiempo está representado por:

$$A(t) = A(0)e^{-\lambda t} \quad (2.19)$$

Donde:

$A$  = Actividad de la fuente.

$\lambda$  = Constante de desintegración del material radiactivo.

$t$  = Tiempo de decaimiento.

Como la dosis es proporcional a la actividad de la fuente, tenemos que  $D = kA$ , por lo cual al aumentar el tiempo de decaimiento disminuye la dosis.

Si se aplaza el uso del reactor y se dejan de emitir haces, se permite que los radionúcleidos de vida corta decaigan, por lo que se reduce la exposición a la radiación en el POE.

## 2. Distancia.

La variación de la dosis respecto a la distancia está dada por la ley del inverso del cuadrado ("La intensidad de la radiación es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre la fuente y el objeto"):

$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2} \quad (2.20)$$

Donde:

$C_1$  = Cantidad de radiación en la superficie 1.

$C_2$  = Cantidad de radiación en la superficie 2.

$d_1$  = Distancia entre la fuente y la superficie 1.

$d_2$  = Distancia entre la fuente y la superficie 2.

Cuando una persona se acerca a la fuente, la tasa de dosis aumenta y va disminuyendo conforme se aleja de la fuente. Esto se debe a que conforme aumenta la distancia, la radiación emitida se va distribuyendo sobre un área mayor, es decir, si se coloca un objeto al doble de una distancia determinada, a la fuente, la radiación a esa distancia será una cuarta parte con respecto a la distancia inicial; si se coloca al triple de la distancia a la fuente, la radiación será una novena parte y así sucesivamente. En la protección radiológica se recomienda que la distancia entre la fuente y el POE no sea menor a 2m [6].

Por lo cual, la exposición a la radiación disminuye mientras la distancia a la fuente aumente, para ello, se debe considerar lo siguiente:

- Para fuente puntual.

$$D_{punto} = \frac{k_{punto}}{r^2} \quad (2.21)$$

- Para fuente de línea.

$$D_{linea} = \frac{k_{linea}}{r} \quad (2.22)$$

- Para fuente de disco.

$$D_{disco} = k_{disco} \ln\left(\frac{r^2 + R^2}{r^2}\right) \quad (2.23)$$

- Para fuente superficial.

$$D_{sup} = k_{sup} \ln\left(\frac{r^2 + R^2}{r^2}\right) \quad (2.24)$$

Donde:

$K$ = Una constante particular para cada geometría.

$R$ = Radio del disco o superficie [9].

### 3. Blindajes.

Los blindajes son un método eficiente para reducir la exposición a la radiación. Estos se dividen en:

- Barreras primarias: Son las partes de la habitación de tratamiento, como paredes, techo, piso; que reciben directamente los haces principales de los aceleradores lineales que giran en dos posiciones de forma horizontal.

Para las barreras primarias es importante considerar la carga de trabajo, que es una medida del tiempo de trabajo, del equipo para radioterapia y de la cantidad de uso que se le da. La carga de trabajo depende del número de pacientes por semana y del voltaje promedio por sesión, entre otros aspectos. Sus unidades son mA.min ó Gy/semana y se expresa como:

$$WU = Dt \quad (2.25)$$

Donde:

$D$ = Potencia de kerma (en aire) en la dirección del haz y la posición del isocentro.

$t$ = Tiempo efectivo de irradiación en la semana.

- Barreras secundarias: Son las paredes, superficies, techo, etc., que restan. Estas protegen de la radiación de fuga y la radiación dispersada y por lo tanto es necesario calcular su espesor [11].

Algunos de los materiales que se pueden utilizar para fabricar las barreras primarias y secundarias, se muestran a continuación en el Cuadro 2.3:

Materiales	Densidad ( $\frac{kg}{m^3}$ )
Ladrillo	1920
Concreto	2370
Cristal	2580
Acero	7849
Plomo	11340

CUADRO 2.3: Materiales para la construcción de blindajes (Tomado de Cherry, P. y Duxbury, A., 2009. p. 236).

Es importante diferenciar entre las barreras primarias y secundarias, ya que las primarias deben tener un mayor espesor para atenuar los haces principales y las barreras secundarias pueden tener un espesor más delgado, con el fin de ahorrar dinero en la construcción del bunker.

En la Figura 2.13 se muestra una sala de tratamiento, donde se especifican las barreras primarias y secundarias.

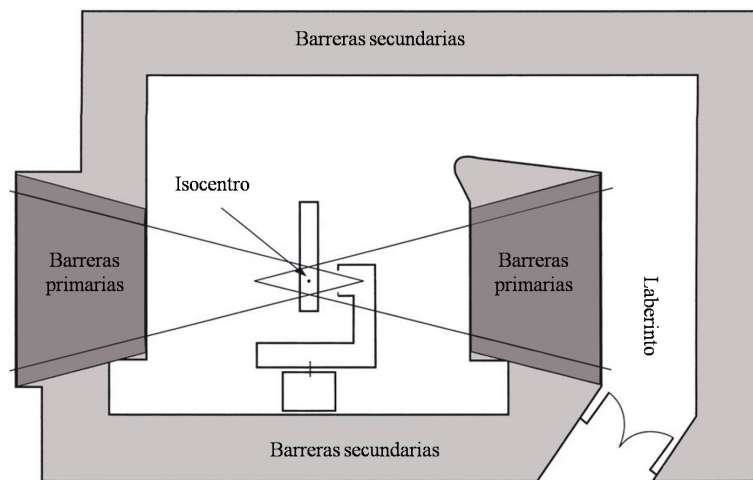


FIGURA 2.14: Diseño de las barreras de un bunker. (Tomado de Cherry, P. y Duxbury, A., 2009. p. 235).

#### 2.5.4. Características de una Sala de Tratamiento

Los aspectos más importantes a considerar de una sala de tratamiento son:

- Entrada de la sala: Si bien la entrada a la sala de tratamiento debe estar diseñada para atender casos clínicos de emergencia, para atenuar la radiación de escape a través de esta, debe contar con un "laberinto", como se representa en la Figura 2.13. En algunos casos, para tratamientos a energías bajas, sólo es necesario contar con una puerta blindada.

- Ubicación de la sala de tratamiento: Al ubicar una sala de tratamiento se deben considerar los lugares que se encuentran alrededor y su concurrencia. Lo recomendable es la instalación de salas de tratamiento contiguas, que compartan barreras primarias o secundarias. Las habitaciones circundantes deben ser blindadas, por ello, usualmente la sala de tratamiento se coloca en el sótano de un edificio. Otra forma es colocar el bunker solo, es decir, en un edificio independiente; de esta forma no es necesario tomar en cuenta el blindaje de techos y suelos.
- Unidad de control: Esta se encuentra afuera de la sala de tratamiento, ya que los operadores deben entrar frecuentemente a la misma y controlar la maquina de radioterapia, al mismo tiempo que la monitorean.
- Características añadidas de seguridad: Las áreas controladas deben tener señales de advertencia, luces de advertencia, y una alarma auditiva. También deben contar con un sistema de bloqueo, el cual asegura que el paciente sea la única persona adentro de la sala al suministrar la dosis de radiación, de lo contrario se activará para suspender el tratamiento [12, 11].

## 2.6. Protección Radiologica

El principal objetivo de la protección radiológica es evitar la generación de cáncer y modificaciones genéticas, causadas por la exposición radiológica y como consecuencia a la ruptura o daño al ADN. A la medición de la cantidad de daño en el ADN en una población expuesta a la radiación, se le conoce como dosis colectiva y se representa con la suma de las dosis equivalentes recibidas por cada individuo de una población.

$$S = \sum_i n_i H_i \quad (2.26)$$

Donde:

$S$ = Dosis colectiva (person-Sv).

$n_i$ = Número de individuos.

$H_i$ = Dosis equivalente (rem).

Una dosis colectiva dada tendrá los mismos efectos perjudiciales a la salud sin importar el número de la población y la distribución de la dosis [6].

### 2.6.1. Organizaciones que Establecen las Normas de Protección Radiológica

Desde el comienzo del uso de la radiación en la medicina, se sugirieron normas de seguridad radiológica, reguladas por diversas organizaciones. Actualmente destacan las siguientes:

- International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Fue creada en 1925 con los objetivos: 1) crear estándares en las cantidades y unidades de radiación y radioactividad, 2) asegurar

que los procedimientos para las mediciones y uso médico de la radiación sean adecuados y 3) verificar los datos físicos necesarios en la aplicación de estos procedimientos.

- International Commission on Radiological Protection (ICRP): Esta organización fue creada en 1925 con el nombre de International Congress of Radiology, cambiando en 1950 su nombre a ICRP. Esta se encarga de la prevención a los efectos perjudiciales de la radiación, en el área clínica. El presente escrito se basa en los lineamientos del ICRP.

### 2.6.2. Sistema de Limitación de la Dosis

El sistema de limitación de la dosis del ICRP se basa en:

1. Justificación: Únicamente se introducirán aquellas prácticas que tengan un beneficio totalmente positivo.
2. Optimización: Las exposiciones deben mantenerse lo más bajas posibles, tomando en cuenta la implementación de los factores económicos y sociales, en ALARA. Por lo cual, es altamente recomendable el análisis de costo-beneficio para la protección radiológica del POE.
3. Limitación de la dosis: La dosis equivalente de un individuo debe sujetarse a los límites establecidos por la organización.

### 2.6.3. Criterios de Seguridad Radiológica del ICRP

Existen tres categorías en la exposición radiológica:

1. Las personas que se encuentran expuestas a la radiación ionizante en el transcurso de su trabajo (POE). Esta a su vez se divide en dos subcategorías:
  - Mujeres embarazadas.
  - El resto del POE.
2. El público en general.
3. La exposición médica; la cual es la radiación terapéutica para los pacientes.

### Exposición Ocupacional

Para la exposición del POE se recomiendan los siguientes límites:

1. 0.5 Sv para todos los tejidos excepto para los ojos.
2. 0.15 Sv para los ojos.
3. En su publicación 26, el ICRP establece como dosis efectiva máxima 50 mSv en un año, que incluye tanto la dosis de radiación externa como la interna. Posteriormente en 1990, en su publicación 60, el ICRP recomienda como dosis efectiva máxima 20 mSv por año, siendo en un periodo de 5 años la dosis máxima 100 mSv. Por lo cual, tomando en cuenta 50 mSv como dosis máxima permitida en un año, el resto de la dosis permitida deberá ser distribuida en los 4 años posteriores [6].

A continuación se muestran los límites de dosis para el POE y el público en general.

Aplicación	Ocupacional	Público
Cuerpo completo	20 mSv por año	1 mSv en un año
Ojos	150 mSv por año	15 mSv en un año
Piel	500 mSv por año	50 mSv en un año
Manos y pies	500 mSv por año	—

CUADRO 2.4: Límites de Dosis ICRP 60. (Tomada de Cember, H., 1996. p. 291)

## 2.7. Método Monte Carlo y Código MCNPX

### 2.7.1. Método Monte Carlo

Surgió en el año 1944, siendo nombrado así por la ciudad de Montecarlo en Mónaco, conocida como “la capital del juego de azar”, debido al uso recreativo de la ruleta, un juego de azar que genera resultados aleatorios.

El Conde de Buffon fue el primero en proponer el uso del método de Monte Carlo para calcular la probabilidad de lanzar una aguja en varias hojas de lámina. Más tarde, Laplace sugirió utilizar este método para calcular el valor de  $\pi$ . Los precursores en el desarrollo informático del método Monte Carlo fueron Neumann y Ulam, quienes lo introdujeron en la época moderna durante el inicio del desarrollo de las armas termonucleares, haciendo multitudinario el nombre de Monte Carlo. Específicamente, aplicaron el método en el problema del cálculo de la propagación de neutrones en un material.

El método Monte Carlo es una solución numérica a un determinado problema, que modela la interacción de un objeto con otro objeto o con su entorno. Utiliza la simulación de variables aleatorias para resolver problemas matemáticos y se usa tanto para el análisis, como para la verificación de los experimentos.

Permite modelar interacciones microscópicas, que se llevan a cabo desde un ordenador y puede ser utilizado en diversos modelos de la física de radiación. Se emplea en la dosimetría, la radioterapia y en el transporte de fotones a través de materiales (transporte de radiación). Cuando se hace referencia a la dosis de exposición, se puede utilizar el método Monte Carlo para calcular la cantidad de energía acumulada en un lugar determinado.

En las ciencias exactas, el método Monte Carlo se puede emplear para verificar las teorías de interacciones microscópicas, ya que puede predecir la trayectoria de partículas como fotones o electrones, por detectores u otros materiales. Por medio de procesos aleatorios se conoce la probabilidad de que se creó una partícula (fotón, electrón, etc.), así como su energía, posición y dirección inicial. Además, se calcula la distancia libre media que recorre la partícula antes de sufrir alguna interacción y se puede conocer el

tipo de interacción que sufrirá la partícula (efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción por pares, etc.) y la dirección y energía de las partículas secundarias [17].

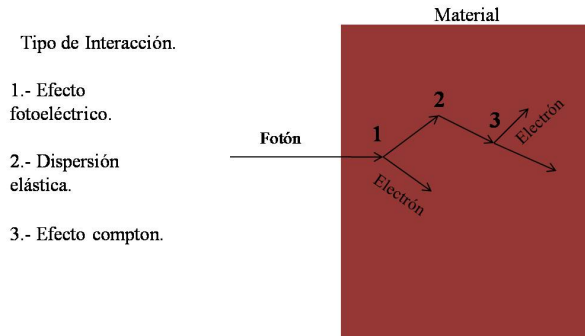


FIGURA 2.15: Trayectoria de una partícula a través de un material.

### Teoría de la Probabilidad Elemental

La función de distribución de probabilidad  $p(x)$ , es una medición de la probabilidad de observar a  $x$ . Donde  $x$  puede ser la posición que tiene una partícula después de sufrir alguna interacción.

Algunas propiedades especiales de  $p(x)$  son:

- Se define positiva  $p(x) \geq 0$ , las probabilidades negativas no tienen ningún significado físico.
- Se integra y normaliza de la siguiente forma:

$$\int_{x_{min}}^{x_{max}} p(x) \cdot dx \tag{2.27}$$

- $x_{max}$  y  $x_{min}$  deben cumplir con  $-\infty < x_{min} < x_{max} < \infty$  [17].

### Función de Distribución

La función de distribución  $c(x)$  está asociada a la distribución de probabilidad y se define como la suma de las probabilidades de cada  $x_i$ .

$$\int_a^x p(x') \cdot dx' \tag{2.28}$$

Al igual que  $p(x)$ , se define positiva  $c(x) \geq 0$  [17].

#### 2.7.2. Código MCNPX

Es un código de Monte Carlo de transporte de radiación, que rastrea diferentes partículas a través de diferentes rangos de energía. El código cuenta con varias aplicaciones, de las cuales las principales son las siguientes:

- En la investigación de las fuentes de energía utilizadas por el acelerador.

- En dosimetría, donde se utilizan altas energías y la detección de neutrones.
- En el área de Física Médica, especialmente las terapias basadas en neutrones y protones.
- En el diseño de blindajes para la instalación de aceleradores.
- En la detección de materiales radiactivos.
- En el diseño de experimentos de neutrinos.

MCNPX puede facilitar la elaboración de un proyecto o investigación, así como ayudar a generar ideas para crear aplicaciones para la solución a un problema u objetivo planeado [18].

### Archivo de Entrada INP

El archivo INP es el que describe el problema que se debe ejecutar, contiene las especificaciones de la geometría, la descripción de los materiales, la localización y características de la fuente y cualquier técnica utilizada para mejorar la eficiencia. Para la simulación de aceleradores de partículas, también se requieren las especificaciones de la fuente, con el fin de especificar el tipo de partículas del haz y la energía de este [18].

Las unidades de medida utilizadas en MCNPX son:

- Longitud (cm).
- Energía (Mev).
- Temperatura en Mev (KT).
- Densidad atómica ( $m_a/V_a$ ).
- Densidad de masa ( $g/cm^3$ ).
- Secciones transversales ( $g/cm^3$ ).

### Formatos de Tarjetas

Una línea en el archivo de entrada se conoce como una tarjeta. Únicamente se permiten 80 columnas en las líneas de entrada. Los caracteres alfabéticos que contienen las líneas de entrada pueden ser mayúsculos ó minúsculos.

Para dar como terminado un bloque y limitar uno entre otro se utiliza una línea en blanco. Los datos de entrada se separan por uno o más espacios en blanco.

Los tipos de tarjetas son:

- Tarjeta de mensaje: Esta tarjeta es opcional. Es el único medio para dar un mensaje de ejecución al programa y termina con una línea en blanco, antes de la tarjeta de título.



- Tarjeta de título: Se coloca después de la tarjeta de mensaje. Esta tarjeta puede contener cualquier información que se desee colocar.
- Tarjetas de comentarios: Pueden utilizarse en cualquier parte del archivo. Debe colocarse una C seguido por un espacio en blanco.
- Tarjetas de datos (celda y superficie): En una tarjeta de celdas la primera entrada es el número de celda que se asigne. La segunda entrada es el número del material de la celda; si esta celda no tiene ningún material se introduce un cero. Las subsecuentes entradas incluyen las especificaciones de la geometría.

En la tarjeta de superficie, la primera entrada debe ser en número de superficie asignado. La segunda entrada indica el tipo de superficie (plano, circunferencia, etc.) [18].

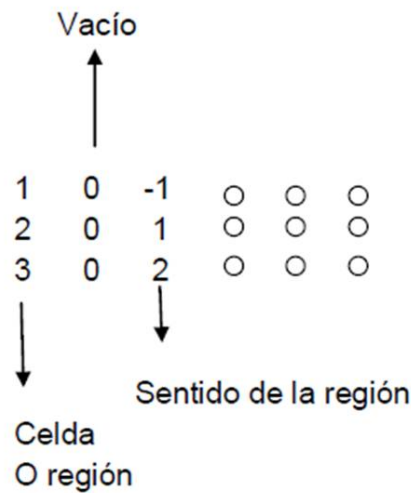


FIGURA 2.16: Ejemplo de las entradas en una tarjeta de celda.

### Especificaciones de la Geometría

La superficie donde se traza la figura se divide en dos regiones, que dependen de la dirección y presentan signo positivo o signo negativo.

Se define  $S = f(x, y, z) = 0$  como la ecuación de una superficie (pewitz).

En las especificaciones de la geometría es necesario utilizar diferentes tipos de operadores:

- Operador de intersección: Este es un espacio en blanco entre dos números de la superficie.
- Operador de unión: Esta dado por (:)
- Operador complemento: Esta dado por (#) y es un método abreviado que implícitamente utiliza los operadores de intersección y unión.

**Partículas**

Para las tarjetas de entrada se requiere designar el tipo de partícula que se empleará. Para designar el tipo de partícula se debe colocar el nombre de la tarjeta seguido de dos puntos (:), para finalizar con el símbolo o número de partículas o en cuyo caso el número IPT.

Los símbolos para designar el tipo de partícula, se muestran en el Apéndice A.

**Tarjeta Tally**

Se utiliza para especificar el tipo de información que se desea obtener con el Cálculo Montecarlo, por ejemplo: el flujo promedio a través de una superficie, la energía promedio depositada en una celda, etc. Esta información es solicitada mediante la combinación de varias tarjetas. Los tipos de Tally se muestran en el Apéndice B [18].

## Capítulo 3

# Metodología

### 3.1. Método Experimental

En el siguiente apartado se describen los instrumentos utilizados y el método experimental llevado a cabo.

#### 3.1.1. Instrumentos de Medición

##### Cámara de ionización semiflex

Es un instrumento que contiene un gas, en este caso aire, en un recipiente con dos electrodos separados a cierta distancia, a los que se les aplica un determinado voltaje. Cuando las partículas ionizantes llegan al gas se genera un par ion-electrón. Así, las cargas obtenidas se moverán hacia el electrodo del signo contrario. De esta forma se mide la carga recogida por los electrodos, es decir, la cantidad de carga positiva o negativa recolectada en sus respectivos electrodos [19].

La cámara de ionización sirve para medir la dosis absorbida en un medio. En el Cuadro 3.1 se muestran las características de la cámara ionizante utilizada.



FIGURA 3.1: Cámara de ionización semiflex

Paárametro	Características
Marca	PTW
Modelo	31010
Serie	004778
Volumen sensible	0.3 cm <sup>3</sup>

CUADRO 3.1: Características de la cámara de ionización semiflex

### Electrómetro

Es un instrumento que se encarga de medir la carga eléctrica o diferencia de potencial eléctrico. El electrómetro se conecta a la cámara de ionización, de esta forma se mide la corriente o carga recolectada por la cámara. Los principales parámetros del electrómetro utilizado se presentan en el Cuadro 3.2 [19].



FIGURA 3.2: Electrómetro

Paárametro	Características
Marca	PTW
Modelo	T10022
Serie	000236
Frecuencia de alimentación	50-60 Hz
Voltaje	100-240 V

CUADRO 3.2: Características del electrómetro

### Placas de agua sólida

Se utilizaron 15 placas de agua sólida como "maniquí", el cual simula a un paciente, con el fin de calcular la radiación dispersa, dentro y fuera de la sala de tratamiento.

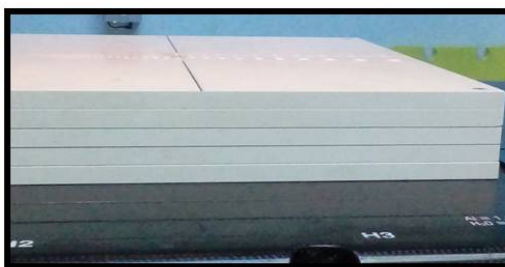


FIGURA 3.3: Placas de agua sólida

### Barómetro Digital

Se utilizan para medir la temperatura, presión, humedad relativa, velocidad del aire, etc [19].



FIGURA 3.4: Barómetro digital

Paárametro	Característica
Marca	Lufft
Modelo	OPUS 20

CUADRO 3.3: Características del barómetro digital

### Contador Geiger-Muller

Emplea un cátodo con forma de cilindro y un ánodo en forma de hilo metálico. El campo eléctrico es lo suficientemente intenso en el ánodo para alcanzar la zona geiger, en la cual, la producción de un par ion-electrón provoca una avalancha de ionizaciones secundarias. El contador Geiger-Muller detecta a las partículas con carga o sin carga y mide la energía de los eventos ionizantes, bajo la condición de que la partícula libere su energía en el volumen sensible del contador [19].

Para medir la radiación dispersa y de fuga, fuera de la sala de tratamiento, se utilizó un contador Geiger-Muller, cuyas características se muestran en el Cuadro 3.4.



FIGURA 3.5: Contador Geiger-Muller

Paárametro	Características
Marca	LUDLUM
Modelo	9DP
Serie	25003911

CUADRO 3.4: Características del contador Geiger-Muller

**Fuente**

Para llevar a cabo la cálculo de la radiación dispersa y de fuga, se utilizó un acelerador lineal con una energía de 6 MV, cuyas características se muestran en el Cuadro 3.5.



FIGURA 3.6: Acelerador lineal (LINAC)

Paárametro	Característica
Tipo	LINAC IX
Marca	VARIAN
Modelo	IX Rapid Arc
Serie	IX
Haz de fotones	6 MV
Haz de electrones	6, 9, 15 MeV
Tamaño de campo	40 x40
Tasa de dosis	300 UM/min

CUADRO 3.5: Características del acelerador lineal

### 3.1.2. Dosimetría en el Maniquí

El siguiente procedimiento se realizó con el fin de comparar los resultados obtenidos experimentalmente en una sala de tratamiento de un hospital de oncología, con los obtenidos por la simulación realizada en el presente trabajo y descrita en la Sección 3.2.

Se midió la dosis absorbida por un paciente en la sala de tratamiento 1 del hospital, utilizando 15 placas de agua sólida de 1 cm de ancho, como maniquí, como se muestra en la Figura 3.7.

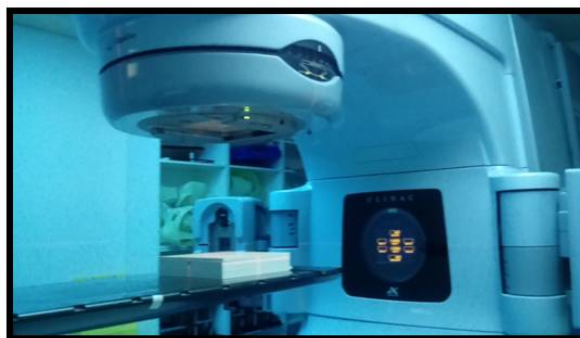


FIGURA 3.7: Maniquí de placas de agua sólida sobre la mesa de tratamiento

Se alinearon las placas de agua sólida en el centro de la mesa de tratamiento, a una distancia de 100 cm con respecto a la fuente. En el diámetro central, de 1.3 cm, de las placas agua sólida, se colocó la cámara de ionización semiflex para obtener la dosis absorbida, como se muestra en la Figura 3.8. Posteriormente, se conectó la cámara de ionización al electrómetro para realizar las mediciones. Finalmente, se midió la temperatura de la sala de tratamiento, la cual fue de  $17,6^{\circ}\text{C}$  y la temperatura del maniquí, que fue de  $17,10^{\circ}\text{C}$ , antes de emitir el haz.



FIGURA 3.8: Sistema de medición compuesto de las placas de agua sólida y la cámara de ionización semiflex

Para llevar a cabo las mediciones, se consideraron los siguientes parámetros del haz:

Parámetro	Valor
Tamaño de campo de radiación	40 x 40
Disparos de Rayos-X	6 MV
Posición del gantry	0°
Tasa de dosis	300 UM/min
Tiempo de disparo	Superior al tiempo de respuesta del detector

CUADRO 3.6: Parámetros utilizados durante la medición de la dosis absorbida

Los datos del Cuadro 3.6 se deben especificar en el servidor de la sala de control, como se muestra en la Figura 3.9.

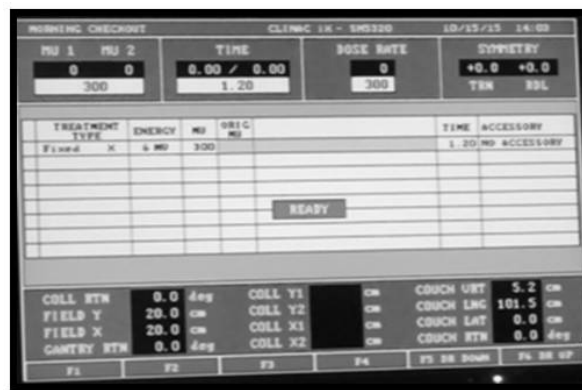


FIGURA 3.9: Servidor donde se ingresa el tamaño de campo, la energía y el tipo de haz, la tasa de dosis y el tiempo de disparo

Posterior a la emisión del haz, se midió la temperatura de la sala de tratamiento, que disminuyó a 17,2°C y la temperatura del maniquí, la cual aumentó a 17,70°C.

Para convertir los resultados obtenidos en carga pC a dosis absorbida en Gy, se utiliza la ecuación de dosis absorbida en agua  $D_w$ :

$$[D_w] = [N]_{patron} \cdot M_{patron} \cdot k_{PT} \cdot k_{POL} \cdot k_s \cdot k_{el} \quad (3.1)$$

Donde:

$[N]_{patron}$  = Factor de calibración de la cámara de ionización.

$M_{patron}$  = Lectura del patrón obtenido en carga.

$k_{PT}$  = Factor de corrección por densidad en el aire.

$k_s$  = Factor de corrección por recombinación.

$k_{POL}$  = Factor de corrección por polaridad.

$k_{el}$  = Igual a 1.



### 3.1.3. Contribución de la Radiación Dispersa y de Fuga, Dentro de la Sala de Tratamiento

Utilizando el mismo arreglo, de las 15 placas solidas a 100 cm de la fuente, como dispersor, se midió la contribución de la radiación dispersa y de fuga, dentro de la sala de tratamiento.

La cámara de ionización semiflex se colocó en las cuatro paredes internas de la sala de tratamiento, a una altura de 1 m con respecto al piso, como se muestra en la Figura 3.10.

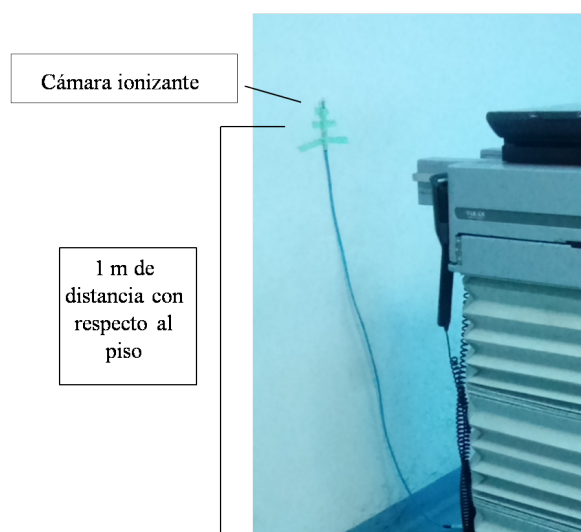


FIGURA 3.10: Cámara de ionización semiflex fijada a una pared de la sala de tratamiento, a 1 m de distancia con respecto al piso

Es importante mencionar que para realizar las mediciones dentro de la sala de tratamiento, se colocó el “capuchón” de la cámara de ionización, ya que es recomendable debido a que es un instrumento muy sensible.

Las mediciones en las paredes de la sala de tratamiento se llevaron a cabo en el siguiente orden:

1. Se colocó el dispersor, que simula al paciente, es decir, el arreglo de las 15 placas en el centro de la mesa de tratamiento a 100 cm de distancia con respecto a la fuente.
2. Se colocó la cámara de ionización en el centro de la pared izquierda (Punto 1), con respecto a la puerta de entrada a la sala de tratamiento. Posteriormente, se emitió el haz de rayos-x con una energía de 6 MV y se realizaron las mediciones necesarias con el electrómetro.
3. En el centro de la pared derecha (Punto 2), se colocó la cámara de ionización, se emitió el haz con la misma energía y se realizaron las mediciones correspondientes.
4. Se repitió el mismo procedimiento en la pared frontal (Punto 3) y se obtuvieron los datos correspondientes.

5. Por último, se repitió el procedimiento en la pared trasera (Punto 4) y se midió de igual manera, la radiación dispersa y de fuga.

Se muestra a continuación un esquema de los puntos de medición de la sala de tratamiento.

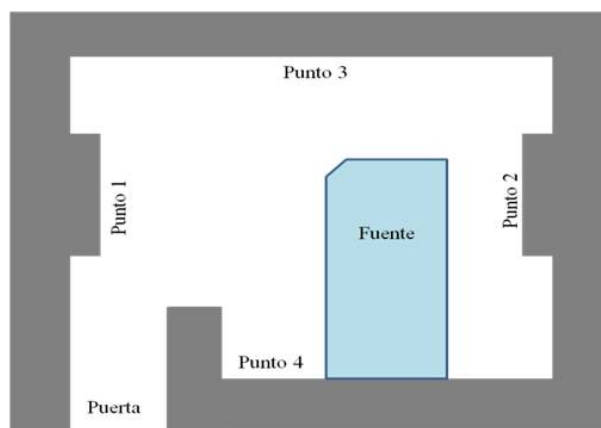


FIGURA 3.11: Esquema de los puntos de medición, donde se colocó la cámara de ionización, dentro de la sala de tratamiento

Los parámetros utilizados fueron:

Parámetro	Valor
Tamaño de campo de radiación	40 x 40
Disparos de Rayos-X	6 MV
Posición del gantry	0°
Tasa de dosis	300 UM/min
Tiempo de disparo	Superior al tiempo de respuesta del detector

CUADRO 3.7: Parámetros utilizados en la medición de la radiación dispersa y de fuga, dentro de la sala de tratamiento

Por último, utilizando la Ecuación 3.1, se realizaron los cálculos correspondientes para convertir los resultados de exposición obtenidos en carga pC, a dosis absorbida en Gy.

### 3.1.4. Contribución de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento

Una vez realizados los cálculos de la radiación dispersa y de fuga, dentro de la sala de tratamiento, se procedió a efectuar las mediciones, fuera de la misma.

Se utilizó como medio dispersor, el mismo arreglo de placas de agua sólida a 100 cm de distancia con respecto a la fuente.

Con el uso del contador Geiger-Muller, se midió la radiación de fuga en mR/h, fuera de las paredes de la sala de tratamiento, como se muestra en la Figura 3.12. Este procedimiento se llevo a cabo de dos formas:

1. A contacto, es decir, a una distancia de 5 cm entre el contador Geiger-Muller y la pared.
2. A distancia, establecida en 1 m entre el contador Geiger-Muller y la pared.



FIGURA 3.12: Medición a distancia de la radiación, fuera de la sala de tratamiento, utilizando el contador Geiger-Muller

Las zonas donde se midió la radiación y que se muestran en la Figura 3.13, fueron las siguientes:

- Sala de control: Puerta, Extremo izquierdo del muro, Punto medio del muro y Extremo derecho del muro.
- Pared izquierda.
- Pared derecha.
- Pared de los controladores.

Los parámetros que se utilizaron en las mediciones, fueron:

Parámetro	Valor
Tamaño de campo de radiación	40 x 40
Disparos de Rayos-X	6 MV
Posición del gantry	0°, 90°, 180°, 270°
Tasa de dosis	300 UM/min
Tiempo de disparo	Superior al tiempo de respuesta del detector

CUADRO 3.8: Parámetros utilizados en la medición de la radiación dispersada y de fuga, fuera de la sala de tratamiento

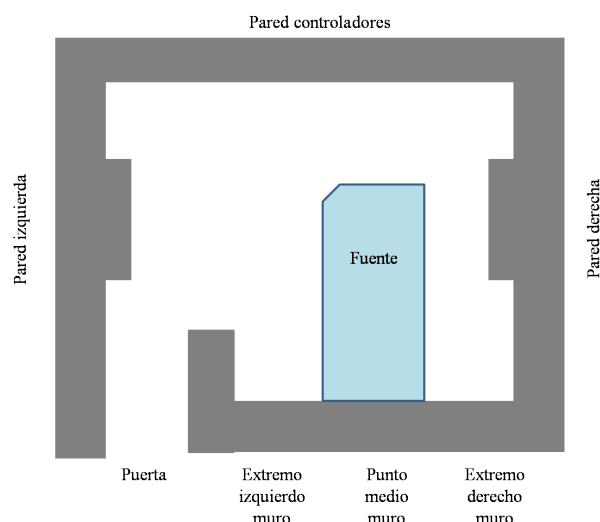


FIGURA 3.13: Esquema de los puntos de medición de la contribución de la radiación dispersa y de fuga, fuera de la sala de tratamiento

Se utilizó la Ecuación 2.8 para convertir en dosis absorbida (mSv) los resultados obtenidos.

## 3.2. Cuantificación por Simulación Monte Carlo

Se modeló una sala de tratamiento real de un hospital, por medio de un input (código de entrada), para calcular la energía depositada dentro y fuera de la sala de tratamiento. Posteriormente, se modificó el input, cambiando los materiales que componen a las paredes considerando diferencias entre barreras primarias y secundarias, de tal forma que la energía fuera de la sala de tratamiento modificada estuviera dentro de los mismos parámetros, que los de la sala de tratamiento real, con el fin de comparar costos entre la sala real y la modificada, para tratar de reducir el costo de las construcciones.

Por último, se realizó un input, donde se aumento la distancia entre la fuente y las paredes de la sala de tratamiento, para reducir el espesor de las mismas, también con el fin de reducir costos en la construcción de la sala de tratamiento y analizar las variaciones de energía depositada, en comparación con las simulaciones realizadas anteriormente.

### 3.2.1. Elaboración del Input de una Sala Típica para Radioterapia por MCNPX

Utilizando el código MCNPX 2.6, se simuló una sala de tratamiento real para radioterapia con rayos-X, considerando los siguientes aspectos:

1. Una fuente mono energética de 2 MeV (energía promedio de un espectro de rayos-X generados con un MV de 6MV).
2. Carga de trabajo.
3. Factores de uso.

4. Materiales de construcción de las barreras primarias y secundarias.
5. Distancias de la fuente a las áreas ocupadas por individuos.
6. Niveles de radiación.

El material utilizado en las barreras primarias y secundarias es el concreto y para la puerta de la sala de tratamiento se utilizó madera. Como medio dispersor, se realizó una geometría en forma de elipse, elaborada de agua, simulando a un paciente. En la Figura se muestra un esquema de los materiales utilizados en la simulación.

Para realizar el cálculo de la energía depositada por la radiación ionizante, se colocaron detectores dentro y fuera de la sala de tratamiento.

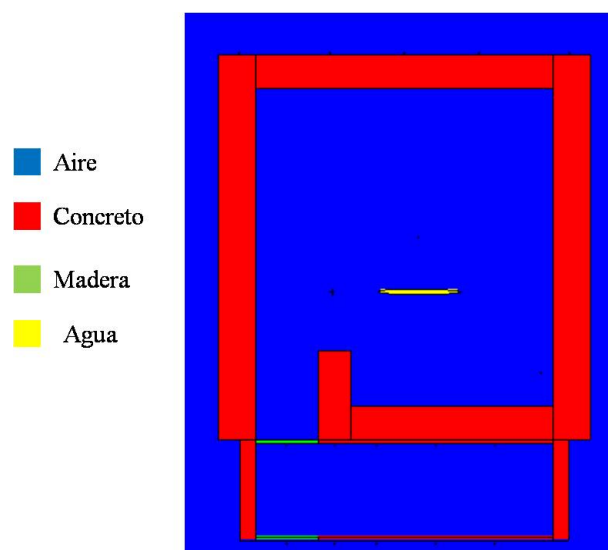


FIGURA 3.14: Materiales utilizados en la simulación

El input está dividido en tres partes. La primera parte cuenta con 660 celdas. La segunda parte, que contiene 59 superficies, indica el tipo de geometrías, como planos, elipses, esferas, etc. La última parte del input contiene lo siguiente:

- La energía de la fuente, indicada en 2 MeV.
- La ubicación de la fuente.
- El tipo de partículas, de las cuales se eligieron fotones (p) y electrones (e).
- La tally, la cual se eligió \*f8, debido a que indica la cantidad de energía depositada en las celdas indicadas (MeV).
- El número de partículas con las que se llevará a cabo la simulación, que para este caso se eligieron 200 millones de historias.

Por último, se compararon las energías de los detectores de la simulación, con los resultados obtenidos experimentalmente.

### **3.2.2. Cambio de los Espesores y Materiales de las Paredes de la Sala de Tratamiento**

Se modificó la geometría y los materiales del input de la sala de tratamiento real, para optimizar el costo de construcción. Se redujo el grosor de las 4 paredes de concreto de la sala de tratamiento y se compensó en las barreras primarias, con la adición de plomo. Se utilizó la Ecuación 2.17, de atenuación exponencial, para pre-calculó el espesor de plomo que se debe colocar, para sustituir al concreto reducido.

Los parámetros de la fuente son los mismos que los especificados en la Sección 3.2.1.

Se realizó un análisis de costos de los materiales de la sala de tratamiento real y de los materiales que se utilizaron en las modificaciones descritas anteriormente, con el fin de determinar la diferencia de costos entre las dos salas de tratamiento. Las cantidades de energía medidas en las dos salas de tratamiento, también fueron consideradas.

### **3.2.3. Modificación de las Dimensiones de la Sala de Tratamiento para la Reducción de Costos**

Además, se modificaron las dimensiones de la sala de tratamiento real, aumentando la distancia entre las paredes de la sala de tratamiento y la fuente. De esta forma, se reflejó un cambio en la energía depositada en los detectores de la simulación, dentro y fuera de la sala de tratamiento. También se disminuyó el espesor de las paredes, debido al aumento de la distancia, con el fin de reducir costos en la construcción de la sala de tratamiento. Para realizar los cambios en las dimensiones de la sala de tratamiento, se utilizó la Ecuación 2.20, de la ley del inverso del cuadrado.

Los parámetros de la fuente son los mismos que los especificados en la Sección 3.2.1.

Se realizó una comparación de los resultados obtenidos a partir del input original y el modificado.

Finalmente, se realizó una comparación global de los costos en los tres casos y se eligió el cambio óptimo de la sala de tratamiento.

## Capítulo 4

# Resultados

### 4.1. Resultados Experimentales

#### 4.1.1. Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Dentro de la Sala de Tratamiento

En la Figura 4.1 se muestra un esquema de la sala de tratamiento, donde se indican los puntos donde se realizaron las mediciones para la radiación dispersa y de fuga, dentro de la sala de tratamiento, utilizando la cámara de ionización semiflex y el electrómetro, como se menciona en la Sección 3.1.1.

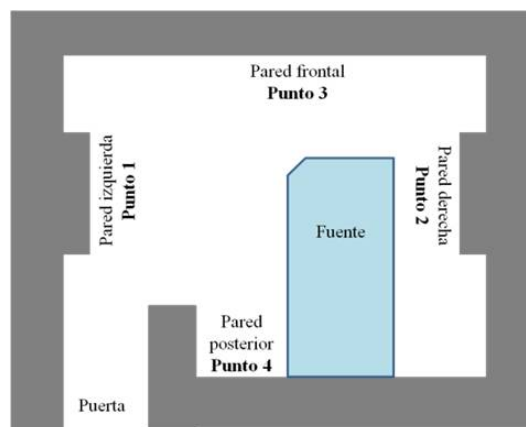


FIGURA 4.1: Esquema de los puntos de medición dentro de la sala de tratamiento

Los resultados obtenidos por medio del electrómetro, en pC (picocoulombs), se transformaron a mSv/año, utilizando la Ecuación 3.1 y realizando los cálculos correspondientes, como se muestra en el Cuadro 4.1.

Posición	Tasa de dosis absorbida (mSv/año)
Punto 1	10148.2612
Punto 2	12081.251
Punto 3	29478.15884
Punto 4	425.3227

CUADRO 4.1: Resultados experimentales de la medición de la radiación dispersa y de fuga, dentro de la sala de tratamiento, con un margen de error del 0.065 %

Es importante considerar que los datos fueron mostrados en función de un año, con el fin de compararlos con los obtenidos con la simulación Monte Carlo, sin embargo, estos se encuentran dentro de los límites establecidos para cada órgano, si se consideran en función de una sesión. Cabe resaltar que el presente trabajo está enfocado en la radiación dispersada y de fuga, fuera de la sala de tratamiento.

Como ya se mencionó, los resultados experimentales de la presente sección se compararon con los resultados obtenidos con la simulación Monte Carlo dentro de la sala de tratamiento, así como con la tasa de dosis absorbida obtenida fuera de la sala de tratamiento.

#### 4.1.2. Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento

Las mediciones obtenidas de la radiación dispersa y de fuga, fuera de la sala de tratamiento, se realizaron en las posiciones que se muestran en la Figura 4.2.

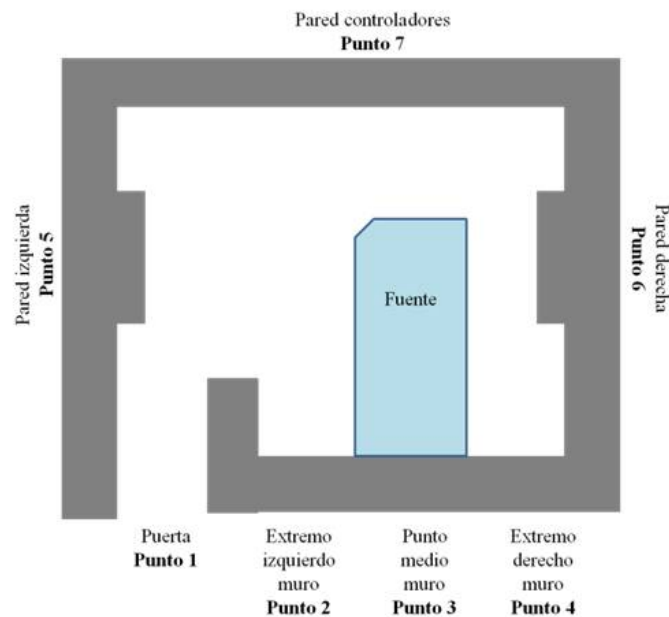


FIGURA 4.2: Esquema de los puntos de medición fuera de la sala de tratamiento

Las mediciones obtenidas con el contador Geiger-Muller en mR/h, se convirtieron a mSv/año. Igualmente, las mediciones se realizaron con el gantry a  $0^\circ$ , de dos formas: a distancia y a contacto. Los resultados se muestran en el Cuadro 4.2.



Área	Tasa de dosis absorbida (mSv/año)	
	Contacto	Distancia
Punto 1	945.204	219.7884
Punto 2	87.6876	37.5804
Punto 3	4.5552	7.85772
Punto 4	7.62996	10.8186
Punto 5	0.5694	0.261924
Punto 6	0.68328	0.5694
Punto 7	64.9116	45.552

CUADRO 4.2: Resultados experimentales de la medición de la radiación dispersa y de fuga, fuera de la sala de tratamiento, con un margen de error del 10 %

Los resultados obtenidos en el Punto 1, tanto a contacto como a distancia, no cumplen con los límites de protección radiológica, ya que la dosis máxima permitida para el POE, por el ICRP, es de 50 mSv por año y ésta se excede en más de 20 veces, sin embargo, no necesariamente ocurre en otras salas de tratamiento, por lo que a falta de una muestra mayor, se concluye que los resultados son exclusivos de ésta sala en particular. Lo mismo sucede en el Punto 2 y en el Punto 7, a contacto. Por ello, es necesario aumentar o cambiar el blindaje en estas áreas de la sala de tratamiento, con el fin de que no se exceda el límite establecido de 50 mSv por año.

Comparando los resultados del Cuadro 4.2 con los del Cuadro 4.1, se puede observar que la tasa de dosis absorbida fuera de la sala de tratamiento, en la pared de controladores (Punto 7), equivale al 0.220 % de la tasa de dosis absorbida dentro de la sala de tratamiento, en la pared frontal (Punto 3). Lo mismo ocurre para la pared izquierda (Punto 5), la pared derecha (Punto 6) y el extremo izquierdo muro (Punto 2), fuera de la sala de tratamiento; con respecto a la pared izquierda (Punto 1), la pared derecha (Punto 2) y la pared posterior (Punto 4), dentro de la sala de tratamiento; que equivalen al 0.00561 %, 0.00565 % y al 20.616 %, respectivamente. Indicando así, que sus materiales de construcción atenúan la radiación dispersa y de fuga de manera adecuada y por lo tanto se infiere que las mediciones fueron realizadas de manera correcta.

## 4.2. Resultados de la Simulación Monte Carlo

### 4.2.1. Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Dentro de una Sala de Tratamiento, Elaborada por MCNPX

Se calculó la radiación dispersa y de fuga, dentro de la sala típica de tratamiento, elaborada por MCNPX, con el fin de comparar los resultados con los obtenidos experimentalmente.

La Figura 4.3 muestra la sala de tratamiento realizada por MCNPX y las celdas o sitios donde se calculó la radiación dispersa y de fuga.

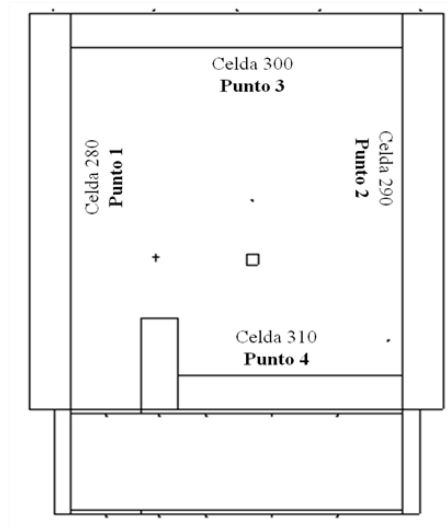


FIGURA 4.3: Esquema de los puntos de medición dentro de la sala de tratamiento elaborada por MCNPX

Los resultados obtenidos y su comparación con los resultados experimentales de la Sección 4.1.1, se muestran en la Figura 4.4.

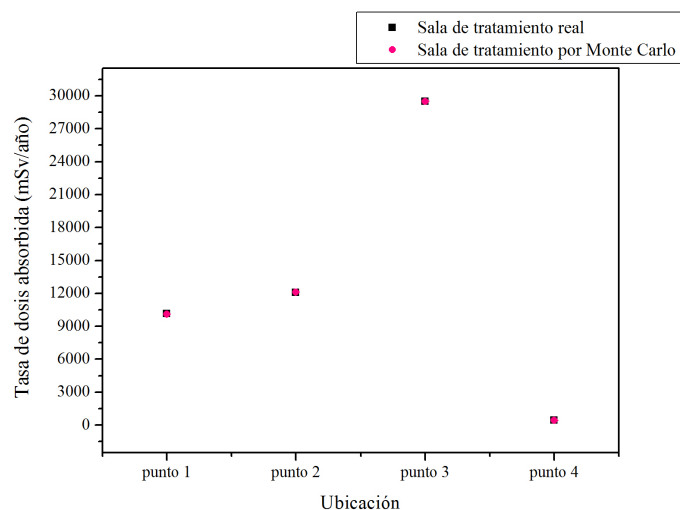


FIGURA 4.4: Comparación de la tasa de dosis absorbida dentro de la sala de tratamiento real y la elaborada con el código MCNPX

Los cálculos obtenidos por Monte Carlo dentro de la sala de tratamiento, se empataron con las mediciones experimentales dentro de la sala de tratamiento, como se puede observar en la Figura 4.4, lo cual sirve como referencia para realizar simulaciones posteriores con parámetros diferentes y obtener resultados confiables. Esto se llevo a cabo dejando ambos resultados en términos de dosis absorbida y realizando una comparación entre estos.

No es posible apreciar las barras de error en la Figura 4.4, debido al nivel de certidumbre por encima del 99 % que presentan los resultados. Esto se podría deber a que en la simulación Monte Carlo, las celdas o geometrías se



Debido a que la simulación Monte Carlo arroja resultados en MeV, para su comparación con los resultados obtenidos para la sala de tratamiento real, es necesario calcularlos en mSv/año. Para ello, es necesario conocer el número de fotones por Unidad Monitor, utilizando la siguiente metodología desarrollada en este trabajo:

1. Se convierten los resultados obtenidos por la simulación por Monte Carlo, de MeV a Gy/fotón.
2. Las dosis absorbidas obtenidas experimentalmente en cada uno de los puntos se dividen entre 300 UM, con el fin de convertirlas a Gy/UM.
3. Se dividen las dosis absorbidas obtenidas experimentalmente entre las dosis absorbidas obtenidas por Monte Carlo, para obtener fotón/UM.

La comparación de los resultados de la sala de tratamiento real con los obtenidos por simulación Monte Carlo se muestran en las Figuras 4.7 y 4.8.

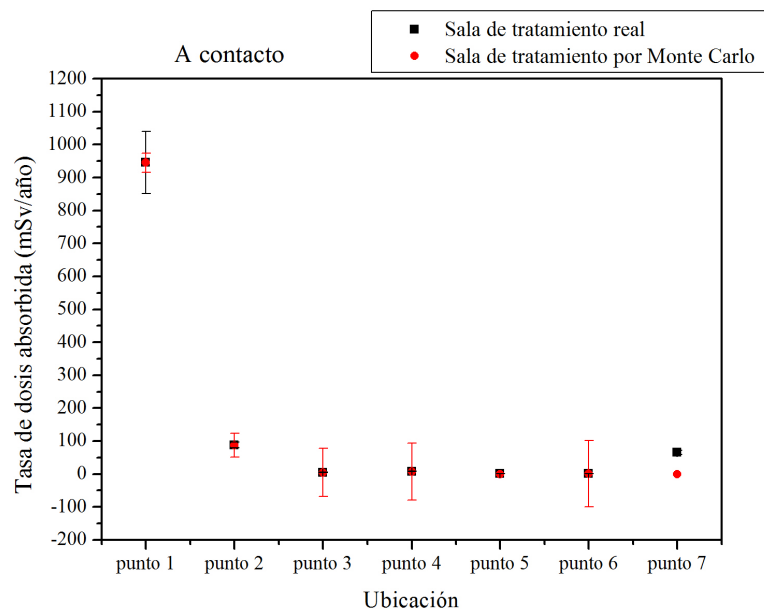


FIGURA 4.7: Comparación entre la tasa de dosis absorbida a contacto, de la sala de tratamiento real y la elaborada con el código MCNPX

El Punto 7 difiere, tanto a contacto como a distancia, debido a que al utilizar 200,000,000 de historias para la simulación Monte Carlo, la probabilidad de que la partícula llegue al detector que se encuentra en esa área de la sala de tratamiento, es muy poca y por lo tanto se debe aumentar el número de historias en el input. En los demás puntos, las energías tanto a contacto como a distancia no difieren significativamente.

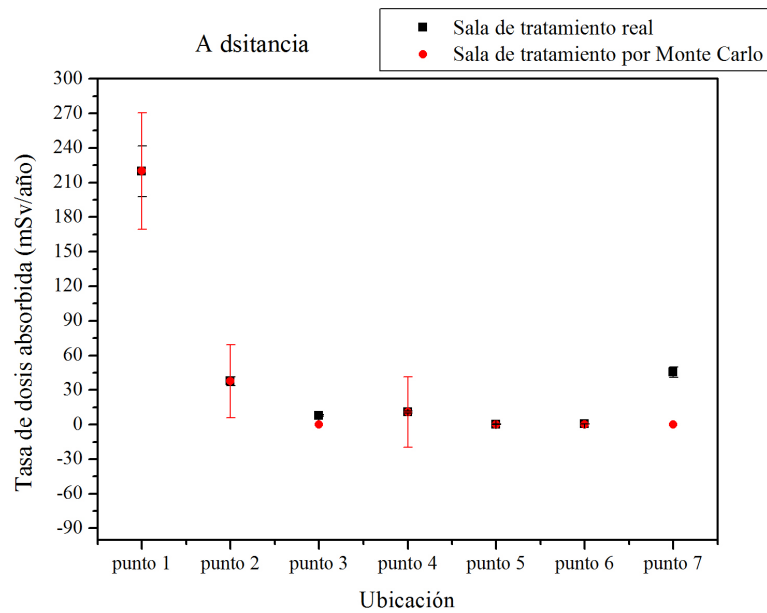


FIGURA 4.8: Comparación entre la tasa de dosis absorbida a distancia, de la sala de tratamiento real y la elaborada con el código MCNPX

En este caso el margen de error para la simulación Monte Carlo es mayor debido a que las celdas donde se calculó la energía depositada se encuentran a una distancia mayor de la fuente y por lo tanto la probabilidad de que las partículas lleguen a las mismas, es menor, lo que genera un promedio a partir de un número menor de valores. Tanto el Punto 3, como los Puntos 5, 6 y 7, presentan valores cercanos a 0 y por lo tanto sus márgenes de error son tan poco significativos que no se aprecian en la Figura 4.8. Lo mismo ocurre para los Puntos 5 y 7 de la Figura 4.7.

Por último, se realizó un análisis del costo de construcción de la sala de tratamiento, considerando sus dimensiones y materiales de construcción. Para ello se calculó el volumen de la sala de tratamiento y se multiplicaron los metros cúbicos obtenidos por el precio de los materiales, ya que los costos de los materiales se cotizan por metro cúbico. Al valor obtenido se le aumentó el 200 %, para considerar la estructura de la construcción, así como la edificación de la misma. El costo aproximado de la sala de tratamiento es de \$602,592.

#### 4.2.3. Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento, con las Dimensiones y Materiales de las Paredes de la Sala de Tratamiento, Modificadas por MCNPX

Se redujó el tamaño y se modificaron los materiales de construcción de las paredes de la sala de tratamiento, por MCNPX, para determinar si la tasa de dosis absorbida variaba significativamente. Los materiales se modificaron disminuyendo el espesor de las paredes de concreto y colocando placas de 3.5 cm de espesor, de plomo. Es importante señalar que a pesar de que se redujó el tamaño de las paredes, el espesor másico no cambió.

Los puntos donde se realizó el cálculo de la radiación dispersa y de fuga, fuera de la sala de tratamiento, son los mismos que se encuentran señalados en la Figura 4.6.

La comparación de los resultados obtenidos con los de la sala de tratamiento real, se muestran en la Figura 4.9. Para la simulación Monte Carlo se consideró suficiente realizar un único muestreo, debido a que cada simulación tardaba alrededor de 5 a 8 días, lo que reduce el error estadístico.

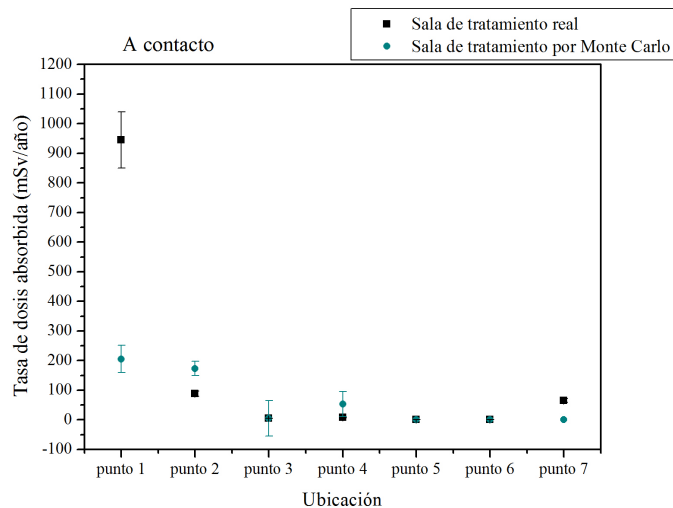


FIGURA 4.9: Comparación entre la tasa de dosis absorbida de la sala de tratamiento real y la sala de tratamiento con las dimensiones y materiales modificados, elaborada con el código MCNPX

En el Punto 1 se observa que la tasa de dosis absorbida se redujo en la sala de tratamiento modificada por Monte Carlo, debido a que en la simulación se aumentó el volumen másico en esa área de la sala de tratamiento, al colocarle plomo. Los Puntos 2 y 4 muestran una tasa de dosis absorbida mayor a los de la sala de tratamiento real, por lo que es necesario aumentar el blindaje en estas áreas de la sala de tratamiento. Por su parte, en el Punto 7 sucede lo mismo que lo mencionado anteriormente. Finalmente, los Puntos 3, 5 y 6, coinciden con los de la sala de tratamiento real.

Por otro, se calculó el costo de construcción de la sala de tratamiento, utilizando la metodología ya mencionada. Su costo aproximado es de \$556,395.

La sala de tratamiento modificada por Monte Carlo, con la reducción de las paredes y la modificación de materiales, atenúa la radiación de manera más eficaz en la puerta (Punto 1), con respecto a la sala de tratamiento real, además de presentar una construcción más económica, de acuerdo a los objetivos del presente escrito.

#### 4.2.4. Cálculo de la Radiación Dispersa y de Fuga, Fuera de la Sala de Tratamiento, con las Dimensiones Generales de la Sala, Modificadas por MCNPX

Al reducir el tamaño de las paredes y aumentar su distancia con respecto a la fuente, se obtuvieron los siguientes resultados, los cuales se muestran en la Figura 4.10.

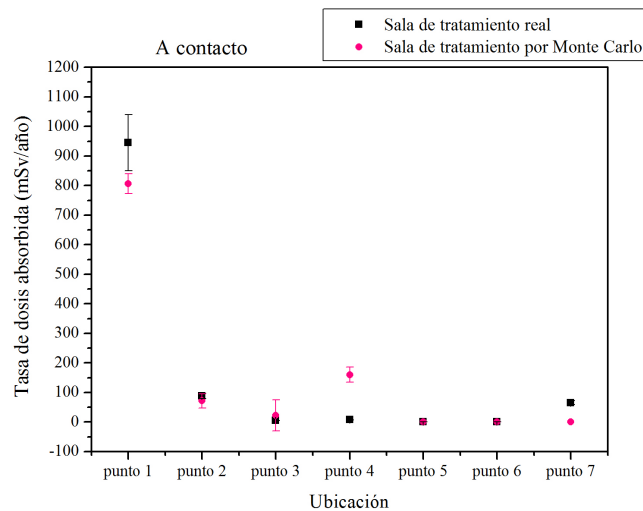


FIGURA 4.10: Comparación entre la tasa de dosis absorbida de la sala de tratamiento real y la sala de tratamiento con las dimensiones modificadas, elaborada con el código MCNPX

Los lugares donde se determinó la energía depositada se muestran en la Figura 4.6. En el Punto 1, la tasa de dosis absorbida para la sala de tratamiento por Monte Carlo se reduce, lo que indica que al aumentar la distancia de las paredes, con respecto a la fuente, hay una mayor atenuación de la radiación dispersa y de fuga, en esta área de la sala de tratamiento. Los Puntos 2 y 3 se encuentran dentro del mismo rango de dispersión, que los de la sala de tratamiento real. El Punto 4 muestra una tasa de dosis absorbida mayor en comparación con la sala de tratamiento real, por lo que es necesario aumentar la distancia o aumentar el blindaje en esta área de la sala de tratamiento. Por otra parte, en el Punto 7 sucede lo mismo que lo mencionado anteriormente. Por último, los Puntos 5 y 6 coinciden con los de la sala de tratamiento real.

Al igual que en las secciones anteriores, se estimó el costo de construcción de la sala de tratamiento descrita, siendo su costo estimado de \$495,450.

Comparando las tres salas de tratamiento, no presentan diferencias significativas en la tasa de dosis absorbida, en la pared izquierda (Punto 5), pared derecha (Punto 6) y la pared de controladores (Punto 7). Sin embargo, presentan diferencias en la puerta (Punto 1) y en la pared posterior (Punto 2 y Punto 4). En el Punto 1, la sala de tratamiento que tiene una mejor atenuación es la sala con las dimensiones y materiales de las paredes modificadas, la cual es un 78.31 % más eficiente, con respecto a la sala de tratamiento real y un 74.56 % más eficiente, con respecto a la sala de tratamiento con

las dimensiones generales modificadas. Por su parte, la sala de tratamiento con las dimensiones generales modificadas es un 14.72 % más eficiente, con respecto a la sala de tratamiento real. Sin embargo, en el Punto 2, de la sala de tratamiento con las dimensiones y materiales modificadas es un 49.68 % menos eficiente que la sala de tratamiento real, lo cual destaca con la atenuación de la sala de tratamiento con las dimensiones generales modificadas, con respecto a la atenuación de la sala de tratamiento real, las cuales no presentan diferencias significativas. Igualmente, en el Punto 4, tanto la sala de tratamiento con las dimensiones y materiales de las paredes modificadas, como la sala de tratamiento con las dimensiones generales modificadas, son un 85.65 % y un 95.23 % menos eficientes, respectivamente.

Comparando los costos de las salas de tratamiento, se puede observar que la sala de tratamiento con la construcción más económica es la sala de tratamiento con las dimensiones generales modificadas.

La sala de tratamiento con las dimensiones generales modificadas, se considera como la sala de tratamiento más viable para la construcción de nuevas salas de tratamiento para radioterapia en los hospitales de oncología en México, debido a la disminución de la tasa de dosis absorbida en todas las áreas excepto en el extremo derecho muro (Punto 4), de la sala de tratamiento y a que es la opción de construcción más económica.



## Capítulo 5

# Conclusiones

Se han evidenciado errores en el diseño y construcción de los materiales y blindajes de las salas de tratamiento para radioterapia, lo cual probablemente se debe a que inicialmente éstas fueron diseñadas para aceleradores lineales (LINACS) de menor energía o para bombas de Cobalto.

La mejor opción para disminuir el costo de construcción es aumentar el área interna de la sala de tratamiento. Así, de acuerdo a los resultados, la sala de tratamiento más viable es la de las dimensiones generales modificadas, debido a que se reduce el costo de construcción y minimiza la exposición fuera de la sala de tratamiento, mejorando la seguridad del POE.

La simulación por Monte Carlo permitió proponer la construcción de una sala de tratamiento para radioterapia, disminuyendo el costo de construcción y tasa de dosis absorbida fuera de la sala de tratamiento.

## Apéndice A

### IPT de las Partículas

IPT	Nombre de la partícula	Símbolo	Masa (Mev)	Energía Cinética (MeV)	Tiempo de vida media (s)
1	neutrón (n)	n	939.56563	0.0	887.0
-1	anti-neutrón(n)	-n	939.56563	0.0	887.0
2	fotón ( $\gamma$ )	p	0.0	0.001	Grande
3	electrón ( $e^-$ )	e	0.511008	0.001	Grande
-3	positrón ( $e^+$ )	-e	0.511008	0.001	Grande

CUADRO A.1: IPT de las partículas del código MCNPX (Tomado de Pelowitz, D. 2008. p. 4-10)

## Apéndice B

### Tipos de Tally

Parámetro	Descripción	Unidades Fn	Unidades *Fn
F1:<pl>	Corriente integrada sobre una superficie	Partículas	Mev
F2:<pl>	Flujo promediado sobre una superficie	Partículas/cm <sup>2</sup>	Mev/cm <sup>2</sup>
F4:<pl>	Flujo promediado sobre una celda	Partículas/cm <sup>2</sup>	Mev/cm <sup>2</sup>
F5a:N o F5a:P	Flujo en un punto o anillo detector	Partículas/cm <sup>2</sup>	Mev/cm <sup>2</sup>
F6:<pl>	Energía promedio depositada sobre una celda	Mev/g	jerks/g
+F6	Colisión	Mev/g	N/A
F7:N	La energía de fisión promedio sobre una celda	Mev/g	jerks/g
F8:<pl>	Distribución de la energía de pulsos creada en un detector por la radiación	pulsos	Mev
+F8:<pl>	Depositar	carga	N/A
*F8	Energía depositada	MeV	MeV

CUADRO B.1: Tipos de Tally (Tomado de Pelowitz, D. 2008. p. 5-92)

# Bibliografía

- [1] L. Clementi, *Física moderna y aplicaciones*. Buenos Aires, Argentina: eduTecNe, 2013.
- [2] S. Zemansky, A. Freedman, *Física universitaria con física moderna. Volumen 2*. 12<sup>a</sup> ed. USA: Addison-Wesley, 2009.
- [3] G. Sprinberg, C. Rabin, *Para entender las radiaciones*. 12<sup>a</sup> ed. Montevideo, Uruguay: DIRAC, 2011.
- [4] M. Piliero, R. Hugtenburg, *Dose reduction of scattered photons from concrete walls lined with lead for improvement design of megavoltage radiation therapy facility mazes*. En: *Medical Physics* 42 (2015), págs. 606-14
- [5] S. Bushong, *Manual de radiología para técnicos*. 9<sup>a</sup> ed. Barcelona, España: Diorki, 2010.
- [6] H. Cember, T. Johnson, *Health physics*. 4<sup>a</sup> ed. USA: The McGraw-Hill, 2009.
- [7] F. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Republica Federal, Alemania: Wiley-VCH, 1986.
- [8] P. Sanchez, *Introducción a la física de la radioterapia*. Hospital Central de Asturias, 2001.
- [9] J. Bevelacqua, *Basic health physics*. NY, USA: John Wiley, 1999.
- [10] Canadian Nuclear Safety Commission, *Introduction to radiation*. Ontario, Canada: Minister of Public Works and Government Services Canada, 2012.
- [11] D. Greene, P. Williams, *Linear accelerators for radiation therapy*. 2<sup>a</sup> ed. Philadelphia, USA: Institute of Physics Publishing, 1997.
- [12] P. Cherry, A. Duxbury, *Practical radiotherapy*. 2<sup>a</sup> ed. Iowa, USA: John Wiley, 2009.
- [13] F. Podgorsak, *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna, Austria: IAEA, 2005.
- [14] F. Mattos, *Cálculo de dosis absorbida en plano medio aplicando el método de dosimetría in vivo para el caso de irradiación de cuerpo total*. Lima, Perú: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2011.

- 
- [15] N. Sánchez, *Medición de dosis recibida por el personal ocupacionalmente expuesto del departamento de medicina nuclear del INCAN*. Distrito Federal, México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2011.
- [16] S. Glasstone, A. Sesonske, *Ingeniería de reactores nucleares*. Barcelona, España: Reverté S.A, 1990.
- [17] A. Bielajew, *Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport*. Michigan, USA: The University of Michigan, 2001.
- [18] D. Pelowitz, *MCNPX user's manual version 2.6.0*. USA: LANL, 2008.
- [19] E. Zwinsher, A. Guilarte, *Protección radiológica instrumentos utilizados para medir radiaciones*. San Félix: La Salle de ciencias naturales, 2014.