



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

*CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN  
IRRADIADOR DE CESIO 137 PARA LA  
IRRADIACIÓN DE CULTIVOS CELULARES*

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

**FÍSICO**

PRESENTA:

**MANUEL SILVA HERNÁNDEZ**

TUTOR:

**M. EN C. ITZEL MILITZA TORRES VÍQUEZ**

Ciudad Universitaria, CD. MX. 2018





Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Hoja de datos del jurado	
1. Datos del alumno	
Apellido paterno:	Silva
Apellido materno:	Hernández
Nombre(s):	Manuel
Teléfono	
Universidad:	Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad:	Facultad de Ciencias
Carrera:	Física
Número de cuenta:	306302820
2. Datos del tutor	
Grado:	Maestra en ciencias
Nombre(s):	Itzel Militza
Apellido paterno:	Torres
Apellido materno:	Viquez
3. Datos del sinodal 1	
Grado:	Doctora
Nombre(s):	María Ester
Apellido paterno:	Brandan
Apellido materno:	Siqués
4. Datos del sinodal 2	
Grado:	Maestra en ciencias
Nombre(s):	Patricia Raquel
Apellido paterno:	Avilés
Apellido materno:	Mandujano
5. Datos del sinodal 3	
Grado:	Doctor
Nombre(s):	Luis Alberto
Apellido paterno:	Medina
Apellido materno:	Velázquez
6. Datos del sinodal 4	
Grado:	Doctor
Nombre(s):	Carlos
Apellido paterno:	Juárez
Apellido materno:	Osornio
7. Datos del trabajo escrito	
Título:	Caracterización Dosimétrica de un Irradiador de Cesio 137 para Irradiación de Cultivos Celulares
Subtítulo:	
Número de páginas:	73
Año:	2018

# AGRADECIMIENTOS

Estoy especialmente agradecido con el Instituto Nacional de Cancerología por permitirme realizar mi trabajo en sus instalaciones. También agradezco a sus trabajadores por toda la orientación y ayuda brindada para el manejo de los equipos.

Agradezco también al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares y a su departamento de metrología de radiaciones ionizantes por la calibración de las películas de tinte radiocrómico.

Esta investigación fue realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM dentro del proyecto PAPIIT IN209916.  
Agradezco a la DGAPA-UNAM la beca recibida.

# AGRADECIMIENTOS

Antes que nada me gustaría agradecer a mi padre, madre, hermanos y familia, por todo el apoyo incondicional que me han brindado durante mi licenciatura.

Me gustaría agradecer sinceramente a la Dra. María Ester Brandan Siqués, a la Mtra. Patricia Raquel Avilés Mandujano, a la Mtra. Itzel Militza Torres Víquez, al Dr. Luis Alberto Medina Velázquez y al Dr. Carlos Juárez Osornio por la revisión y dirección de mi tesis, pues el hecho de estar bajo el criterio de personas con un gran conocimiento y una vasta experiencia en la investigación, me causa un gran júbilo.

Estoy especialmente agradecido con la M. en C. Itzel Militza Torres Víquez, por su consejo, comprensión, apoyo, dirección y supervisión, durante la elaboración de mi trabajo de tesis.

Agradezco también al Dr. Luis Alberto Medina Velázquez, por su exigencia, dedicación, crítica, aliento y por brindarme la oportunidad para trabajar en el Instituto Nacional de Cancerología dentro del laboratorio de Física Médica donde realice mi trabajo de tesis.

Estoy profundamente agradecido con la Dra. Olga Ávila Aguirre por su apoyo con la calibración de la película de tinte radiocrómico.

Estoy muy agradecido con el Maestro Pavel Adolfo Figueroa Rodríguez por su asesoría y apoyo al utilizar el lenguaje de programación Python. También estoy agradecido con todos mis compañeros y amigos del laboratorio de física médica del Instituto Nacional de Cancerología; por su compañía, buena convivencia, amistad y apoyo durante la realización de este trabajo.

También quiero agradecer a la Universidad Nacional Autónoma de México y a su Facultad de Ciencias, por su inmensurable apoyo al brindarme el conocimiento necesario para trabajar por el bien de mi gente, así como las amistades y experiencias de vida que me ha entregado.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Objetivos</b>	<b>2</b>
<b>3. Radiación ionizante y su interacción con la materia</b>	<b>3</b>
3.1. Radiación ionizante . . . . .	3
3.2. Radiactividad . . . . .	4
3.2.1. Vida Media . . . . .	4
3.2.2. Mecanismos de Transformación Radiactiva . . . . .	4
3.2.3. Cesio-137 . . . . .	5
3.3. Descripción de interacción entre radiación y materia. . . . .	6
3.3.1. Fluencia . . . . .	6
3.3.2. Fluencia de energía . . . . .	7
3.3.3. Kerma . . . . .	7
3.3.4. Dosis Absorbida . . . . .	9
3.4. Interacción de los fotones con la materia . . . . .	10
3.4.1. Efecto Compton . . . . .	10
3.4.2. Efecto fotoeléctrico . . . . .	12
3.4.3. Producción de pares . . . . .	13
3.4.4. Atenuación Exponencial . . . . .	13
3.5. Interacción de partículas cargadas con la materia . . . . .	15
3.5.1. Colisión suave . . . . .	15
3.5.2. Colisión dura . . . . .	15
3.5.3. Radiación de frenado . . . . .	17
3.5.4. Poder de frenado . . . . .	17
3.5.5. Alcance de partículas cargadas . . . . .	18
<b>4. Dosimetría</b>	<b>20</b>
4.1. Dosímetro . . . . .	20
4.2. Teoría de cavidades . . . . .	20
4.3. Equilibrio de partícula cargada para fuentes externas de radiación indirectamente ionizante . . . . .	21
4.4. Características de un Dosímetro . . . . .	24
4.4.1. Precisión y Exactitud . . . . .	24
4.4.2. Linealidad . . . . .	24
4.4.3. Dependencia en Tasa de Dosis . . . . .	24
4.4.4. Dependencia Energética . . . . .	25
4.4.5. Resolución Espacial y Tamaño Físico . . . . .	25
4.5. Calibración de un Dosímetro . . . . .	25

4.6. Película de Tinte Radiocrómica EBT3 . . . . .	25
4.6.1. Densidad Óptica . . . . .	28
<b>5. Materiales y Métodos</b>	<b>30</b>
5.1. Irradiador BIOBEAM-GM 2000 . . . . .	30
5.1.1. Programa de Irradiación . . . . .	33
5.1.2. Mecanismo de Irradiación . . . . .	33
5.2. Lectura de películas usando un escáner . . . . .	34
5.3. Calibración de Película Radiocrómica . . . . .	35
5.4. Distribución de Dosis . . . . .	38
5.5. Maniquí para Irradiación . . . . .	39
5.5.1. Maniquí para distribución vertical . . . . .	39
5.5.2. Maniquí para distribución horizontal . . . . .	41
5.6. Tasa de dosis y relación dosis medida-dosis nominal . . . . .	41
5.7. Programa de Irradiación . . . . .	44
5.8. Trayectoria de la fuente radiactiva . . . . .	46
<b>6. Resultados y Discusión</b>	<b>49</b>
6.1. Distribución de dosis verticales . . . . .	49
6.2. Distribución de dosis horizontal . . . . .	53
6.3. Trayectoria de Fuente Radiactiva . . . . .	60
6.4. Protocolo de irradiación . . . . .	60
<b>7. Conclusiones</b>	<b>62</b>
<b>8. Anexo</b>	<b>63</b>
8.1. Código en Pyton Para la Simulación de la Trayectoria de la Fuente Radiactiva . . . . .	63
<b>Referencias</b>	<b>65</b>

# Capítulo 1

## Introducción

Los irradiadores con fuente de cesio-137 son usados para irradiar diversas muestras biológicas en diversos laboratorios clínicos. Estos irradiadores presentan energía de emisión de  $662\text{ keV}$  y debido a su vida media de 30 años, presentan una tasa de dosis hasta cierto punto estable (Brady et al., 2009). La caracterización dosimétrica de un irradiador permite conocer la tasa y distribución de dosis impartida por el irradiador. A partir de la tasa de dosis, el usuario puede calcular el tiempo de exposición necesario para depositar la dosis requerida sobre sus muestras. Las distribución de dosis y curvas de isodosis, permiten determinar la zona con la mayor uniformidad de dosis donde se colocan las muestras a irradiar (Samuel L. Brady and Nguyen, 2012).

Actualmente en el departamento de banco de sangre del Instituto Nacional de Cancerología (INCan), se cuenta con un irradiador de cesio-137 de la marca BIOBEAM-GM 2000. Este irradiador es utilizado para la irradiación de compuestos sanguíneos a dosis de  $25\text{ Gy}$ , con el fin de evitar la enfermedad de injerto contra huésped en pacientes que reciben transfusiones (Przepiorka et al., 1996).

Para la Unidad de Investigación Biomédica en Cáncer INCan/UNAM, es una preocupación constante la investigación de tratamientos que involucran el uso de radioterapia y quimioterapia para el cáncer (Mani et al., 2014; Segovia-Mendoza et al., 2015), de ahí el interés de evaluar sus efectos en cultivos de células cancerosas (estudios *in vitro*), permitiendo hasta cierto punto conocer la eficacia y el modo de acción del tratamiento en el hombre (Organization et al., 1975).

En este trabajo se plantea caracterizar (tasa y distribución de dosis) el irradiador BIOBEAM-GM 2000 con fuente de cesio-137 (nunca antes usado para irradiación de cultivo celular) de manera similar a los trabajos realizados por Brady et al. (2009), con el fin de impartir radiación ionizante sobre cultivos celulares. La tasa de dosis, distribución de dosis y curvas de isodosis se evaluaron usando un sistema dosimétrico compuesto por películas de tinte radiocrómico GAFCHROMIC<sup>®</sup> EBT3, un escáner convencional con barrido por transmisión Microteck modelo Scanmaker 8700, el programa ImageJ 1.50i y el programa Matlab R2016b.

Este trabajo presenta en el primer capítulo una breve introducción, en el segundo los objetivos que se desean cumplir, el tercer y cuarto capítulo contienen el marco teórico necesario para su realización, en el quinto los materiales y métodos utilizados, en el sexto los resultados obtenidos y su respectiva discusión, las conclusiones del trabajo en el séptimo capítulo, en el octavo un anexo con el programa utilizado para simular la trayectoria de la fuente radiactiva del irradiador y al final, la bibliografía utilizada.

# Capítulo 2

## Objetivos

### 1) **Objetivo general:**

Caracterizar dosimétricamente un irradiador de cesio-137 para la realización de estudios que involucran la exposición de cultivos celulares a radiación ionizante.

### 2) **Objetivos particulares:**

- a) Determinar tasa y distribución de dosis impartida sobre cultivos celulares por el irradiador de cesio-137 BIOBEAM-GM 2000 mediante un sistema dosimétrico compuesto por película de tinte radiocrómico *GAFCHROMIC*<sup>®</sup> EBT3.
- b) Establecer un protocolo de irradiación para cultivos celulares usando el irradiador BIOBEAM-GM 2000.

# Capítulo 3

## Radiación ionizante y su interacción con la materia

La física radiológica es la ciencia que estudia la interacción entre radiación ionizante y la materia, tomando como un interés especial por la energía que esta absorbe. Su estudio inicia alrededor de los años de 1890 con el descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Röntgen, la radiactividad por Henri Becquerel y el radio por Pierre y Marie Curie. La radiografía que Röntgen tomó de la mano de su esposa en 1895, causó un gran efecto en la medicina. En ese mismo año médicos de ambos lados del Atlántico usaron rutinariamente radiografías para diagnosticar, imponiendo un nuevo récord en la adopción de una nueva tecnología para sus aplicaciones (Attix, 2008).

### 3.1. Radiación ionizante

La radiación ionizante tiene la capacidad para ionizar y excitar los átomos de la materia al interactuar con ella. La energía promedio para ionizar un átomo es de 4-25 eV, por lo tanto radiación con energía igual o mayor se denomina ionizante. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés) sugiere dos terminologías para la radiación ionizante en las que se recalca la forma en que la radiación interactúa con la materia (Attix, 2008):

#### 1) Radiación Directamente Ionizante

Son partículas cargadas (electrones, positrones, protones, partículas alfa o iones pesados), que depositan energía en forma directa (en un solo paso), mediante interacciones coulombianas (eléctricas) con electrones de los átomos que se encuentran a lo largo su recorrido por el medio.

#### 2) Radiación Indirectamente Ionizante

Son partículas sin carga (fotones y neutrones) que depositan energía a partículas cargadas del medio, que posteriormente depositarán su energía del mismo modo que la radiación directamente ionizante. A este proceso también se le conoce como transferencia de energía en dos pasos. (Attix, 2008; Podgorsak, 2010).

## 3.2. Radiactividad

Un núcleo radiactivo natural o artificial (producido por una reacción nuclear) es inestable y tiende a buscar su configuración de mayor estabilidad a través de la emisión de partículas energéticas que pueden ocasionar cambios en su número de nucleones o la emisión de radiación (Attix, 2008). Estas transformaciones se llevan a cabo mediante diferentes mecanismos y pueden ser acompañadas por la emisión de radiación gamma. Las propiedades radiactivas de los átomos son independientes del estado químico y físico en el que se presentan y no pueden ser modificadas por ningún medio, siendo únicas para cada radionúclido. El mecanismo de transformación para un átomo está en función del tipo de inestabilidad que presenta (proporción neutrón-protón del núcleo) y cuestiones de masa-energía (relacionada a la cantidad de núcleos padres, hijas y partículas emitidas), debido a que éstas definen la energía disponible para dicha transformación (Cember et al., 1969).

La actividad de una muestra radiactiva es la medida del número de transformaciones nucleares que ocurren por unidad de tiempo. El *curie* (Ci) es la unidad de medida para la actividad y se define como el número de transformaciones por segundo que ocurren en una masa de un gramo de radio-226 ( $3.7 \times 10^{10}$  transformaciones/segundo) (Attix, 2008). La unidad que asignada el Sistema Internacional de Unidades para la actividad es el *becquerel* (Bq), definido como (Attix, 2008):

$$3.7 \times 10^{10} Bq = 1Ci \quad (3.1)$$

### 3.2.1. Vida Media

El tiempo necesario para que la cantidad de un conjunto de átomos radiactivos decaiga a la mitad de su cantidad inicial, es llamado *vida media*. Es una medida de la velocidad de transformaciones radiactivas que se realizan. Esta característica es particular de cada radionúclido y no se conoce alguna operación química o física, que modifique esta tasa de transformaciones, por lo que la tasa de decaimiento es una propiedad inalterable de cada radionúclido (Cember et al., 1969).

### 3.2.2. Mecanismos de Transformación Radiactiva

Todas las transformaciones radiactivas se pueden catalogar en base a las partículas que emiten al liberar su energía:

#### Emisión Alfa ( $\alpha$ )

La transformación alfa ( $\alpha$ ) sucede principalmente en núcleos pesados ( $Z \geq 84$ ,  $A \geq 208$ ). Una partícula alfa es un núcleo de helio (dos protones y dos neutrones) con carga positiva. El número atómico del núcleo padre (elemento inicial de la transformación) es cuatro veces más grande que el del núcleo hija (elemento que resulta de la transformación) (Acosta et al., 1975; Attix, 2008).

### Transformación Beta ( $\beta$ )

En una transformación beta ( $\beta$ ) el número de masa (número de nucleones) del núcleo padre es igual al de la hija.

La transformación  $\beta$  sucede en núcleos con un exceso de protones o neutrones. Si el exceso es de neutrones, éste tiende a emitir un electrón (partícula  $\beta^-$ ) y un antineutrino (partícula sin carga y con masa en reposo cercana a cero,  $\bar{\nu}$ ). Esto implica el decaimiento de un neutrón en un protón, un electrón y un antineutrino, dejando al nuevo núcleo con un neutrón menos y un protón más. Si el exceso es de protones, se emite un positrón (partículas  $\beta^+$ ) y un neutrino (partícula sin carga y masa en reposo cercana a cero,  $\nu$ ). Esto implica la transformación de un protón a un neutrón, acompañado por la emisión de un positrón y un neutrino, dejando al nuevo núcleo con un protón menos y un neutrón más. La emisión de rayos  $\beta$  se da en muchos tipos de núcleos en estado excitado y posterior a la transformación, uno o más rayos  $\gamma$  pueden ser emitidos hasta alcanzar su estado base (Acosta et al., 1975).

La captura electrónica es un proceso que compite con el decaimiento  $\beta^+$  y se presenta si la energía cinética para la partícula  $\beta^+$  es insuficiente en la transformación, es decir si la diferencia entre la masa atómica del elemento padre e hija, es menor al doble de la masa en reposo del electrón (Attix, 2008). El núcleo padre captura un electrón de las capas atómicas, éste se combina con un protón del núcleo formando un neutrón y emitiendo un neutrino. Electrones de la capa K son los más probables de capturar ( $\approx 90\%$ ), seguidos por los electrones de la capa L ( $\approx 10\%$ ) (Attix, 2008). Las vacancias que se producen son llenadas con electrones de capas superiores, generando de esta manera emisiones de rayos X fluorescentes (Acosta et al., 1975).

### Decaimiento Gamma ( $\gamma$ )

Los decaimientos gamma (o transformaciones isoméricas) no alteran la estructura de los átomos, por lo tanto al terminar la transformación, el núcleo hijo es igual al núcleo padre.

La radiación gamma ( $\gamma$ ) provee un mecanismo para liberar la energía que poseen los núcleos atómicos excitados. La radiación  $\gamma$  es radiación electromagnética emitida desde el núcleo excitado. En algunos casos la energía de excitación del núcleo se transfiere directamente a un electrón atómico, éste escapa del átomo llevando una energía igual a la diferencia entre la energía recibida y su energía de ligadura, este mecanismo se conoce como conversión interna y es una modalidad de decaimiento  $\gamma$  sin la emisión de fotones (Acosta et al., 1975; Attix, 2008).

### 3.2.3. Cesio-137

El cesio-137 ( $^{137}\text{Cs}$ , con 82 neutrones y 55 protones) es un núcleo radiactivo con una vida media de 30.08 años y decae mediante una transformación  $\beta^-$  a bario-137 metaestable ( $^{137m}\text{Ba}$ , con 81 neutrones y 56 protones). El  $^{137m}\text{Ba}$  decae mediante una transformación  $\gamma$  a  $^{137}\text{Ba}$  con una vida media de 2.5 minutos, emitiendo rayos gamma con energía de 0.662 MeV (Attix, 2008). Un esquema de desintegración para el cesio-137 se puede observar en la Figura 3.1.

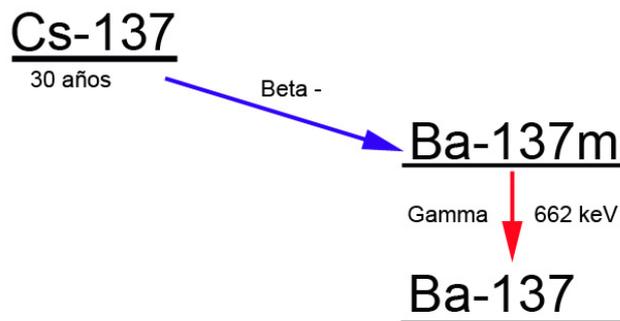


Figura 3.1: Esquema de desintegración para el Cs-137 (tomado de (Brookhaven National Laboratory, 2018)).

### 3.3. Descripción de interacción entre radiación y materia.

Para realizar una descripción de la interacción entre la radiación ionizante y la materia, es necesario definir cantidades relacionadas con el depósito de energía. Estas definiciones se realizan sobre un punto  $P$  ubicado en un espacio donde se encuentra un campo de radiación ionizante. Para contar el número de rayos (fotones o partículas) que interaccionan con el punto  $P$  durante un tiempo  $dt$ , se le considera en el centro de una esfera imaginaria  $S$  ocupando un volumen  $dV$  con un círculo máximo de área  $da$  y conteniendo una masa  $dm$  como se muestra en la Figura 3.2. Las cantidades  $dt$ ,  $dV$ ,  $da$  y  $dm$ , se expresan de manera infinitesimal cuando se trabaja con cantidades no estocásticas (Attix, 2008).

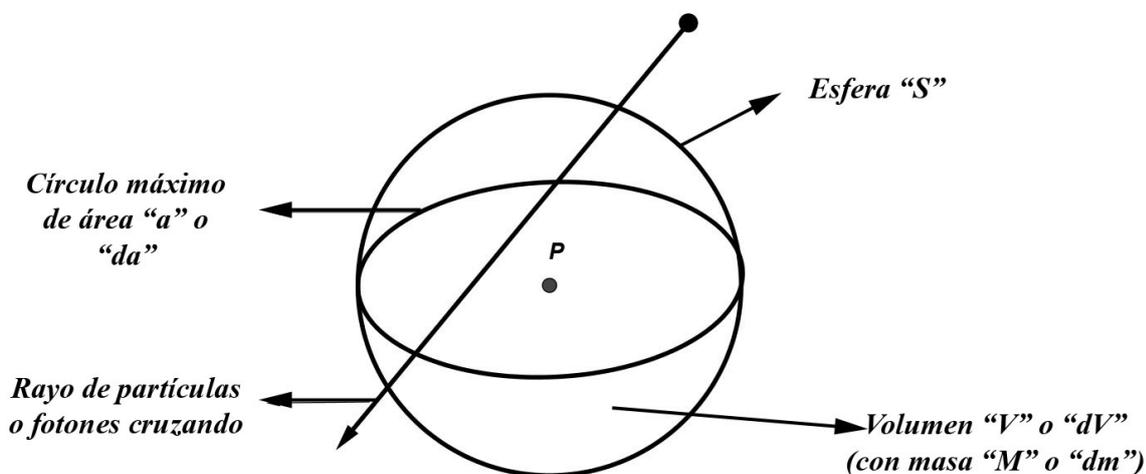


Figura 3.2: Esfera  $S$  alrededor del punto  $P$ . La esfera define un volumen de interacción y una sección transversal para el campo de radiación ionizante (tomado de Attix (2008)).

#### 3.3.1. Fluencia

Si el valor esperado del número de rayos de un haz monoenergético de partículas o fotones que golpean una esfera con centro en el punto  $P$  durante un cierto intervalo de tiempo es  $N_e$ , entonces se define la fluencia como (Attix, 2008):

$$\phi = \frac{dN_e}{da}, \quad (3.2)$$

donde  $dN_e$  es el número infinitesimal de rayos que golpean una esfera de volumen infinitesimal y con un círculo máximo infinitesimal de área  $da$ . La fluencia se expresa en unidades de  $1/m^2$  o  $1/cm^2$ .

### 3.3.2. Fluencia de energía

Sea  $Re$  el valor esperado del total de energía que aportan un número de rayos  $N_e$  al golpear una esfera de tamaño finito con centro en el punto  $P$  durante un intervalo de tiempo. La fluencia de energía se define como (Attix, 2008):

$$\Psi = \frac{dRe}{da}, \quad (3.3)$$

donde  $dRe$  es la cantidad de energía infinitesimal transferida a una esfera de volumen  $dV$  con un círculo de área máxima  $da$  en el punto  $P$ . La fluencia de energía se expresa en unidades de  $J/m^2$ .

### 3.3.3. Kerma

El kerma es un concepto definido solamente para radiación indirectamente ionizante y está relacionado con dos cantidades no estocásticas: la energía radiante y la energía transferida (Attix, 2008). La energía radiante  $R$  es energía que transfieren, reciben o emiten las partículas (excluyendo energía en reposo) (ICRU, 2011). La energía transferida a un volumen finito  $V$  está definida como:

$$\epsilon_{tr} = (R_u)_e - (R_u)_s^{nr} + \Sigma Q, \quad (3.4)$$

donde  $(R_u)_e$  es la energía radiante de partículas sin carga que entra al volumen,  $(R_u)_s^{nr}$  la energía radiante de partículas sin carga no radiativas (no originadas por pérdidas radiativas) que salen del volumen y  $\Sigma Q$  energía de la conversión masa-energía o viceversa. Las pérdidas radiativas se generan al convertir energía cinética de partículas con carga liberadas en radiación de frenado (rayos x de frenado) o en la aniquilación positrones con electrones liberados (Attix, 2008; Cember et al., 1969; Podgorsak et al., 2005). La energía transferida en la Ecuación 3.4 es justamente la energía cinética que reciben las partículas cargadas dentro del volumen  $V$ , sin importar donde o cómo gasten su energía y sin considerar la energía cinética que se transfiere de una partícula cargada a otra (Attix, 2008).

En base a las definiciones de energía radiante y energía transferida, se puede definir el kerma en un punto de interés  $P$  dentro de un volumen  $V$  como:

$$K = \frac{d(\epsilon_{tr})_{es}}{dm} \equiv \frac{d\epsilon_{tr}}{dm}, \quad (3.5)$$

donde  $(\epsilon_{tr})_{es}$  es el valor esperado de la energía transferida a un volumen  $V$  durante un cierto intervalo de tiempo. La cantidad  $d(\epsilon_{tr})_{es}$  es el valor esperado de la energía transferida a un volumen infinitesimal  $dV$  con masa una masa  $dm$ , pero debido a que cualquier cociente diferencial puede ser tomado como una cantidad no estocástica, el símbolo  $d(\epsilon_{tr})_{es}$  se simplifica a  $d\epsilon_{tr}$  como se muestra en la Ecuación 3.5. De esta manera el kerma es el valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo la energía por pérdida radiativa y excluyendo la transferida entre partículas cargadas. Se puede calcular el valor promedio del kerma que se deposita en un volumen  $V$  con una masa  $m$  al dividir el valor esperado de la energía transferida entre su masa  $((\epsilon_{tr})_{es}/m)$ . En el Sistema Internacional de Unidades (SI), la unidad para el kerma es el *gray* (Gy) y se define como un joule por kilogramo (Attix, 2008):

$$1Gy = 1 \frac{J}{kg} \quad (3.6)$$

### Componentes del Kerma

El kerma para fotones consiste en la energía transferida a electrones y positrones por unidad de masa del material absorbente. La energía cinética que adquieren los electrones liberados en el material absorbente se gasta en dos formas (Attix, 2008):

- 1) En ionizaciones o excitaciones de los átomos cercanos a su trayectoria mediante interacciones con el campo eléctrico de sus electrones (interacción de Coulomb), resultando en una disipación de energía local. Estas interacciones son conocidas como interacciones por colisión.
- 2) En interacciones con el campo eléctrico del núcleo atómico, donde se emite radiación de frenado (fotones) como producto de la desaceleración. Este tipo de interacción se conoce como interacción radiativa. La radiación de frenado es relativamente más penetrante que los electrones, por lo tanto transporta su energía más allá del punto de emisión.

Un positrón en movimiento puede encontrarse con un electrón del medio provocando su aniquilación (aniquilación en vuelo), como resultado se emiten dos fotones con la misma energía. La energía cinética del positrón al momento de la aniquilación, se distribuye de manera equitativa en los dos fotones emitidos. La interacción entre un positrón y un electrón, también se considera como una interacción radiativa.

El kerma puede subdividirse en dos partes considerando la forma en que la energía transferida se gasta en el medio (Attix, 2008):

$$K = K_c + K_r, \quad (3.7)$$

donde  $K_c$  es el kerma de colisión y  $K_r$  el kerma radiativo. Estos términos representan la energía gastada en interacciones por colisión y la gastada por interacciones radiativas respectivamente. Los neutrones son también radiación indirectamente ionizante, estos liberan protones y núcleos

pesados al interactuar con el material absorbente, por lo que se considera únicamente el kerma de colisión, despreciando el kerma radiativo (Attix, 2008).

La energía por interacciones radiativas no se deposita en el medio de interés (volumen  $V$ ), para cuantificar la energía depositada se define una nueva cantidad estocástica llamada energía neta transferida ( $\epsilon_{tr}^n$ ) como (Attix, 2008):

$$\epsilon_{tr}^n = (R_u)_e - (R_u)_s^{nr} + \Sigma Q - R_u^r = \epsilon_{tr} - R_u^r, \quad (3.8)$$

donde  $(R_u)_e$ ,  $(R_u)_s^{nr}$  y  $\Sigma Q$ , se definen igual que en la Ecuación 3.4. Mientras que  $R_u^r$  es la energía radiante que emiten las partículas cargadas originadas dentro del volumen  $V$  como pérdidas radiativas (radiación generada por interacciones radiativas), sin importar si la pérdida radiativa ocurre dentro o fuera del volumen  $V$ . Esta ecuación es similar a la Ecuación 3.4, aunque difieren por el término de la energía radiante por pérdidas radiativas. Se puede observar que las cantidades  $\epsilon_{tr}$  y  $K$ , incluyen energía que se transforma en pérdidas radiativas al transferirse a partículas cargadas del medio, mientras que  $\epsilon_{tr}^n$  y  $K_c$  son cantidades relacionadas con la energía transferida a partículas cargadas del medio sin escapar en forma radiativa (Attix, 2008).

El kerma de colisión es el valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas del medio por unidad de masa en el punto de interés, excluyendo la energía por pérdidas radiativas y energía que pasa de una partícula cargada a otra. El kerma de colisión  $K_c$  en un punto de interés  $P$  dentro de un volumen finito  $V$  se define como:

$$K_c = \frac{d\epsilon_{tr}^n}{dm}, \quad (3.9)$$

donde  $\epsilon_{tr}^n$  es la energía neta transferida en un volumen finito  $V$ , durante un intervalo de tiempo (Attix, 2008). La cantidad  $d\epsilon_{tr}^n$ , es la energía neta transferida a un volumen infinitesimal  $dv$  con una masa  $dm$  alrededor del punto  $P$ . El promedio del  $K_c$  a través de un volumen, que contiene una masa  $m$ , está dado por el cociente  $(\epsilon_{tr}^n)/m$ . El kerma radiativo se define con la diferencia entre el kerma y el kerma de colisión  $K - K_c$ . Sin embargo puede ser escrito como  $K_r = dR_u^r/dm$  como en las Ecuación 3.9 (Attix, 2008).

### 3.3.4. Dosis Absorbida

La dosis absorbida es la cantidad más importante en la física radiológica. Está definida para campos externos, fuentes contenidas dentro del material absorbente y para radiación directa e indirectamente ionizante. La dosis está relacionada con una cantidad estocástica: la energía impartida. La energía impartida por radiación ionizante a una masa  $m$  contenida en un volumen  $V$  es:

$$\epsilon = (R_u)_e - (R_u)_s + (R_c)_e - (R_c)_s + \Sigma Q \quad (3.10)$$

Donde  $(R_u)_e$ ,  $(R_u)_s$  y  $\Sigma Q$  se definen de igual manera que en la Ecuación 3.4. Los términos  $(R_c)_e$  y  $(R_c)_s$  se definen como la energía radiante de partículas cargadas entrando al volumen y como la energía radiante de partículas cargadas saliendo del volumen. La dosis absorbida  $D$  en un punto  $P$  dentro de un volumen  $V$  se define como:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}, \quad (3.11)$$

la cantidad  $d\epsilon$  es la energía impartida en un elemento de volumen infinitesimal  $dV$ , con una masa  $dm$  en el punto de interés  $P$ . La unidad de medida para la dosis absorbida en el Sistema Internacional de Unidades (SI) es el *gray* (Gy). La dosis absorbida  $D$  es el valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa en un punto de interés (Attix, 2008).

### 3.4. Interacción de los fotones con la materia

Los fotones pertenecen al tipo de radiación indirectamente ionizante, pueden interactuar con los átomos a través los electrones ligados o el campo eléctrico del núcleo. El fotón al interactuar puede desaparecer al transferir toda su energía o dispersarse y continuar su trayectoria con menor o igual energía a la inicial. La interacción se lleva a cabo principalmente de cinco maneras: efecto Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares, dispersión de Rayleigh e interacción fotonuclear. Los primeros tres mecanismos resultan en la transferencia de energía a electrones del medio, por tanto sólo haremos referencia de ellos; la dispersión Rayleigh es un cambio de dirección del fotón incidente sin pérdida de energía y el efecto fotonuclear en la desaparición del fotón para liberar partículas subnucleares (Attix, 2008).

La probabilidad para que se presente algún efecto está en función de la energía de los fotones incidentes y del número atómico del medio con el que interactúa. En la Figura 3.3 se muestra la probabilidad de ocurrencia para cada efecto en función del número atómico del material absorbedor y la energía de los fotones incidentes. Las curvas muestran las condiciones en que los efectos son igual de probables (Podgorsak, 2010).

#### 3.4.1. Efecto Compton

El efecto Compton es la colisión elástica entre un fotón de energía  $E_\gamma$  y un electrón débilmente ligado a un átomo del medio, por lo que se supone libre y en reposo; esto se muestra en la Figura 3.4. Después de la colisión un fotón de energía  $E_{\gamma'}$  menor al incidente y un electrón de energía cinética  $E_k$ , salen dispersados (Podgorsak, 2010).

Partiendo de la conservación de energía y momento relativista, se obtienen expresiones para la diferencia de longitud de onda entre el fotón incidente y el dispersado, la energía del fotón dispersado y los ángulos de dispersión para el fotón y electrón (Ecuaciones 3.12 a 3.15).

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos(\theta)), \quad (3.12)$$

$$E_{\gamma'} = h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_e c^2} (1 - \cos(\theta))}, \quad (3.13)$$

$$\cot(\phi) = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \left(1 + \frac{h\nu}{m_e c^2}\right), \quad (3.14)$$

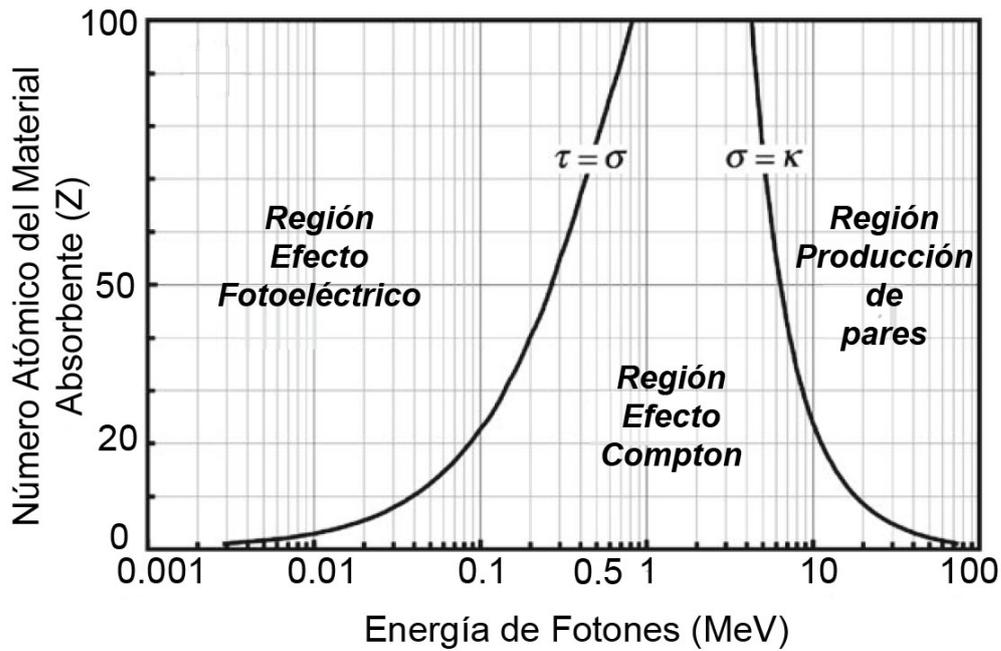


Figura 3.3: Probabilidad de ocurrencia en función de la energía de los fotones incidentes y del número atómico del material absorbente para los efectos fotoeléctrico  $\tau$ , efecto Compton  $\sigma$  y producción de pares  $\kappa$ . La curva a la izquierda muestra las condiciones en que el efecto fotoeléctrico y Compton son igual de probables, mientras que la curva de la derecha muestra las condiciones en que el efecto Compton y producción de pares son igual de probables (tomada de Podgorsak (2010)).

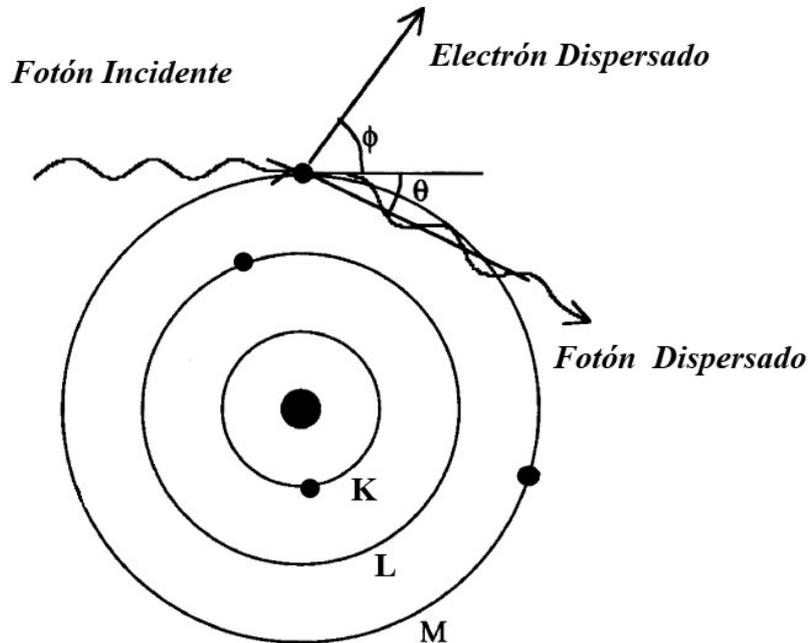


Figura 3.4: Efecto Compton. Colisión entre un fotón de energía  $E_\gamma$  y un electrón que se supone es libre y en reposo. Después de la colisión, un fotón con energía  $E_{\gamma'}$  y un electrón de energía  $E_k$ , salen dispersados formando ángulos de  $\phi$  y  $\theta$  respectivamente, con respecto a la dirección del fotón incidente. El número máximo de electrones en las capas K, L y M es de 2, 8 y 18, respectivamente. Sin embargo sólo se dibuja un electrón en cada capa para representar la interacción.

$$E_k = h\nu - h\nu', \quad (3.15)$$

donde  $\lambda$  y  $\lambda'$ ,  $h\nu$  y  $h\nu'$  son la longitud de onda y la energía, para el fotón incidente y el dispersado, respectivamente;  $\theta$  y  $\phi$ , los ángulos de dispersión del fotón y electrón respectivamente, y  $m_e c^2$  la energía en reposo del electrón (Podgorsak, 2010).

### 3.4.2. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es la interacción entre un fotón incidente (energía  $E_\gamma$ ) y un electrón ligado (con energía de ligadura  $E_B$ ) a un átomo del medio, esto se puede apreciar en la Figura 3.5. Para que el efecto fotoeléctrico se pueda presentar, la energía del fotón incidente debe ser mayor a la energía de ligadura del electrón ( $E_B < E_\gamma$ ). Este efecto se caracteriza por transferir toda la energía del fotón incidente al electrón liberado en el medio. La energía del electrón dispersado es igual a la energía del fotón incidente menos la energía de ligadura (Podgorsak, 2010):

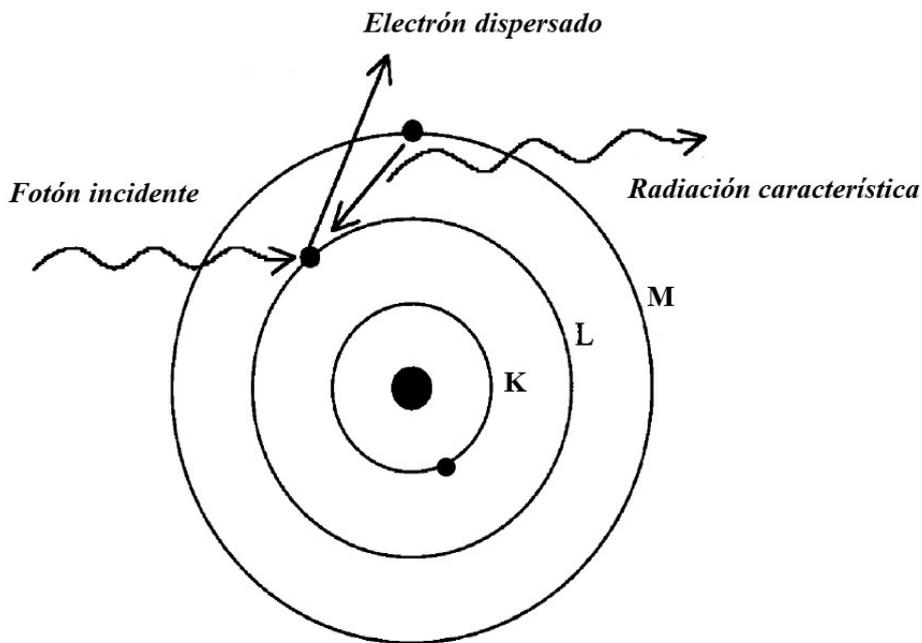


Figura 3.5: Efecto Fotoeléctrico. Transferencia total de energía del fotón incidente a un electrón dispersado, fuertemente ligado a un átomo del medio; seguida de emisión de radiación característicos. El número máximo de electrones en las capas  $K$ ,  $L$  y  $M$  es de 2, 8 y 18, respectivamente. Sin embargo sólo se dibuja un electrón en cada capa para representar la interacción.

$$E_k = E_\gamma - E_B, \quad (3.16)$$

donde  $E_k$  la energía cinética del electrón dispersado,  $E_\gamma$  la energía del fotón incidente y  $E_B$  energía de ligadura del electrón (Podgorsak, 2010).

### 3.4.3. Producción de pares

La producción de pares consiste en la interacción de un fotón con el campo eléctrico del núcleo resultando en la desaparición del fotón y originando un par electrón-positrón, como se puede observar en la Figura 3.6. Después de la interacción el par electrón-positrón depositan su energía cinética hasta agotarla. Al momento en que el positrón agota su energía cinética se aniquila con un electrón generando dos fotones cada uno con una energía de 0.511 MeV. Para que la producción de pares sea posible, la energía del fotón incidente debe ser mayor que el doble de la energía en reposo del electrón ( $1.022 \text{ MeV}$ ) (Attix, 2008). También existe cierta probabilidad de que un fotón interactúe con el campo eléctrico de un electrón atómico, dando lugar a dos electrones (el que provee el campo eléctrico y el generado) y un positrón, este proceso es llamado producción de tripletes y la energía umbral para sea posible de  $4m_e c^2$  (Attix, 2008).

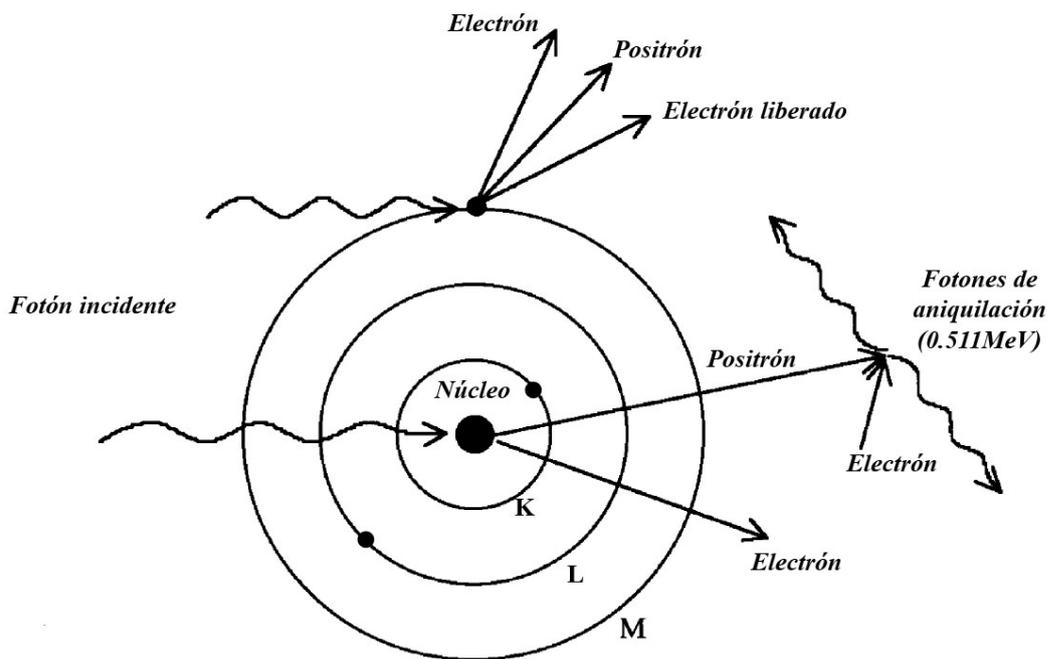


Figura 3.6: Producción de pares. Interacción de un fotón con el campo eléctrico del núcleo (parte central) o con el campo eléctrico de un electrón atómico (parte superior). El número máximo de electrones en las capas  $K$ ,  $L$  y  $M$  es de 2, 8 y 18, respectivamente. Sin embargo sólo se dibuja un electrón en cada capa para representar la interacción.

### 3.4.4. Atenuación Exponencial

Este concepto es relevante para radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones). Si dos partículas con energía comparable, pero de cargas distintas: una con carga cero y otra con carga diferente de cero; inciden contra una placa de materia, la partícula sin carga tiene una gran probabilidad de atravesar la placa sin depositar energía, mientras que la partícula con carga interactúa un gran número de veces con los electrones y núcleos de los átomos del material depositando una parte de su energía, por lo que la penetración en el material será mayor para la partícula sin carga (Attix, 2008).

Un haz monoenergético formado de un gran número de partículas sin carga, incide perpendicularmente sobre una placa plana de materia con un espesor  $L$ . Se asume que cada partícula

del haz es completamente absorbida en una sola interacción sin producir radiación secundaria ó atraviesa la placa entera sin cambiar su energía o dirección. Si  $\mu$  es la probabilidad de interacción de una partícula individual por unidad de material atravesado, entonces la probabilidad de que interaccione en un grosor infinitesimal  $dl$  es  $\mu dl$ . Si un número  $I_0$  de partículas atraviesa una distancia  $dl$  de material atenuante, el cambio en el número de partículas  $dI$  debido a la absorción está dado por (Attix, 2008):

$$dI = -\mu I dl, \quad (3.17)$$

donde las unidades de  $\mu$  son  $cm^{-1}$  o  $m^{-1}$  y de  $dl$  son  $cm$  o  $m$ . La fracción de cambio en  $I$  debido a la absorción de partículas en un grosor  $dl$  es:

$$\frac{dI}{I} = -\mu dl \quad (3.18)$$

Integrando ambos miembros de la ecuación tomando como límites el número de partículas inicial  $I_0$ , el número de partículas final  $I_f$ , la distancia de penetración inicial  $l = 0$  y la distancia de penetración final  $l = L$ , se tiene:

$$\int_{I_0}^{I_f} \frac{dI}{I} = - \int_0^L \mu dl$$

$$\ln(I)|_{I_0}^{I_f} = -\mu l|_0^L$$

$$\ln(I_f) - \ln(I_0) = -\mu(L) \quad (3.19)$$

Resolviendo para  $I_f$ , se tiene:

$$\ln\left(\frac{I_f}{I_0}\right) = -\mu L$$

$$\frac{I_f}{I_0} = e^{-\mu L}$$

$$I_f = I_0 e^{-\mu L} \quad (3.20)$$

Esta es la ley de atenuación exponencial que se aplica bajo las condiciones del haz descritas anteriormente. La cantidad  $\mu$  es el coeficiente lineal de atenuación o simplemente coeficiente de atenuación. Cuando el coeficiente lineal de atenuación se divide por la densidad del medio atenuador  $\mu/\rho$ , se obtiene el coeficiente lineal de atenuación másico. La cantidad  $1/\mu$  es conocida como camino libre medio o longitud de relajación de las partículas. Esto es un promedio de la distancia que una sola partícula puede viajar a través de medio atenuador antes de interactuar. A una profundidad de un camino libre medio, el haz se reduce a una fracción de  $\cong 37\%$ , a tres veces el camino libre medio  $3/\mu$  se reduce al  $5\%$ ; a una profundidad de cinco veces el camino libre medio  $5/\mu$  se reduce a menos del  $1\%$ ; y a siete veces el camino libre medio  $7/\mu$  se reduce a menos del  $0.1\%$  (Attix, 2008).

### Coefficiente de absorción másico

El coeficiente de absorción másico se define como (Podgorsak, 2010):

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \frac{\bar{E}_{en}}{h\nu} = \frac{\mu}{\rho} \bar{f}_{en}, \quad (3.21)$$

donde  $\mu$  es el coeficiente lineal de atenuación,  $\bar{E}_{en}$  es el promedio de la energía transferida de partículas cargadas liberadas al medio absorbente, es decir el promedio de la energía absorbida por el medio y  $\bar{f}_{en}$  es la fracción total promedio de energía absorbida, es decir el promedio total de la fracción de energía  $h\nu$  del fotón incidente, absorbida en el material (Podgorsak, 2010).

## 3.5. Interacción de partículas cargadas con la materia

Las partículas con carga liberadas dentro de un material poseen un campo eléctrico a su alrededor, mediante este campo interactúan con los electrones y núcleos de todos los átomos a lo largo de su trayectoria. La energía cinética de la partícula se deposita gradualmente en cada interacción hasta agotarse por completo. La probabilidad de que una partícula cargada no interactúe al pasar por un material es nula. Una partícula cargada de 1 MeV de energía, interactuará alrededor de  $10^5$  veces, antes de perder toda su energía cinética. La descripción de la interacción entre las partículas cargadas y los átomos del medio, se realiza mediante el parámetro de impacto "b" que es la distancia entre la trayectoria de la partícula y el radio atómico "a". Las interacciones se dividen en tres tipos: colisión suave ( $b \gg a$ ), colisión dura ( $b \sim a$ ) y radiación de frenado ( $b \ll a$ ) (Attix, 2008).

### 3.5.1. Colisión suave

Si el parámetro de impacto es mucho más grande que el radio atómico ( $b \gg a$ ) la partícula cargada interactúa con el campo eléctrico de todo el átomo (núcleo más electrones) como se muestra en la Figura 3.7. La fracción de energía que se transfiere a electrones ligados es del orden de eV; sin embargo, mediante este mecanismo se puede generar una transferencia del 50% de la energía cinética de la partícula cargada al medio, debido al número de interacciones que se presentan ( $\sim 10^5$ ). Esta transferencia de energía ocasiona ionizaciones y excitaciones en los átomos que se encuentran a lo largo de su trayectoria (Attix, 2008).

### 3.5.2. Colisión dura

Si el parámetro de impacto es similar al radio atómico ( $b \sim a$ ), la partícula cargada colisionará principalmente con electrones atómicos, que se suponen libres, esto se muestra en la Figura 3.8. El electrón puede ser expulsado del átomo (rayo delta,  $\delta$ ) con una cantidad de energía cinética que disipará a lo largo de su trayectoria. La cantidad de interacciones por colisión dura son menores que en colisión suave, pero la energía transferida en una colisión dura es comparable con la que se pierde por todas las colisiones suaves (Attix, 2008).

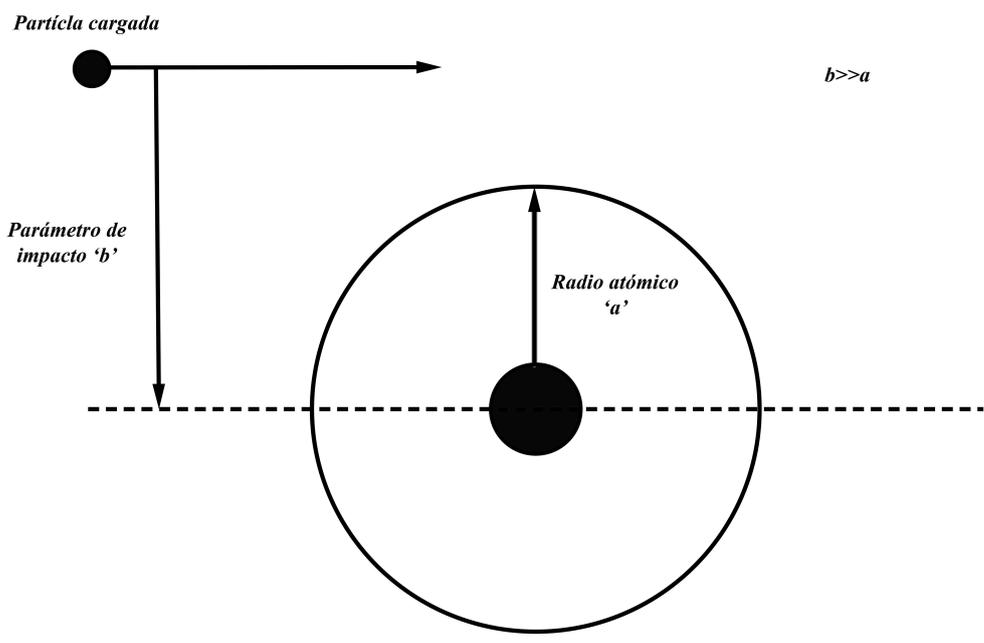


Figura 3.7: Colisión suave. Parámetro de impacto mayor que el radio atómico, la partícula interacciona con el campo eléctrico del átomo.

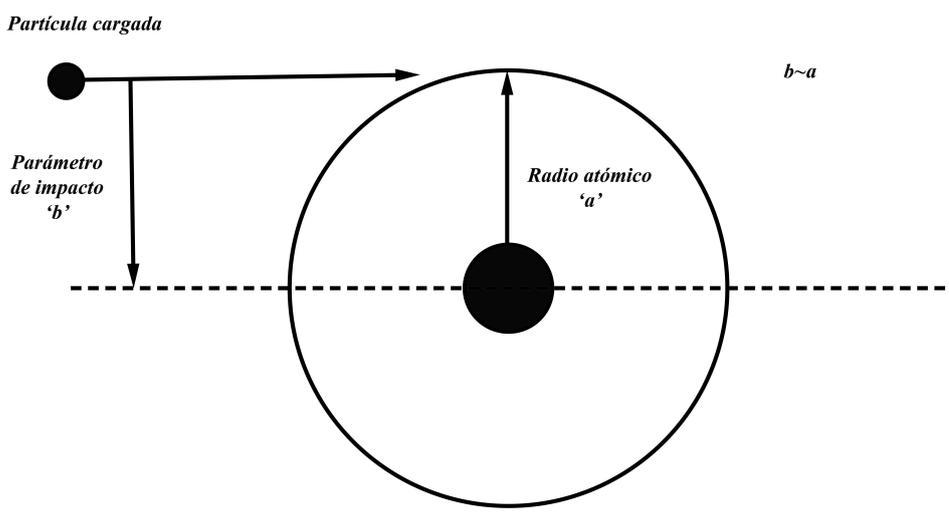


Figura 3.8: Colisión dura. Parámetro de impacto similar al radio atómico, la partícula cargada, interacciona con electrones atómicos.

### 3.5.3. Radiación de frenado

Si el parámetro de impacto es menor que el radio atómico ( $b \ll a$ ), la partícula interactúa principalmente con el campo eléctrico nuclear de los átomos del medio como se puede apreciar en la Figura 3.9. Esta interacción es relevante para electrones, por lo que solo se hará referencia a ellos. Del 97 al 98 % de estas interacciones son dispersiones elásticas en las que se transfiere una parte insignificante de su energía cinética para conservar el momento en la colisión; este mecanismo no se considera en la transferencia de energía al medio, pero sí juega un papel importante en la dispersión de electrones. Del 2 al 3 % de estas interacciones sufren una colisión inelástica, desviando la trayectoria de los electrones y emitiendo energía en forma de fotones (rayos X). La energía que los electrones transfieren a los fotones emitidos, puede ser de hasta el 100 % de su energía cinética. Esta radiación se conoce en alemán como *bremstrahlung* que significa radiación de frenado (Attix, 2008).

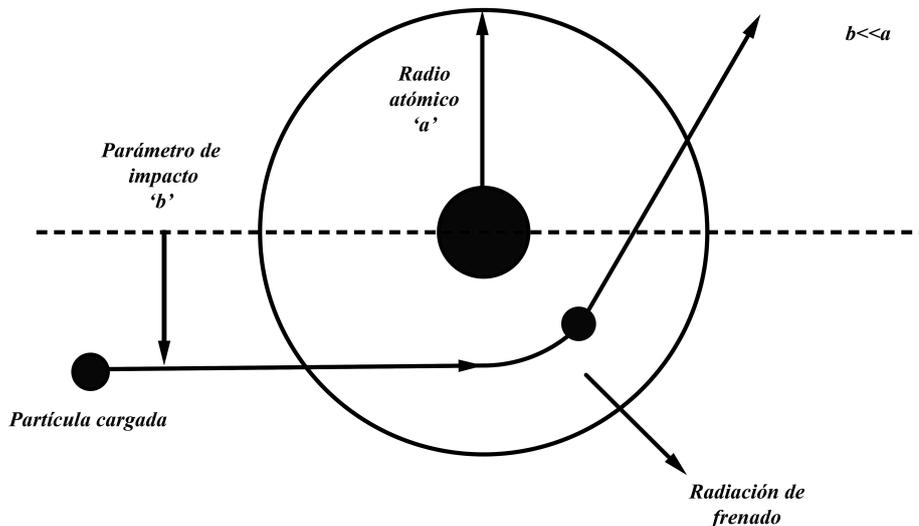


Figura 3.9: Radiación de frenado. Partícula cargada (electrón) emitiendo radiación de frenado (rayos X), al sufrir una dispersión inelástica.

### 3.5.4. Poder de frenado

La tasa espacial de pérdida de energía de una partícula cargada por unidad de longitud recorrida dentro del material, se conoce como poder de frenado lineal ( $S$ ) y sus unidades son  $MeV/cm$ . El poder de frenado másico de un material, es el poder de frenado lineal de la partícula cargada, dividido entre la densidad del material absorbente y sus unidades son  $MeVcm^2/g$  (Podgorsak, 2010). El poder de frenado es una propiedad del material absorbente en el que viaja la partícula cargada.

Considerando las formas en que las partículas cargadas, transfieren su energía al medio, el poder de frenado se puede dividir en dos tipos Attix (2008):

#### 1) Poder de Frenado por Colisión

Es la tasa de pérdida de energía por unidad de longitud, mediante interacciones por colisión dura y colisión suave.

## 2) Poder de Frenado Radiativo

Es la tasa de pérdida de energía por unidad de longitud, mediante interacciones por radiación de frenado.

El poder de frenado másico total para una partícula cargada con una energía cinética  $E_k$  que viaja en un medio material de número atómico  $Z$ , es la suma del poder de frenado por colisión más poder de frenado por radiación, esto es (Attix, 2008):

$$S_{Tot} = \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{col} + \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{rad}, \quad (3.22)$$

donde  $\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{col}$  es el poder de frenado másico por colisión,  $\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{rad}$  es el poder de frenado másico radiativo y  $S_{Tot}$  es el poder de frenado másico total. El poder de frenado por colisión se puede dividir en poder de frenado por colisión suave y poder de frenado por colisión dura, quedando (Attix, 2008):

$$S_{Tot} = \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{col}^{suave} + \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{col}^{dura} + \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{rad}, \quad (3.23)$$

donde  $\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{col}^{suave}$  es el poder de frenado másico por colisión suave y  $\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{col}^{dura}$  es el poder de frenado másico por colisión dura.

### 3.5.5. Alcance de partículas cargadas

El alcance "R" para una partícula cargada es un concepto experimental que se refiere a la longitud de penetración de la partícula cargada en el material absorbente. Este alcance está en función de las características que posee la partícula cargada: energía cinética, masa y carga; así como de las propiedades del material absorbente. Durante el viaje, las partículas cargadas interactúan mediante colisiones ionizantes (colisiones suaves o duras) o por colisiones radiativas (radiación de frenado), sufriendo dispersiones y generando trayectorias tortuosas para las partículas cargadas. En el caso particular de los electrones, estos pueden perder un 50 % de su energía cinética en colisiones de ionización o hasta el 100 %, en colisiones radiativas (Podgorsak, 2010).

La penetración máxima ( $R_{max}$ ) para partículas cargadas, se define como la profundidad a partir de la cual, las partículas cargadas no penetran más en el material absorbente (Podgorsak, 2010).

#### Alcance CSDA

Una partícula cargada viajando dentro de un material absorbente interactúa mediante colisiones ionizantes o radiativas, perdiendo de manera gradual y continua su energía cinética; este proceso se conoce como aproximación de frenado continuo (en inglés continuous slowing down approximation-CSDA). El alcance CSDA ( $R_{CSDA}$ ), es decir el alcance por aproximación

de frenado continuo, es una cantidad calculada, que representa la longitud promedio de la trayectoria recorrida por la partícula en el medio absorbedor. Este concepto fue introducido por Martin Berger y Stephen Seltzer en 1983 y se define como (Podgorsak, 2010):

$$R_{CSDA} = \int_0^{(E_k)_0} \frac{dE}{S_{tot}(E)}, \quad (3.24)$$

donde  $R_{CSDA}$  es el alcance por aproximación de frenado continuo,  $(E_k)_0$  es la energía cinética inicial de la partícula y  $S_{tot}(E)$  es el poder de frenado másico de la partícula en función de su energía y del material en el que viaja.

Existe una relación entre el alcance por aproximación de frenado continuo y la penetración máxima para partículas cargadas. La relación  $R_{max} \approx R_{CSDA}$  se cumple para partículas cargadas pesadas sin importar el material absorbente en el que viajan (Podgorsak, 2010).

### Alcance de electrones

El alcance por aproximación de frenado continuo ( $R_{CSDA}$ ) para electrones suele exceder a su alcance ( $R$ ), esto se debe a las dispersiones que sufren los electrones al interactuar con los núcleos y electrones de los átomos del medio, generando trayectorias tortuosas. Para materiales absorbentes con número atómico bajo, la diferencia entre  $R_{CSDA}$  y  $R$ , es del 10 al 15%, sin embargo para materiales absorbentes con número atómico alto, el  $R_{CSDA}$  puede ser hasta el doble de  $R$  (Podgorsak, 2010).

# Capítulo 4

## Dosimetría

La dosimetría de radiación ionizante (o simplemente dosimetría), se encarga de medir la dosis absorbida o tasa de dosis que resulta de la interacción de radiación ionizante con la materia. La determinación de dosis absorbida, tasa de dosis, kerma, dosis equivalente, energía impartida o alguna otra cantidad radiológica relevante se realiza mediante medidas o cálculos (Attix, 2008).

### 4.1. Dosímetro

Un dosímetro se define generalmente como cualquier dispositivo con un volumen sensible a la radiación ionizante, capaz de proveer una lectura como respuesta a la cantidad de dosis absorbida. Idealmente la respuesta de cada elemento del volumen sensible es proporcional a la dosis absorbida. Esta idealización se hace a menudo, pero no siempre se aplica en la práctica. La mayoría de los dosímetros no exhiben una relación de linealidad entre su respuesta y la dosis absorbida, o puede haber un acoplamiento pobre entre la respuesta y el aparato de lectura, al menos en algún intervalo de dosis (Attix, 2008).

### 4.2. Teoría de cavidades

Un dosímetro se puede considerar generalmente como un volumen sensible  $V$ , lleno de un medio  $g$ , rodeado por un segundo medio  $w$  (que recubre, envuelve, contiene o encapsula) con un grosor  $t$  ( $\geq 0$ ) como se puede observar en la Figura 4.1.

El material sensible  $g$ , por lo general es diferente del material que lo contiene  $w$ , de manera que la dosis medida en  $g$ , no necesariamente es la dosis depositada en  $w$ . La teoría de cavidades relaciona la dosis depositada en  $g$  (llamada cavidad) con la dosis depositada en  $w$  (llamada pared). El tamaño de la cavidad se toma en base al alcance de las partículas cargadas secundarias producidas por fotones. Por ejemplo, si el alcance de las partículas cargadas en el medio  $g$  es mucho mayor al tamaño de cavidad, ésta se considerara como pequeña. Varias teorías para haces de fotones han sido desarrolladas tomando en cuenta el tamaño de la cavidad; como ejemplo la teoría Bragg-Gray y Spencer-Attix se aplican para cavidades pequeñas, mientras que para cavidades grandes se usa la teoría de *Burlin* (Podgorsak et al., 2005).

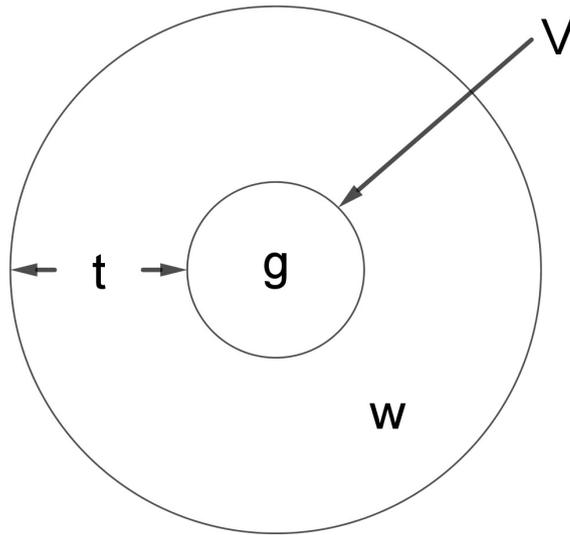


Figura 4.1: Representación esquemática de un dosímetro con un volumen sensible  $V$ , lleno de un material  $g$  y rodeado por una capa de material  $w$  con un grosor  $t$  (imagen adaptada de Attix (2008))

La pared dosimétrica hecha del material  $w$  desempeñar múltiples funciones, incluyendo las siguientes (Attix, 2008):

- 1) Es una fuente de partículas cargadas secundarias que contribuyen a la dosis en el volumen sensible del dosímetro. También provee las condiciones de equilibrio de partícula cargada (EPC).
- 2) Protege el volumen sensible de partículas cargadas originadas fuera del medio contenedor.
- 3) Protege al volumen sensible de daño mecánico, humedad, luz o campos electrostáticos que pueden alterar la respuesta del dosímetro.
- 4) Sirve como contenedor para el medio  $g$ , que puede presentarse en estado líquido, gaseoso o en polvo, según sea el tipo de dosímetro.
- 5) Puede contener filtros (materiales atenuadores) que modifica la energía del campo de radiación que inciden sobre el volumen sensible.

### 4.3. Equilibrio de partícula cargada para fuentes externas de radiación indirectamente ionizante

El propósito principal del concepto de equilibrio de partícula cargada (EPC) en la física radiológica es relacionar la dosis absorbida  $D$  con el kerma de colisión  $K_c$  (Attix, 2008). El EPC existe para un volumen de interés si por cada partícula cargada que sale de él, entra otra del mismo tipo y con la misma energía reemplazándola. De esta forma existe un equilibrio entre la energía radiante de partículas que entra y la energía radiante que sale del volumen, obteniendo la siguiente relación (Attix, 2008):

$$(R_c)_e = (R_c)_s, \quad (4.1)$$

con  $(R_c)_e$  la energía radiante de partículas cargadas entrando y  $(R_c)_s$  la energía radiante de partículas cargadas saliendo. Para que el EPC pueda existir, el volumen de interés  $v$  debe estar contenido dentro de un volumen mayor  $V$ , de manera que sus fronteras estén separadas por una distancia  $d$  mayor al alcance máximo de cualquier partícula cargada producida en  $V$  (Figura 4.2), además se deben cumplir las siguientes condiciones:

- a) La composición atómica y la densidad del medio  $V$  deben ser homogéneas.
- b) El campo de radiación debe ser uniforme (el campo de radiación debe ser atenuado despreciablemente por el medio  $V$ ).
- c) No deben existir campos eléctricos o magnéticos no homogéneos.

Se podría pensar que el número de partículas cargadas producidas por unidad de volumen y elemento de ángulo sólido para cada energía será uniforme en cualquier sitio de  $V$ , sin embargo, las interacciones de neutrones y fotones generalmente resultan en una distribución angular anisotrópica de radiación secundaria; aunque esta distribución sea anisotrópica, las condiciones de homogeneidad del medio  $V$  (condicion a) hacen homogénea esta anisotropía en el volumen  $V$ . De esta manera, la distribución anisotrópica homogénea de radiación secundaria y la uniformidad del medio son suficientes para producir el EPC en el volumen  $v$ .

Una muestra del EPC se observa en la Figura 4.2. Un haz de fotones incide en un volumen  $V$  liberando tres partículas  $e_1$ ,  $e_2$  y  $e_3$ , en los puntos  $P1$ ,  $P2$  y  $P3$ , respectivamente, las tres partículas poseen la misma energía cinética y se desplazan en dirección paralela al haz primario. La partícula  $e_1$  viaja en el material, después entra al volumen  $v$  con  $1/3$  de su energía cinética, depositándola. La partícula  $e_2$  entra al volumen  $v$  con  $2/3$  de su energía cinética, viaja por el material, para salir con  $1/3$  de su energía cinética y depositando  $1/3$  de su energía cinética. Por último la partícula  $e_3$  liberada justo en la frontera del volumen  $v$ , viaja en el volumen y gasta  $1/3$  de su energía cinética, para salir del volumen con  $2/3$  de su energía cinética. En este ejemplo se cumple el EPC para el volumen  $v$  en el límite no estocástico y la energía cinética total depositada en  $v$  por las tres partículas, es igual a la depositada por una sola partícula que realiza todo su recorrido dentro del volumen (Attix, 2008).

### Relación entre energía impartida y energía neta transferida

Para relacionar la dosis absorbida con el kerma de colisión, se incluye la energía neta transferida en la ecuación para la energía impartida a un cierto volumen (Ecuación 3.10). Este proceso se presenta enseguida:

$$\begin{aligned}
 \epsilon &= (R_u)_e - (R_u)_s + (R_c)_e - (R_c)_s + \Sigma Q \\
 &= (R_u)_e - (R_u)_s + (R_c)_e - (R_c)_s + \Sigma Q + \epsilon_{tr}^n - [(R_u)_e - (R_u)_s^{nr} - \\
 &\quad (R_u)^r + \Sigma Q] \\
 &= \epsilon_{tr}^n - (R_u)_s + (R_c)_e - (R_c)_s + (R_u)_s^{nr} + (R_u)_s^r,
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

donde  $\epsilon$  y  $\epsilon_{tr}^n$  son las energías impartida y neta transferida, respectivamente;  $(R_u)_s$  es la energía radiante de partículas sin carga saliendo;  $(R_c)_e$  y  $(R_c)_s$  las energías radiantes de partículas con carga entrando y saliendo, respectivamente;  $(R_u)_s^{nr}$  es la energía radiante de partículas sin carga no radiativas saliendo; y  $(R_u)_s^r$  es la energía radiante de partículas sin carga producidas por pérdidas radiativas que salen del volumen. Como se puede observar en la Ecuación 4.2 la

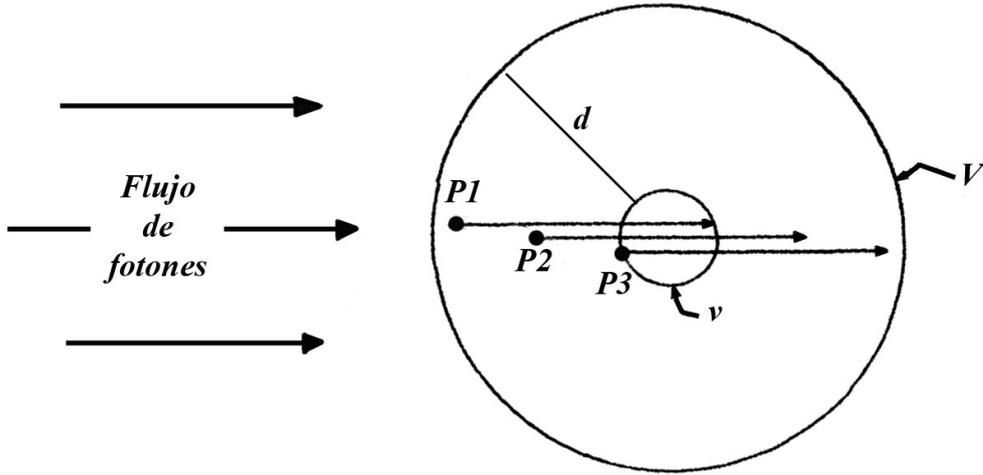


Figura 4.2: Condiciones de equilibrio de partícula cargada para una fuente externa. Radiación indirectamente ionizante incide uniformemente sobre un volumen  $V$  homogéneo. Un volumen  $v$  se encuentra contenido en  $V$  manteniendo una distancia de separación entre sus fronteras de  $d$ , mayor al alcance de las partículas secundarias liberadas por la radiación primaria en el medio  $V$ . Partículas cargadas secundarias son producidas uniformemente a través de  $V$ , no necesariamente isotrópicamente, pero con la misma dirección y energía distribuidas en todos lados (tomada de Attix (2008)).

energía impartida difiere de la energía neta transferida por cinco términos que corresponden a las energías radiantes de partículas con y sin carga, entrando y saliendo del volumen.

Usando las condiciones de EPC (relación 4.1) en la ecuación 4.2 se tiene:

$$\epsilon = \epsilon_{tr}^n - (R_u)_s + (R_u)_s^{nr} + (R_u)_s^r \quad (4.3)$$

Bajo condiciones de EPC y suponiendo que el volumen de interés es lo suficientemente pequeño para que los fotones generados por interacciones radiativas logren escapar de él, se puede asumir que cualquier interacción radiativa por partículas cargadas fuera del volumen, será reemplazada por una interacción idéntica dentro del volumen. Por lo tanto, la energía radiante de partículas sin carga que salen del volumen, es igual a la energía radiante de partículas sin carga no radiativas más la energía radiante de partículas sin carga radiativas, generando la relación:

$$(R_u)_s = (R_u)_s^{nr} + (R_u)_s^r \quad (4.4)$$

Utilizando la ecuación 4.4 en la ecuación 4.3, se obtiene:

$$\epsilon = \epsilon_{tr}^n \quad (4.5)$$

Logrando así una igualdad entre la energía impartida y la energía neta transferida en el volumen de interés. Por otra parte, si el volumen  $v$  se reduce a un tamaño infinitesimal  $dv$  de masa  $dm$ , alrededor del punto de interés  $P$ , se obtiene la relación:

$$\frac{d\bar{\epsilon}}{dm} = \frac{d\bar{\epsilon}_{tr}^n}{dm} \quad (4.6)$$

Por consiguiente, bajo condiciones de EPC la dosis absorbida es igual al kerma de colisión en un punto del medio absorbente.

$$D \stackrel{EPC}{=} K_c \quad (4.7)$$

Esta ecuación es una relación importante que iguala una cantidad medible  $D$  con una cantidad calculable  $K_C (= \Psi * \mu_{en}/\rho)$ . Si en la frontera de dos materiales, la fluencia de energía es la misma, el cociente de las dosis bajo condiciones de EPC será:

$$\frac{D_A}{D_B} \stackrel{EPC}{=} \frac{(K_C)_A}{(K_C)_B} = \frac{(\overline{\mu_{en}/\rho})_A}{(\overline{\mu_{en}/\rho})_B}, \quad (4.8)$$

donde  $D_A, D_B, (\overline{\mu_{en}/\rho})_A$  y  $(\overline{\mu_{en}/\rho})_B$  son la dosis en el medio A, la dosis en el medio B, el coeficiente de absorción másico de energía promedio del medio A y el coeficiente de absorción másico de energía promedio del medio B, respectivamente (Attix, 2008).

## 4.4. Características de un Dosímetro

### 4.4.1. Precisión y Exactitud

En medidas dosimétricas la precisión especifica su reproducibilidad y se puede determinar mediante datos obtenidos de medidas repetidas. Si la desviación estándar de la distribución de un grupo de medidas es pequeña, entonces existe una alta precisión. Las medidas no pueden ser absolutamente exactas y su inexactitud es caracterizada por la incertidumbre. La incertidumbre es un parámetro que describe la dispersión de las mediciones de una cantidad, esta se evalúa por métodos estadísticos o juicios científicos. El error de una medida es la diferencia entre el valor esperado (valor real) de la cantidad y el valor de su medición. Las fuentes de errores no se conocen del todo pero son estimadas de la mejor forma posible; en algunos casos se puede compensar el error introduciendo correcciones, de manera que el valor de los errores sea cero, dejando solamente las incertidumbres (Podgorsak et al., 2005).

### 4.4.2. Linealidad

Idealmente la respuesta de un dosímetro debe tener una relación lineal con respecto a la cantidad dosimétrica medida o al menos en cierto rango de dosis, sin embargo mas allá de este rango se presenta una relación no lineal. El intervalo de comportamiento lineal y no lineal, depende de las características físicas del dosímetro. Aunque un dosímetro y su correspondiente lector no exhiban características lineales independientemente, su efecto combinado puede producir linealidad sobre un rango más amplio (Podgorsak et al., 2005).

### 4.4.3. Dependencia en Tasa de Dosis

La respuesta de los dosímetros en principio debería ser independiente de la tasa con la que se imparte la cantidad dosimétrica a medir, por lo tanto si se imparte a dos diferentes tasas,

la medición tendría el mismo valor. En la realidad la tasa de dosis influye en la respuesta del dosímetro y es necesario aplicar correcciones apropiadas (Podgorsak et al., 2005).

#### 4.4.4. Dependencia Energética

La respuesta de un dosímetro debe ser independiente de la energía del haz de radiación ionizante (ideal). Pero en general esta respuesta se encuentra en función de la calidad del haz de radiación (energía). Esta dependencia en la respuesta como función de la calidad del haz, se conoce como dependencia con la energía y se deben incluir correcciones por energía para realizar la medición de tal cantidad (Podgorsak et al., 2005).

#### 4.4.5. Resolución Espacial y Tamaño Físico

La dosis es una cantidad puntual, por lo que un dosímetro deberá determinar la dosis desde un volumen suficientemente pequeño (es decir, se necesita un dosímetro puntual, para medir la dosis en un punto). La posición en donde la dosis se determina (localización espacial) se define mediante un sistema de coordenadas. Los dosímetros termoluminiscentes (TLDs) vienen en tamaños pequeños y en gran medida se aproximan a dosímetros puntuales. La película dosimétrica tiene una excelente resolución en dos dimensiones (superficial) y la gel dosimétrica en tres (volumétrico), el punto de medida está limitado solamente por la resolución del sistema de evaluación (Podgorsak et al., 2005).

### 4.5. Calibración de un Dosímetro

Para poder usar un dosímetro se debe evaluar su respuesta ante patrones de referencia nacionales o internacionales. Por lo tanto, debe existir un procedimiento de calibración para dosímetros de tal manera que las medidas sean trazables a las referencias específicas.

El término "calibración" hace referencia al proceso para obtener una relación entre la lectura de un dosímetro y el valor patrón de la cantidad dosimétrica a medir, teniendo asociada una incertidumbre. Si el dosímetro requiere de un instrumento para obtener su lectura, la incertidumbre se le asocia a los coeficientes en la relación de calibración; si el dosímetro no requiere de un instrumento para su lectura, la incertidumbre se atribuye al valor de la medida realizada por el dosímetro (Brosed, 2011).

### 4.6. Película de Tinte Radiocrómica EBT3

En la dosimetría de radiación hay numerosos problemas de medición asociados a las distribuciones de dosis en profundidad y curvas de isodosis (curvas con el mismo valor de dosis) en regiones con gradientes altos, usando sistemas de medida convencionales como: cámaras de ionización, detectores termoluminiscentes (TLD, por sus siglas en ingles) y películas radiográficas. Los dosímetros radiocrómicos ofrecen una solución para estas complicaciones, contando con una gran resolución espacial, una baja dependencia energética, insensibilidad a la luz visible y por lo tanto, fáciles de manejar en cuartos iluminados (Niroomand-Rad et al., 1998).

El efecto radiocrómico es la coloración de un material debido a la absorción de energía depositada por radiación ionizante. La coloración del dosímetro se debe a un proceso de polimerización activado por la energía transferida a moléculas fotomonómeras, generando cambios químicos. Este efecto se lleva a cabo sin requerir algún proceso químico, óptico o térmico adicional (Niroomand-Rad et al., 1998).

### Estructura, Composición y Características

La película de tinte radiocrómica (PTR) *GAFCHROMIC*<sup>®</sup> EBT3, está diseñada para su uso en radiocirugía, braquiterapia y teleterapia. Está compuesta por tres capas: una capa activa con un grosor aproximadamente de  $28 \mu m$  y dos capas de sustratos de poliéster transparente con un grosor de  $125 \mu m$  (cada una) que recubren a la capa activa, un esquema de la estructura de la película se puede apreciar en la Figura 4.3 (InternationalSpecialtyProducts).

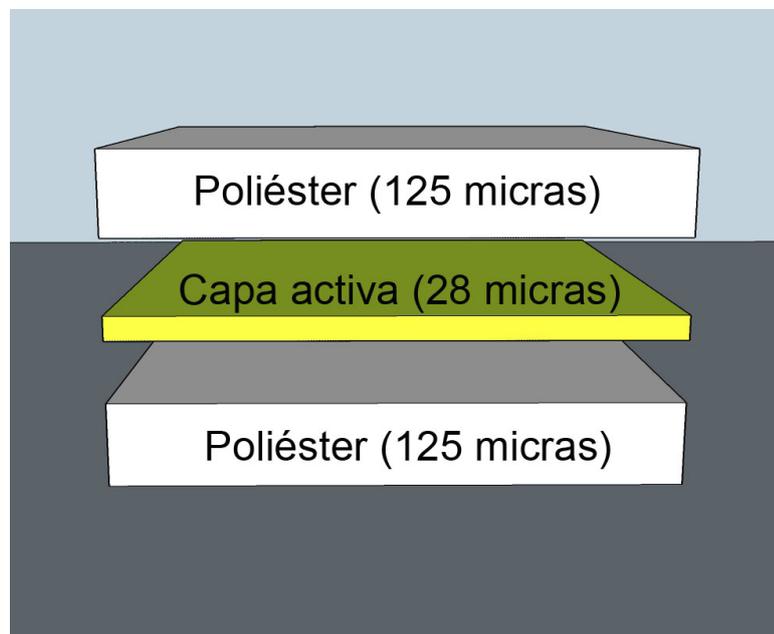


Figura 4.3: Estructura simétrica de PTR EBT3. Capa activa ( $28\mu m$ ) recubierta por dos capas de poliéster ( $125 \mu m$ ).

La composición química de la PTR-EBT3 se muestra en la Tabla 4.1. El número atómico efectivo para la PTR-EBT3 es de  $Z_{eff}=6.98$  y se aproxima al de agua  $Z_{eff}=7.42$  (Butson et al., 2006).

La dependencia energética de la PTR-EBT3 para rayos X de altas energías (6 y 15 *MV*) es débil, sin embargo para bajas energías (50 *kV*) se encuentra una dependencia energética con respecto a la dosis absorbida con una variación de más del 11 % (Massillon-JL et al., 2012). En la Figura 4.4 se muestra el espectro de absorción neta para la PTR-EBT3 en un intervalo de longitudes de onda de 400 a 800 *nm*, irradiadas con dosis de 0 a 10 Gy. En el espectro se puede apreciar un incremento en la absorción neta respecto a la dosis y diferentes bandas de absorción máxima que no se mantienen en el mismo valor de longitud de onda, sino que varía conforme a la dosis. La primer banda de absorción máxima se encuentra en un intervalo de longitudes de onda entre 635 a 639 *nm*; un segundo grupo de dos bandas máximas en los intervalos 581-588 *nm* y 561-566 *nm*, y un tercer grupo entre 400 y 550 *nm* (Marroquín et al., 2017).

Elemento	Capa activa (%)	Película completa (%)
H	56.5	38.4
Li	0.6	0.1
C	27.4	47.3
N	0.3	–
O	13.3	17.7
Na	0.1	–
Al	1.6	0.2
S	0.1	–
Cl	0.1	–

Tabla 4.1: Composición química (en porcentaje) correspondiente a la capa activa y de una película completa de PTR-EBT3. (Massillon-JL et al., 2016)

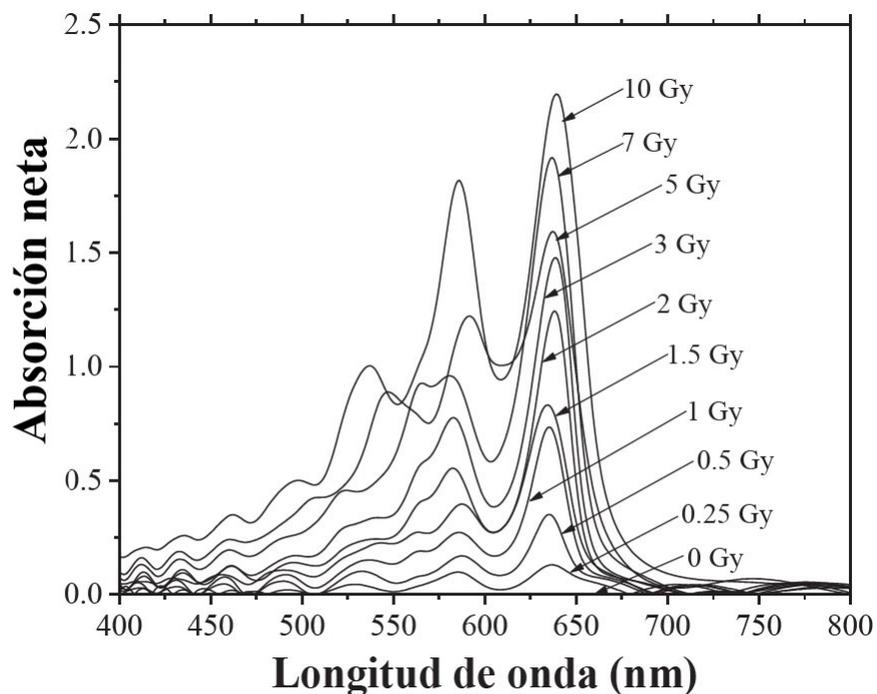


Figura 4.4: Espectro de absorción neta para película de tinte radiocrómico EBT3. Presenta un máximo de absorción en un intervalo de 635 a 639 nm (Marroquín et al., 2017)

Las capas de poliéster contienen partículas microscópicas de sílice (dióxido de silicio) en la superficie que mantienen una separación entre la película y el vidrio del escáner, evitando la formación de anillos de Newton al momento de escanear la película (Dreindl et al., 2014; InternationalSpecialtyProducts). El patrón de anillos de Newton es un fenómeno de interferencia de luz que se presenta cuando un haz de luz atraviesa una superficie convexa que se encuentra en contacto con una lámina plana de vidrio, formando un patrón de circunferencias concéntricas en el punto de contacto de ambas superficies (Sears and Zemansky, 1970).

Estas propiedades aportan a la PTR-EBT3 las siguientes características: un rango dinámico de dosis de 0.1 a 20 *Gy*, baja dependencia energética, equivalencia a tejido blando, resolución espacial de 25 *nm*, independencia con respecto a la cara de escaneo, revelación sin necesidad de realizar un tratamiento adicional antes o después de su exposición y un manejo sin necesitar un cuarto oscuro (InternationalSpecialtyProducts).

A pesar de los numerosos avances que la PTR posee como dosímetro, esta no presenta una relación lineal entre su respuesta y la dosis absorbida. Para medir distribuciones de dosis usando la PTR se debe seguir un protocolo dosimétrico establecido previamente (Devic et al., 2012).

### 4.6.1. Densidad Óptica

La disminución en la intensidad de un haz de luz que atraviesa un material puede ser una medida su absorción. La disminución en la intensidad del haz es proporcional a ella misma (Menzel, 2013), es decir:

$$dI = -\alpha I, \quad (4.9)$$

con  $I$  la intensidad del haz y  $\alpha$  el coeficiente de absorción del material. La integración de la ecuación 4.9 nos conduce a la ley de Lambert-Beer (Menzel, 2013):

$$I = I_0 e^{-\alpha L}, \quad (4.10)$$

con  $I$ ,  $I_0$ ,  $\alpha$  y  $L$ , la intensidad que atraviesa el material, la intensidad inicial que incide sobre él, su coeficiente de absorción y el grosor atravesado, respectivamente; la intensidad transmitida y la inicial resultan de mediciones. La comparación entre la intensidad transmitida y la incidente se llama transmitancia (Menzel, 2013):

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (4.11)$$

Existen diversas definiciones para la absorción de un material a partir de la transmitancia. La forma más común es la densidad óptica para filtros especiales definida como (Menzel, 2013):

$$DO = -\log(T). \quad (4.12)$$

Al exponer las PTR-EBT3 a la radiación ionizante ocurre una coloración en su capa sensible, dando como resultado su obscurecimiento, esto provoca que los rayos de luz visible se atenúen al atravesarla. La reducción de luz que atraviesa la PTR-EBT3 es medida por la densidad óptica

(DO). En la dosimetría con PTR-EBT3, se asume que la dosis absorbida está relacionada con la densidad óptica generada en la película (Butson et al., 2003).

# Capítulo 5

## Materiales y Métodos

### 5.1. Irradiador BIOBEAM-GM 2000

El irradiador que se utilizó para realizar este trabajo fue un irradiador autoblandado de la marca Gamma Service Medical (marca alemana), modelo BIOBEAM-GM 2000, el cual posee una fuente de cloruro de cesio-137 ( $^{137}\text{Cs}$ ) con una actividad de  $42.9\text{ TBq}$  ( $1159\text{ Ci}$  al 02/01/17); las muestras a irradiar se colocan en un recipiente cilíndrico de  $22\text{ cm}$  de altura y  $14\text{ cm}$  de diámetro hecho de acero inoxidable; en la Figura 5.1 se muestra una imagen del irradiador y del recipiente de irradiación.



(a) Irradiador

(b) Contenedor

Figura 5.1: Irradiador BIOBEAM GM-2000. Panel frontal del irradiador y recipiente de irradiación (Gamma-ServiceMedicalGmbH).

Este irradiador se encuentra en el área del banco de sangre del Instituto Nacional de Cance-

rología (INCan) y se utiliza para la irradiación de compuestos sanguíneos a una dosis nominal de 25 *Gy*, para evitar la enfermedad de injerto contra huésped en pacientes que reciben alguna transfusión (Przepiorka et al., 1996).

La fuente radiactiva del irradiador puede desplazarse en forma vertical en un intervalo de 19.8 *cm* de largo y el recipiente de irradiación de muestras puede rotar de 5 a 30 *rpm* durante la exposición de la muestra. Usando el programa BB GM PRO es posible modificar los parámetros del irradiador para obtener la distribución de dosis requerida (Gamma-ServiceMedicalGmbH). El objetivo de este trabajo es programar el irradiador para lograr impartir una distribución de dosis uniforme para el estudio de tratamientos que involucran radioterapia, irradiando cajas de cultivo celular a dosis de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00 *Gy*.

En las Figuras 5.2, 5.3 y 5.4 se puede observar la puerta para el recipiente de irradiación, el blindaje de plomo del irradiador, el contenedor de la fuente radiactiva y su respectivos mecanismos de movimiento.



(a) Vista lateral del irradiador

(b) Parte frontal (inferior) del irradiador.

Figura 5.2: Irradiador BIOBEAM GM-2000. Puerta de extracción de muestras y parte inferior del blindaje para el rodillo transportador.



Figura 5.3: Irradiador BIOBEAM GM-2000. Blindaje de plomo (15.8 *cm* de grosor) que recubre al rodillo transportador y la fuente radiactiva.



(a) Contenedor de fuente radiactiva



(b) Motor de fuente radiactiva

Figura 5.4: Irradiador BIOBEAM GM-2000. Contenedor de la fuente radiactiva y motor para su movimiento vertical.

### 5.1.1. Programa de Irradiación

La distribución de dosis que se imparte en el recipiente está en función de los parámetros que se especifiquen en el "programa de irradiación". A continuación se presentan los distintos parámetros del irradiador involucrados en la elaboración de un programa de irradiación (Gama-ServiceMedicalGmbh-Instructivo., 2011):

a) Dosis nominal:

El irradiador tiene una tasa de dosis determinada para el centro del recipiente para irradiar compuestos sanguíneos. A partir de esta tasa de dosis, se eligen las dosis que se desean impartir en las muestras.

b) Desplazamiento vertical del emisor de radiación

El movimiento del emisor de radiación puede definirse seleccionando cuatro puntos de parada distintos. Un punto de parada es una posición en el cual la fuente se mantiene estática. Para cada punto de parada se define el tiempo que el emisor se mantendrá estático (tiempo de parada, TP). El TP deberá ser como mínimo el 1% del tiempo total de la irradiación y debe definirse al menos un punto de parada en cada programa de irradiación. El emisor puede oscilar verticalmente en un intervalo de 0.0 a 19.8 *cm*, desplazándose entre cada punto de parada programado con una gama de velocidades de 5 a 30 *mm/s*.

c) Rotación del recipiente de irradiación

Durante la irradiación el recipiente puede estar en rotación continua en dirección a las manecillas del reloj o no rotar. Su rotación puede variar en una gama de velocidades de 5 a 30 *rpm* (revoluciones por minuto).

d) Posición de cierre:

El recipiente de irradiación se coloca sobre un rodillo que forma parte del irradiador, este rodillo transporta el recipiente frente al campo de radiación de la fuente para su exposición. El rodillo gira sobre un eje de 0 a 180°. Si la posición de cierre se selecciona de 180°, el rodillo se girará completamente frente a la fuente emisora de radiación. En caso de seleccionar posiciones entre 100 y 180° el rodillo actúa como un material atenuador, exponiendo parcialmente el recipiente.

### 5.1.2. Mecanismo de Irradiación

Para evitar la exposición del personal al campo de radiación de la fuente, el irradiador posee un rodillo que transporta el recipiente de irradiación frente a la fuente radiactiva para su exposición. En la Figura 5.5 se representa el mecanismo para transportar el recipiente de irradiación frente a la fuente radiactiva. Este rodillo cuenta con una cavidad donde se introduce el recipiente; una vez colocado el recipiente, la fuente se posiciona en el primer punto de parada, enseguida el rodillo gira transportando el recipiente frente al campo de radiación para iniciar la irradiación. Al término de la irradiación, el rodillo gira nuevamente para retirar el recipiente del campo de radiación y llevarlo al lugar de extracción.

Durante la exposición de las muestras el recipiente de irradiación rota y la fuente radiactiva se desplaza verticalmente entre los puntos de parada, ambos movimientos se realizan a las velocidades programadas previamente. Una representación de este movimiento se puede observar en

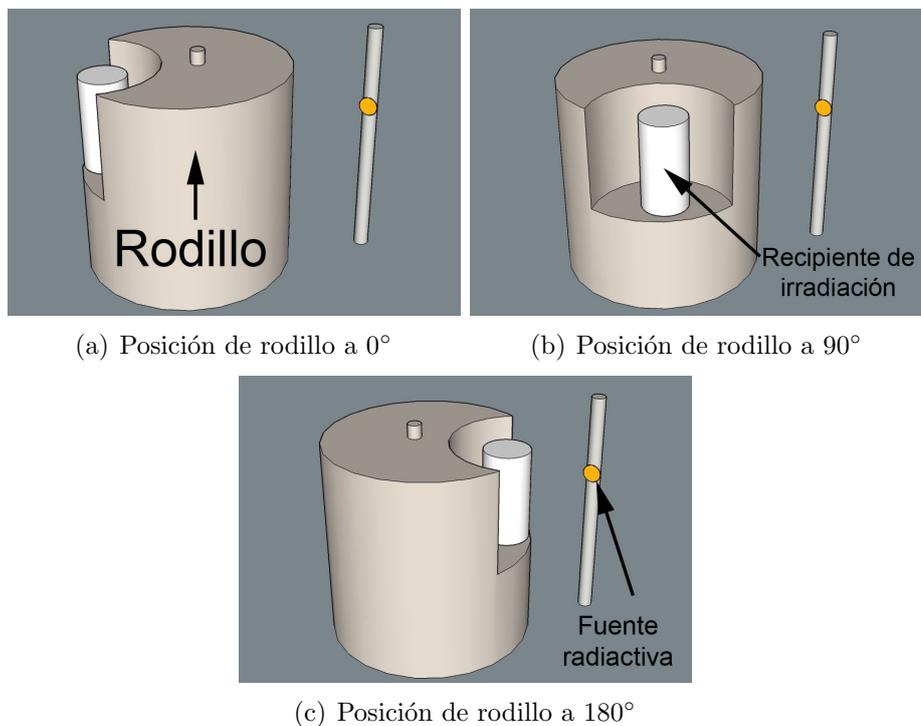


Figura 5.5: Mecanismo de transporte para llevar el recipiente de irradiación frente a la fuente radiactiva. Fuente radiactiva (amarillo) sobre su eje vertical, recipiente de muestras (blanco) y rodillo (gris). El rodillo puede girar de 0 a 180°. La fuente tiene una forma cilíndrica de 3.0 cm de diámetro y 7.0 cm de largo.

la Figura 5.6.

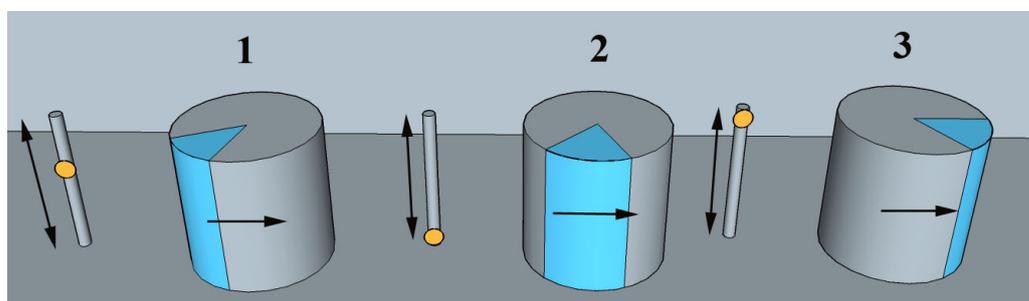


Figura 5.6: Movimiento de rotación del recipiente y desplazamiento vertical de la fuente durante la exposición en tres pasos. Recipiente de irradiación rotando (cilindro gris) y fuente radiactiva (punto amarillo) desplazándose verticalmente durante la exposición de las muestras.

## 5.2. Lectura de películas usando un escáner

Para medir la dosis impartida a los cultivos celulares después de cada irradiación, es necesario un dosímetro bidimensional; esto debido a que los cultivos celulares crecen adheridos sobre la base de las cajas. Por lo tanto, para medir y evaluar la uniformidad de las distribuciones de dosis superficiales sobre los cultivos celulares se usó PTR-EBT3 *GAFCHROMIC*<sup>®</sup>.

Todas las piezas de PTR-EBT3 usadas fueron escaneadas 24 horas antes de su irradiación y 24 horas después de ser irradiadas. Para su lectura se utilizó un escáner Scanmaker 8700 Microteck (sus características se muestran en la Tabla 5.1); antes de iniciar con el barrido de las películas,

se realizaron tres escaneos sin película para estabilizar la intensidad de luz en la lámpara del escáner; en seguida se coloca una plantilla (hecha de un material que impide el paso de luz) en la cama del escáner, evitando el paso de luz proveniente de regiones ajenas a la película hacia el detector del escáner. Las películas se colocaron en la cama del escáner orientando su lado corto (de la hoja original de la película) paralelo al recorrido de la lámpara. Utilizando el programa Microtek Scan Wizard Pro V7, se escanea cada película a color RGB (rojo, verde y azul) con una profundidad de 48 Bits, a una resolución de 600 pixeles por pulgada (42 puntos por nanómetro), desactivando los filtros de corrección de imágenes, guardando la imagen en formato TIFF y utilizando el escaneo por transmisión.

Tipo de barrido	Reflexión y transmisión
Área máxima de escaneo	8.5" x 14"
Resolución máxima	2400 ppp
Profundidad máxima en bits	48 Bits
Sensor de imagen	Dispositivo de carga acoplada (CCD)
Fuente de luz	Luz blanca de cátodo frío

Tabla 5.1: Características de escáner Scan Maker 8700 Microtek.

Usando la componente roja de cada imagen (que corresponde a una banda de luz de 600 a 700nm), se mide el cambio neto en la densidad óptica como lo sugiere Devic et al. (2004):

$$netDO = OD_{exp} - OD_{nexp} = \log \frac{I_{nexp} - I_{fn}}{I_{exp} - I_{fn}} \quad (5.1)$$

Y su incertidumbre como:

$$\delta netDO = \frac{1}{10} \sqrt{\frac{(\sigma_{I_{nexp}})^2 + (\sigma_{I_{fn}})^2}{(I_{nexp} - I_{fn})^2} + \frac{(\sigma_{I_{exp}})^2 + (\sigma_{I_{fn}})^2}{(I_{exp} - I_{fn})^2}}, \quad (5.2)$$

donde para las ecuaciones 5.1 y 5.2 se tiene que  $I_{exp}$  es el valor de intensidad de la película expuesta,  $I_{nexp}$  es el valor de intensidad de una película no expuesta,  $I_{fn}$  es el valor de la intensidad de una pieza que no permite el paso de luz al detector del escáner (plantilla), y  $\sigma_{I_{exp}}$ ,  $\sigma_{I_{nexp}}$  y  $\sigma_{I_{fn}}$  sus respectivas desviaciones estándar. La cantidad  $I_{fn}$  es la intensidad que el escáner mide para la obscuridad y su inclusión en el cambio de densidad óptica mantiene una respuesta lineal del sistema (Devic et al., 2004).

### 5.3. Calibración de Película Radiocrómica

Para la calibración de la PTR-EBT3 *GAFCHROMIC*<sup>®</sup> (lote:04051601) seis piezas de 3.5 x 3.5  $cm^2$  fueron irradiadas en el laboratorio secundario del departamento de metrología de radiaciones ionizantes del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ) utilizando un cesagamatron con una fuente de cesio-137.

Las películas se irradian utilizando contenedores rectangulares de acrílico con un espesor de 0.36  $cm$  para asegurar las condiciones de equilibrio de partícula cargada, para valores de 0.25

a 2.00 Gy de kerma en aire con una incertidumbre del 3.5%. Los valores de kerma en aire se midieron con una cámara de ionización Farmer PTW 0.6 cm<sup>3</sup> calibrada en Francia en el Laboratoire d'Etudes des Combustibles Irradiés (LECI), Francia.

Las películas se irradiaron bajo condiciones de EPC, por lo tanto el kerma en aire equivale a dosis en aire y este a su vez se convierte a dosis en agua utilizando la Ecuación 4.8 con coeficiente de absorción másico para el agua de  $(\mu_{en}/\rho)_{agua} = 0.0326 \text{ cm}^2/\text{gm}$  y coeficiente de absorción másico para el aire de  $(\mu_{en}/\rho)_{aire} = 0.0293 \text{ cm}^2/\text{gm}$ , ambos para una energía de 0.662 MeV (Attix, 2008). De esta manera la dosis absorbida en agua para cada película calibrada se calcula a partir de la siguiente expresión:

$$D_{agua} \stackrel{EPC}{=} \frac{(\mu_{en}/\rho)_{agua}}{(\mu_{en}/\rho)_{aire}} D_{aire} = 1.11 * D_{aire}, \quad (5.3)$$

donde  $D_{agua}$  y  $D_{aire}$ , es dosis absorbida en agua y dosis absorbida en aire, respectivamente.

Posteriormente se midió el cambio neto en la densidad óptica (relación 5.1) para cada película calibrada utilizando el programa ImageJ y graficando dosis absorbida en función del cambio neto en su densidad óptica se obtiene la Figura 5.7.

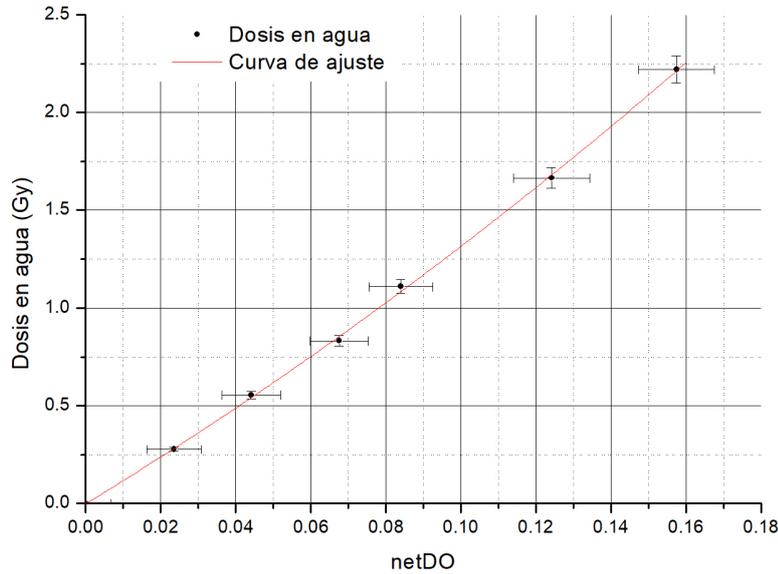


Figura 5.7: Curva de calibración para la PTR-EBT3 GAFCHROMIC® (lote:04051601) irradiada en el ININ. Gráfica de dosis absorbida en agua contra cambio neto en la densidad óptica. La función de ajuste es  $D_{agua} = 11.6 * (netDO) + 15.6 * (netDO)^2$ .

La función de ajuste que relaciona dosis absorbida con el cambio neto en la densidad óptica se eligió como lo sugiere Devic et al. (2004), usando un polinomio de segundo grado pasando por el origen y de acuerdo con Massillon-JL et al. (2016) se incluye la incertidumbre del cambio neto en la densidad óptica al momento de ajustar la función. La ecuación del polinomio de ajuste es:

$$D_{agua} = b(netDO) + c(netDO)^2, \quad (5.4)$$

donde  $D_{agua}$  es la dosis absorbida en agua y  $netDO$  es el cambio neto en la densidad óptica de cada película. Los factores b y c resultan del ajuste y su valor se muestra en la Tabla 5.2. El ajuste se obtiene con un factor de correlación de 0.99.

Factor	Valor	Incertidumbre
b	11.6	0.3
c	15.6	2.1

Tabla 5.2: Factores resultado del ajuste entre dosis absorbida en agua y cambio neto en la densidad óptica. Valor para los factores  $b$  y  $c$  con sus respectivas incertidumbres.

La propagación de la incertidumbre para la dosis en agua se calculó usando la siguiente ecuación (Taylor, 1997):

$$\delta D_{agua} = b(\delta netDO) + 2c(netDO)(\delta netDO) + \delta b(netDO) + \delta c(netDO)^2, \quad (5.5)$$

donde  $netDO$ ,  $b$  y  $c$  son el cambio neto en la densidad óptica y los factores resultado del ajuste;  $\delta D_{agua}$ ,  $\delta netDO$  (ecuación 5.2),  $\delta b$  y  $\delta c$  son las incertidumbres para la dosis absorbida en agua, para el cambio neto en la densidad óptica y de los factores de ajuste, respectivamente.

La incertidumbre para cualquier dosis diferente a las dosis de calibración (ejemplo: 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$ ) en el intervalo de 0.28 a 2.22  $Gy$ , no puede calcularse utilizando la Ecuación 5.5, debido a que no es posible medir el cambio neto en la densidad óptica que producen sobre las películas de tinte radiocrómico. Por esta razón es necesario obtener una expresión que permita calcular su incertidumbre.

Esta expresión se obtiene a partir la gráfica entre la incertidumbre calculada con la Ecuación 5.5, para las dosis de calibración absorbidas en agua de 0.28, 0.57, 0.82, 1.11, 1.68 y 2.22  $Gy$ , y su respectiva dosis como lo muestra la Figura 5.8.

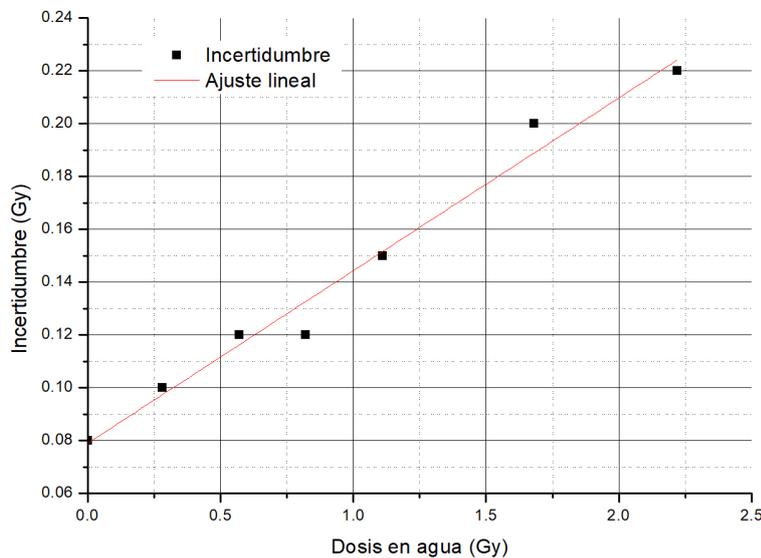


Figura 5.8: Gráfica de incertidumbres calculadas con la Ecuación 5.5 en función de dosis absorbidas en agua de 0.28, 0.57, 0.82, 1.11, 1.68 y 2.22  $Gy$ . La curva de color rojo es la mejor función que se ajusta a los puntos experimentales (coeficiente de correlación del 0.98) y con un comportamiento creciente. La ecuación de la función de ajuste es una línea recta:  $I_{Da} = 0.07 * D_{agua} + 0.08$ .

La relación existente entre la incertidumbre y su dosis, se describe ajustando la mejor función (coeficiente de correlación del 0.98) con un comportamiento creciente entre incertidumbre y la dosis absorbida en agua:

$$I_{Da} = 0.07D_{agua} + 0.08, \quad (5.6)$$

donde  $D_{agua}$  es la dosis absorbida en agua (diferente a las dosis de calibración) e  $I_{Da}$  la incertidumbre asociada a la dosis en agua.

A partir de la Ecuación 5.6 se obtienen la incertidumbre correspondiente a dosis de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00 Gy, sus valores se muestran en la Tabla 5.3.

Dosis en Agua (Gy)	Incertidumbre (Gy)	Incertidumbre porcentual (%)
0.50	0.1	20
0.75	0.1	17
1.00	0.2	15
2.00	0.2	12

Tabla 5.3: Incertidumbre calculada a partir de la Ecuación 5.6 para dosis de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00 Gy.

## 5.4. Distribución de Dosis

Para describir las distribuciones de dosis espaciales absorbidas en los cultivos celulares, se asignará un sistema coordenado con ejes  $X$ ,  $Y$  y  $Z$ , sobre el recipiente de irradiación (de forma cilíndrica). El eje  $Z$  es paralelo al eje del cilindro, iniciando en la base y terminando hasta la parte superior; mientras que los ejes  $X$  y  $Y$  se encuentran sobre planos transversales que cortan al eje  $Z$  a diferentes alturas, una representación del sistema coordenado utilizado se muestra en la Figura 5.9. De esta manera se describen distribuciones de dosis espaciales verticales a diferentes alturas utilizando como referencia el eje  $Z$  y distribuciones transversales horizontales sobre los ejes  $X$  y  $Y$ . Para medir y graficar las distribuciones de dosis espaciales sobre las PTR-EBT3, se utiliza el programa Matlab R2016b.

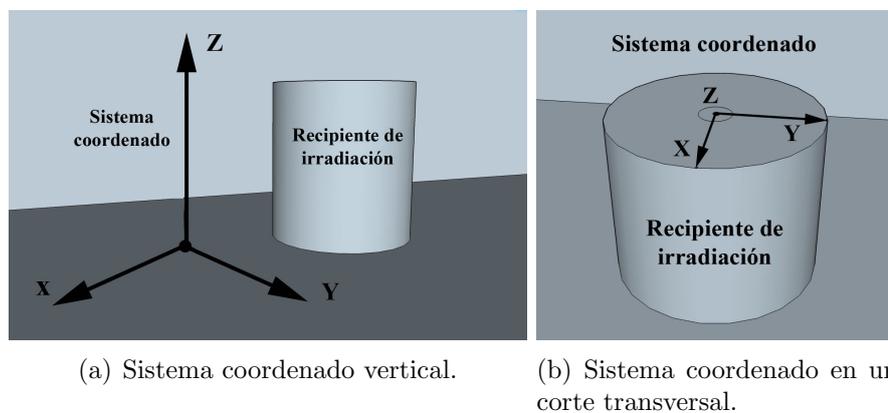
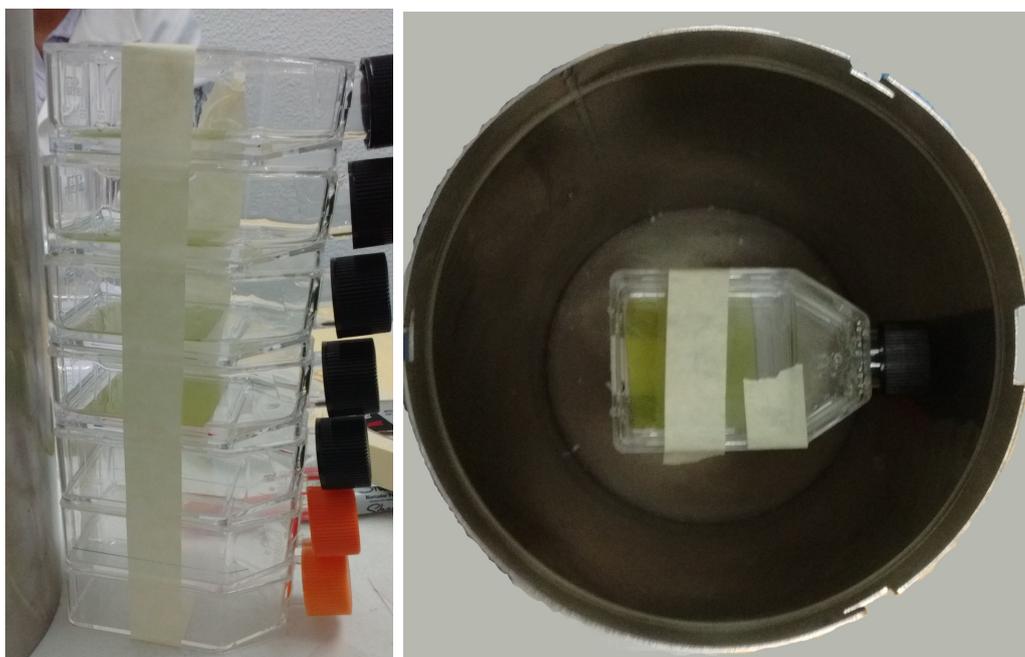


Figura 5.9: Sistema coordenado para la descripción de distribuciones de dosis espaciales dentro del recipiente. a) Se muestra el sistema coordenado para la descripción de distribuciones de dosis espaciales a diferentes alturas y b) un corte transversal para la descripción de distribución horizontales a una cierta altura.

## 5.5. Maniquí para Irradiación

El proceso de irradiación de cultivos celular se realiza apilando una caja sobre otra formando una torre y para su irradiación, la torre se coloca en el centro del recipiente de irradiación de muestras del irradiador. El acomodo de las cajas de cultivo en forma de torre, permite irradiar más de una caja en una sola exposición. En la Figura 5.10 se puede observar la torre formada por las cajas de cultivo celular y un vista superior de su colocación en el centro del recipiente de irradiación. Este trabajo pretende impartir una misma dosis en una sola exposición sobre tres cajas de cultivo celular.



(a) Torre formada por siete cajas de cultivo celular  
(b) Torre de cajas de cultivo colocadas en el centro del recipiente de irradiación (vista superior)

Figura 5.10: Configuración para la irradiación de cajas de cultivo celular. a) Torre formada por siete cajas de cultivo celular para su irradiación, sujetadas con masking tape para mantener su posición al iniciar la rotación del recipiente de irradiación y b) torre de cajas de cultivo colocadas en el centro del recipiente.

Para medir la distribución espacial de dosis en los cultivos celulares utilizando la PTR-EBT3, es necesario asegurar las condiciones de equilibrio de partícula cargada al colocarlas en las cajas de cultivo. Para lograr estas condiciones, las PTR-EBT3 se colocan entre placas de acrílico con un grosor similar al alcance de electrones con una energía de  $0.662 \text{ MeV}$  en acrílico.

El alcance másico para electrones con una energía de  $0.662 \text{ MeV}$  es de  $0.2665 \text{ g/cm}^2$  y la densidad del acrílico es de  $\rho = 1.19 \text{ g/cm}^3$  (Attix, 2008), por tanto el grosor de las placas de acrílico deberá ser de al menos  $0.22 \text{ cm}$ .

### 5.5.1. Maniquí para distribución vertical

Para irradiar tres cajas de cultivo celular a la misma dosis en una sola exposición, es necesario impartir una distribución de dosis uniforme sobre un intervalo de  $7.5 \text{ cm}$  de altura que equivale al grosor de tres cajas de cultivo celular. Para medir la distribución de dosis sobre tres cajas de cultivo, debe medirse primero la distribución dentro del intervalo de  $7.5 \text{ cm}$  de alturas (a

lo largo del eje  $Z$  en la Figura 5.9). Las películas utilizadas para medir la distribución vertical tiene  $20.0\text{ cm}$  de largo por  $5.7\text{ cm}$  de ancho y se colocan entre dos placas de acrílico de  $0.2\text{ cm}$  de espesor (para garantizar EPC), esto se observa en la Figura 5.11.

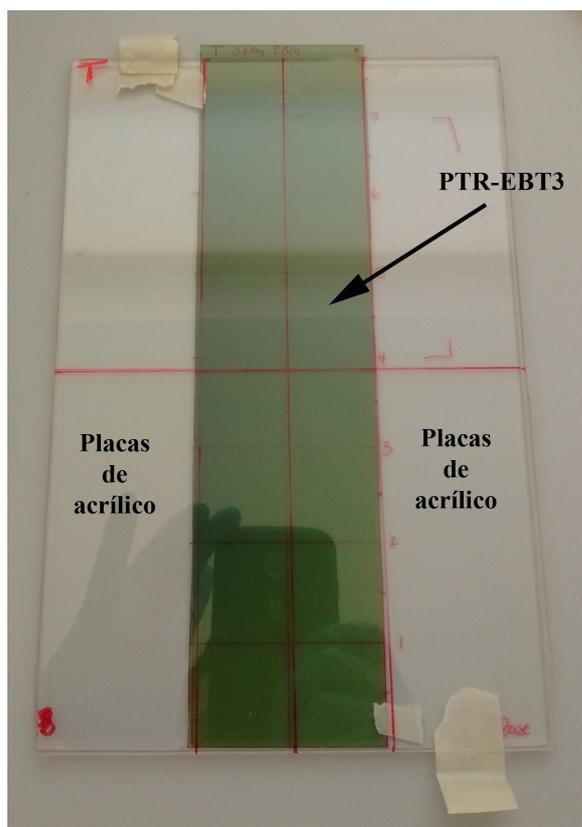


Figura 5.11: Maniquí para medición de distribución de dosis vertical sobre el eje  $Z$ . PTR-EBT3 entre placas de acrílico de  $0.2\text{ cm}$  de espesor.

La película fijada en acrílico se coloca en el centro del recipiente de irradiación, quedando paralela al eje  $Z$  sobre el recipiente como lo muestra la Figura 5.12.

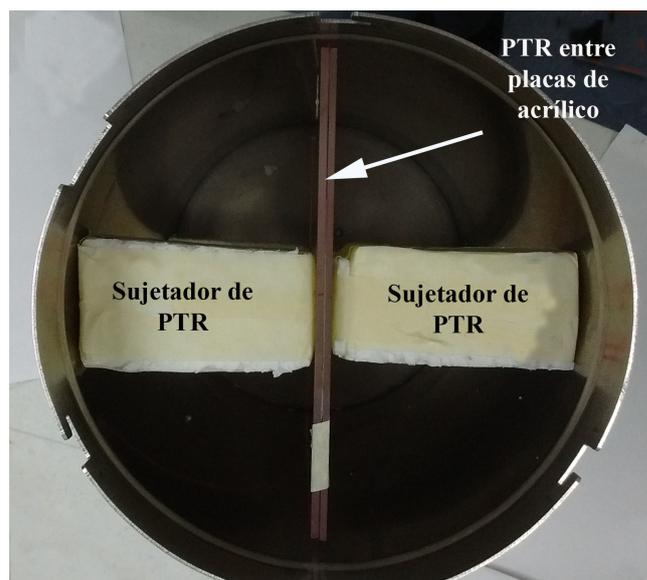


Figura 5.12: Posición de maniquí para distribución de dosis vertical dentro del recipiente de irradiación. Vista superior del recipiente, en el centro el maniquí con PTR-EBT3 sujetado con piezas de unicel.

### 5.5.2. Maniquí para distribución horizontal

Para la irradiación in vitro es necesario que la dosis se deposite sobre las células que se encuentran en las cajas de cultivo celular. Estas crecen adheridas a la base de las cajas y se les alimenta agregando 5 ml de medio de cultivo celular (en estado líquido) cubriéndolas por completo. Las cajas de cultivo están hechas de acrílico, la base donde crecen las células tiene 4.5 cm de ancho por 4.7 cm de largo y tienen 2.5 cm de altura. En la Figura 5.13 se muestran las dimensiones de las cajas de cultivo que se utilizaron.

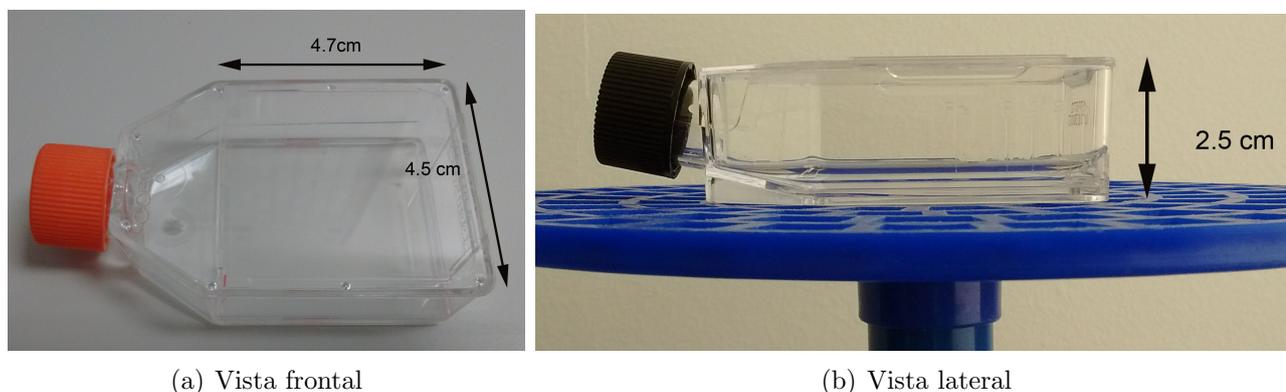


Figura 5.13: Cajas de Cultivo. Vista frontal a) y vista lateral b) de las cajas de cultivo celular que se utilizaron, así como sus dimensiones.

Las distribuciones de dosis que se deposita en el cultivo celular al irradiarse, se midieron usando piezas de película radiocrómica de 4.5 cm de ancho por 4.7 cm de largo, que equivale a la superficie que poseen la base de las cajas de cultivo. Las películas se colocaron en la base de cada caja, seguida de una placa de acrílico de 0.2 cm de grosor (para garantizar el EPC), quedando entre la caja de cultivo y la placa de acrílico; de manera similar se agregan 5 mL de agua dentro de las cajas para asegurar el EPC sobre la base. En la Figura 5.14 se puede observar el maniquí utilizado para la medición de las distribuciones de dosis horizontales (direcciones X y Y en la Figura 5.9) y un esquema de la colocación de las películas junto con los acrílicos. El maniquí para medir las distribuciones en las cajas se colocó en el centro del recipiente de irradiación, perpendicular al eje del recipiente, como se puede observar en la Figura 5.15. Las películas quedan a 7.5, 10.0 y 12.5 cm de altura con respecto a la base del recipiente.

## 5.6. Tasa de dosis y relación dosis medida-dosis nominal

El irradiador tiene una tasa de dosis en el centro del recipiente establecida bajo las condiciones de irradiación de compuestos sanguíneos, es decir, para impartir una dosis nominal de 25 Gy con la fuente desplazándose en un intervalo de 19.8 cm de altura. Para la irradiación de cultivo celular el intervalo de desplazamiento de la fuente tiene una longitud de 7.5 cm. Debido a que las condiciones de irradiación difieren a las programadas para la tasa de dosis de 2.21 Gy/min, es necesario medir nuevamente la tasa de dosis al centro del irradiador.

Con el fin de medir la tasa de dosis para la irradiación de cultivo celular, se irradia un programa para impartir una dosis nominal de 0.208 Gy con la fuente radiactiva desplazándose en un intervalo de 7.5 cm de largo. La dosis se midió usando una película de 4.5 cm de ancho por 4.7 cm de largo, colocándola en el centro del recipiente (10.0 cm de altura). Una representación de

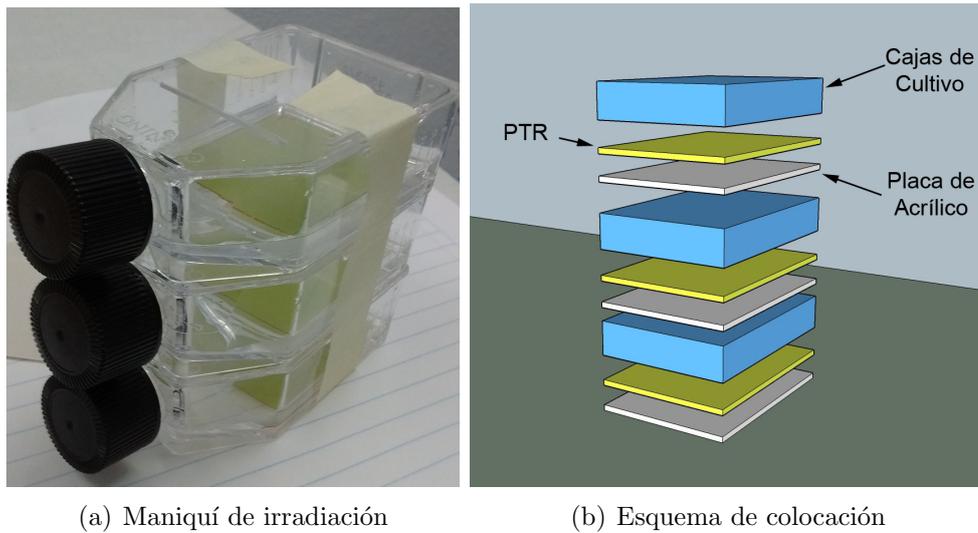


Figura 5.14: Maniquí para medición de distribuciones de dosis horizontales. PTR-EBT3 colocadas entre las cajas de cultivo y las placas de acrílico a), y un esquema de su configuración, cajas cultivo (azul), película radiocrómica (amarillo) y placas de acrílico (blanco) b).

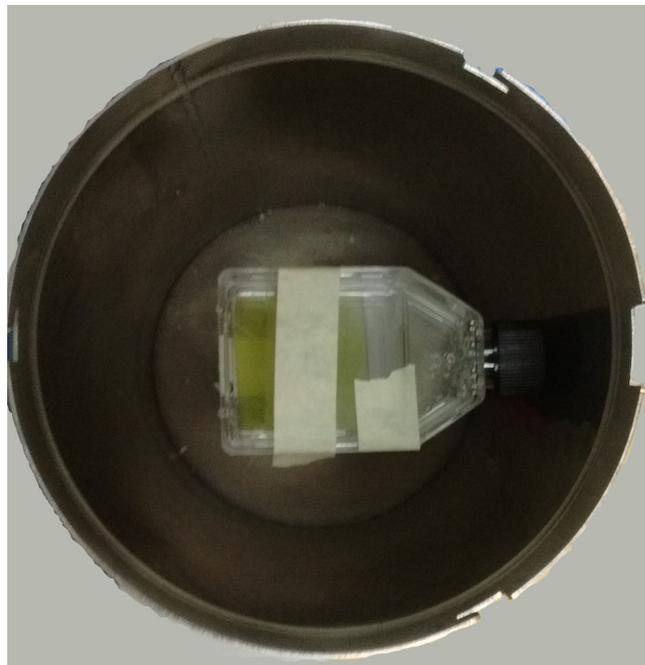


Figura 5.15: Vista superior del maniquí para las distribuciones horizontales colocado en el centro del recipiente de irradiación.

la película dentro del recipiente de irradiación se puede apreciar en la Figura 5.16; la película fue colocada en la base de una caja de cultivo celular con 5 mL de agua y entre una placa de acrílico de 0.2 cm de espesor.

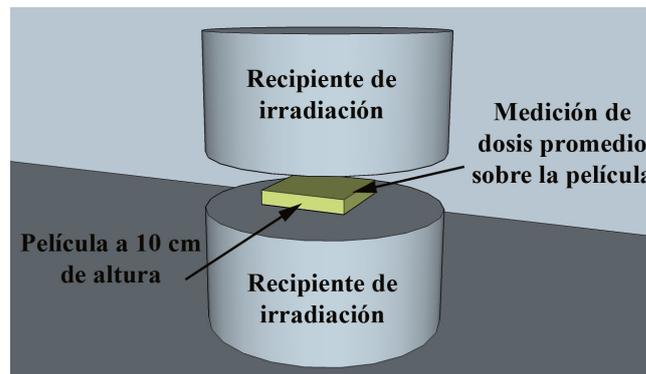


Figura 5.16: Representación para la medición de la tasa de dosis. La película (verde) se coloca en el centro del recipiente (gris) a 10 cm de altura para medir la tasa de dosis. El recipiente se presenta con la parte central transparente para poder observar la posición de la película

Después de la irradiación, se midió la dosis promedio depositada sobre toda la superficie de la película, así como el tiempo que tarda en impartir cada dosis nominal (tiempo de irradiación). De manera análoga se repite este proceso con programas para impartir dosis nominales de 0.210 a 0.981 Gy, los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 5.4.

Dosis nominal (Gy)	Dosis promedio (Gy)	Tiempo de irradiación(s)
0.208	0.46±0.11	6±0.5
0.210	0.52±0.11	6±0.5
0.216	0.55±0.11	6±0.5
0.316	0.81±0.13	9±0.5
0.320	0.70±0.12	9±0.5
0.333	0.79±0.13	9±0.5
0.337	0.79±0.13	10±0.5
0.421	0.90±0.14	12±0.5
0.466	0.99±0.14	13±0.5
0.513	1.1±0.2	15±0.5
0.885	1.7±0.2	25±0.5
0.981	2.1±0.2	29±0.5

Tabla 5.4: Datos para el cálculo de tasa de dosis para irradiar cultivo celular. En la primera columna se presenta la dosis nominal programada, en la segunda la dosis promedio medida sobre la película y en la tercera columna el tiempo que tarda el irradiador en impartir dicha dosis (de acuerdo a la información que entrega).

A partir de los resultados en la Tabla 5.4, se concluye que la tasa de dosis promedio sobre una caja de cultivo celular en el centro del recipiente con la fuente desplazándose en un intervalo de 7.5 cm de largo es de  $4.8 \pm 0.4$  Gy/min. Se puede apreciar en la tabla 5.4 que el tiempo para impartir cada dosis nominal se mide con una precisión de segundos, esta precisión no permite apreciar diferencias entre el tiempo para impartir dosis nominales entre 0.208 a 0.216 Gy y entre dosis nominales de 0.316 a 0.333 Gy.

Observando los datos de la Tabla 5.4 se aprecia un comportamiento inesperado: existe una discrepancia de aproximadamente el 100% entre las dosis promedio medida y la dosis nominal

programada. Para observar mejor el comportamiento se graficó la dosis promedio medida en las películas en función de la dosis nominal programada, esto se muestra en la Figura 5.17.

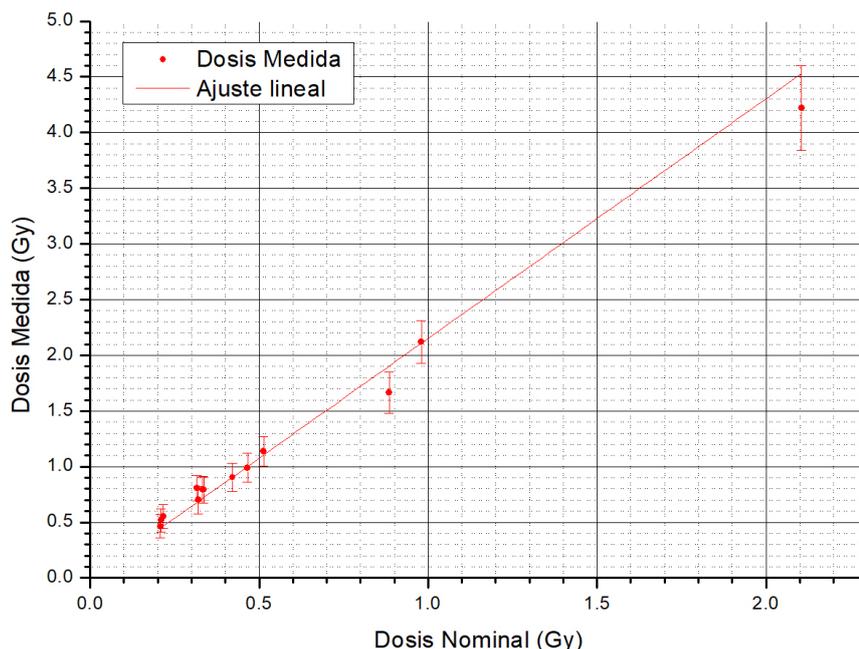


Figura 5.17: Dosis promedio medida en una película colocada en el centro como función de la dosis nominal programada, para dosis de 0.208 a 0.981 Gy. La relación entre la dosis promedio medida y la dosis nominal programada es:  $D_{med} = 2.15 * D_{nom}$ .

Ajustando una función a relación existe entre la dosis medida y la dosis nominal, se llega a la siguiente expresión:

$$D_{med} = gD_{nom}, \tag{5.7}$$

donde  $D_{med}$  y  $D_{nom}$ , es la dosis promedio medida en la película colocada en el centro y la dosis nominal programada en el irradiador, respectivamente. El ajuste es una recta que cruza el origen, esto debido a que a dosis nominales programadas de 0.0 Gy, se esperaría medir una dosis promedio de 0.0 Gy sobre la película colocada en el centro del recipiente. El factor  $g$  resulta del ajuste y tiene un valor de  $g = 2.15 \pm 0.05$ . El ajuste se obtiene con un factor de correlación de 0.99 .

Debido a la seria discrepancia entre la dosis nominal y la dosis medida mostrada en la Figura 5.17, la dosis  $D_{nom}$  se programa para lograr la dosis  $D_{med}$  requerida, según la Ecuación 5.7. Por lo tanto, en este trabajo al referirse a un programa de irradiación de 1.00 Gy, se entenderá que la dosis nominal fue ajusta de manera que imparta una dosis de 1.00 Gy en las películas.

## 5.7. Programa de Irradiación

La distribución espacial de dosis en el recipiente está en función de los parámetros de irradiación definidos para cada programa: dosis nominal, desplazamiento de la fuente radiactiva durante la irradiación, rotación del recipiente de irradiación y posición de cierre del rodillo.

El objetivo principal de este trabajo es poder irradiar cultivo celular utilizando el irradiador BIOBEAM-GM 2000. Por esta razón los parámetros de irradiación utilizados en los programas de irradiación, fueron seleccionados para impartir una distribución de dosis uniforme sobre los cultivos celulares. Las características principales consideradas para los parámetros de irradiación son:

1) Dosis nominal

La dosis nominal ( $D_{nom}$ ) para cada programa se calculó a partir de la Ecuación 5.7 para lograr dosis medidas ( $D_{med}$ ) en las películas de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$  en las películas.

2) Desplazamiento de la fuente radiactiva

La distribución de dosis debe concentrarse sobre los cultivos celulares, por lo que el desplazamiento vertical de la fuente radiactiva debe ser a lo largo de un intervalo de 7.5  $cm$ , siendo equivalente al grosor de tres cajas de cultivo apiladas una sobre otra. Para lograr esto se definen dos puntos de parada: el primer punto a 6.3  $cm$  de altura y el segundo a 13.8  $cm$ ; que tienen una separación de 7.5  $cm$ .

Como ya se menciona en la sección 5.1.2, al inicio de cada irradiación la fuente radiactiva se encuentra posicionada en el primer punto de parada programado, para compensar la dosis que se deposita en los puntos cercanos al primer punto de parada, la fuente debe terminar la irradiación posicionada en el segundo punto de parada. La velocidad de desplazamiento de la fuente se determina a partir del tiempo de irradiación que tarda cada programa, este se calculó a partir de la tasa de dosis promedio sobre una caja de cultivo colocada al centro y a 10.0  $cm$  de altura del recipiente ( $4.8 \pm 0.4 Gy/min$ ).

Durante la irradiación de las muestras, la fuente radiactiva se mantiene estática sobre los puntos de parada durante el tiempo programado. Para obtener una distribución uniforme a diferentes alturas del recipiente, es necesario que la fuente se mantenga en constante movimiento durante la irradiación. Para que la fuente se mantenga en movimiento la mayor parte del tiempo de irradiación, se elige el 1% del tiempo de parada en ambos en puntos, siendo este el menor tiempo posible para programar.

3) Rotación del recipiente de irradiación

La rotación del recipiente permite distribuir la dosis sobre todo el volumen del recipiente de irradiación. Por esta razón se decide programar la velocidad máxima de rotación. El manual del irradiador señala que la velocidad máxima de rotación es de 30  $rpm$ , sin embargo al momento de introducir el parámetro al irradiador, este no lo permite. Por lo tanto la máxima velocidad de rotación es de 20  $rpm$ , siendo la velocidad de rotación máxima posible con el irradiador.

4) Posición de cierre

Como se señala la sección 5.1.1, la posición de cierre del irradiador determina si el recipiente de irradiación se expone parcial o totalmente al campo de radiación de la fuente. Para lograr que la distribución se uniforme en todo el volumen ocupado por el cultivo celular, se decide exponer totalmente el recipiente de irradiación a la fuente radiactiva. Por lo tanto, la posición de cierre para el rodillo se elige de 180°.

En base de las características para los programas de irradiación antes mencionadas, se definen los programas de irradiación para impartir dosis de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$ . Los programas de irradiación y sus respectivos parámetros se muestran en la Tabla 5.5.

Programas de irradiación				
Dosis nominal ( $Gy$ ):	0.209	0.332	0.466	0.981
Dosis programada ( $Gy$ ):	0.50	0.75	1.00	2.00
Tiempo de irradiación ( $s$ ):	6	9	13	29
Velocidad de desplazamiento ( $mm/s$ ):	13	23	17	5
Velocidad de rotación( $rev/min$ ):	20	20	20	20
Posición de cierre ( $^{\circ}$ ):	180	180	180	180

Tabla 5.5: Parámetros para los programas de irradiación de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$ . El primer renglón muestra la dosis nominal para cada programa de irradiación, el segundo la dosis que se espera medir en la distribución, el tercero el tiempo de irradiación que tarda cada programa, el cuarto la velocidad de desplazamiento de la fuente radiactiva durante la irradiación, el quinto la velocidad de rotación del recipiente durante la irradiación y la sexta, la posición de cierre del rodillo transportador. Para todos los programas el primer punto de parada es a 6.3  $cm$  de altura y el segundo punto de parada a 13.8  $cm$  de altura, con un tiempo en puntos de parada del 1%.

## 5.8. Trayectoria de la fuente radiactiva

Para tener un mejor entendimiento de las distribuciones de dosis espaciales sobre los cultivos celulares, se realizó una simulación de la trayectoria que sigue la fuente radiactiva durante la exposición de las muestras para cada perfil de irradiación utilizando el lenguaje de programación de alto nivel Python 3 del tipo intérprete (Downey, 2009).

Las Figuras 5.18 (a), 5.19 (a), 5.20 (a) y 5.21 (a), muestran las trayectorias que la fuente radiactiva recorre durante la irradiación para cada programa.

Estas trayectorias fueron simuladas considerando las características para cada programa de irradiación mostradas en la Tabla 5.5. La trayectoria se describe desde un sistema coordinado con origen en el centro de la base del recipiente de irradiación mostrado en la Figura 5.9, por lo que la fuente tendrá un movimiento combinado entre una rotación alrededor del recipiente más un desplazamiento vertical durante la exposición. Las tres cruces en el centro de las trayectorias, representan la posiciones en donde se colocan las cajas de cultivo: 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$  de altura. Cada trayectoria se proyecta sobre los planos  $XY$  (rojo),  $ZY$  (azul) y  $ZX$  (verde), como se puede apreciar en las Figuras 5.18 (b), 5.19 (b), 5.20 (b) y 5.21 (b).

En este estudio se define a un *ciclo* de movimiento vertical de la fuente radiactiva como un conjunto de procesos que inicia con la fuente estática en el primer punto de parada el tiempo programado, continua con el desplazamiento hacia el segundo punto de parada, llega y se mantiene estática el tiempo programado en el segundo punto, posteriormente regresar hacia el primer punto y finalizar el ciclo de movimiento al llegar de nuevo en el primer punto de parada. Durante un ciclo la fuente se desplaza verticalmente y rota alrededor del recipiente. Este ciclo de movimiento se repite las veces que el tiempo de irradiación lo permita.

A partir de los datos de la Tabla 5.5, se calcula el número de ciclos y revoluciones que la trayectoria de la fuente radiactiva cumple para cada programa de irradiación, esto se observa en la Tabla 5.6.

Dosis Esperada:	0.50 Gy	0.75 Gy	1.00 Gy	2.00 Gy
Ciclos	0.5	1.5	1.5	0.9
Revoluciones	2.0	3.0	4.3	9.7

Tabla 5.6: Ciclos de movimiento y revoluciones alrededor del recipiente, completadas por la fuente radiactiva durante la irradiación para cada programada de irradiación.

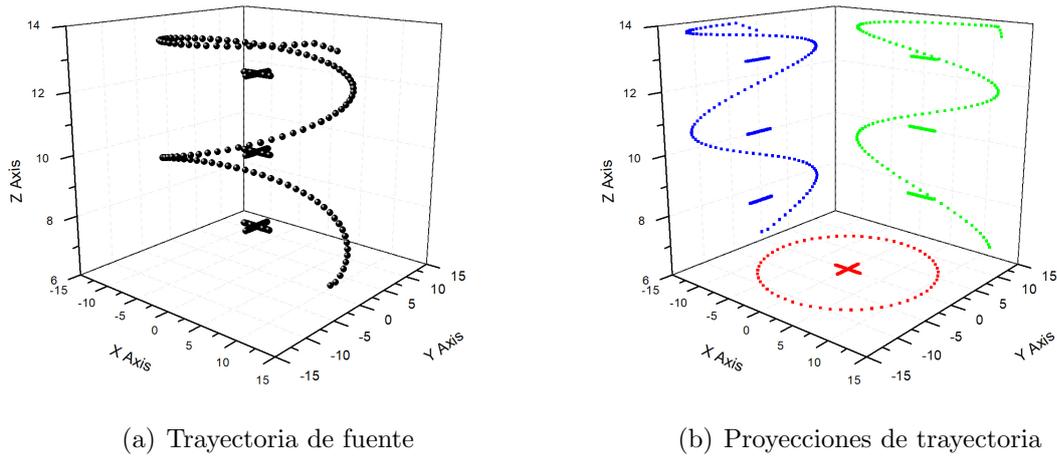


Figura 5.18: Trayectoria de la fuente para el programa de irradiación de 0.50 Gy (a). Proyecciones en los planos X-Y (rojo), Z-Y (azul) y Z-X (verde). Las cruces en el centro de cada trayectoria indican la posición de las cajas de cultivo (b).

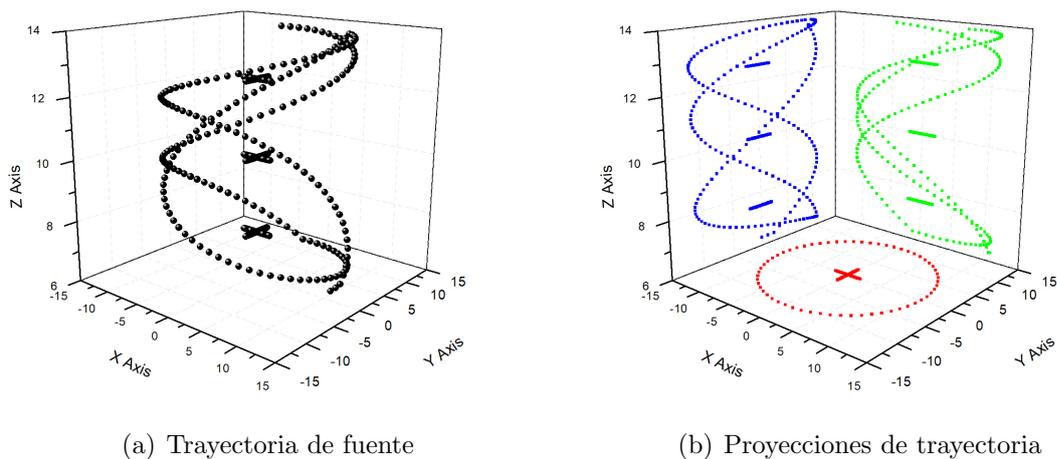


Figura 5.19: Trayectorias de la fuente para el programa de irradiación de 0.75 Gy (a). Proyecciones en los planos X-Y (rojo), Z-Y (azul) y Z-X (verde). Las cruces en el centro de cada trayectoria indican la posición de las cajas de cultivo (b).

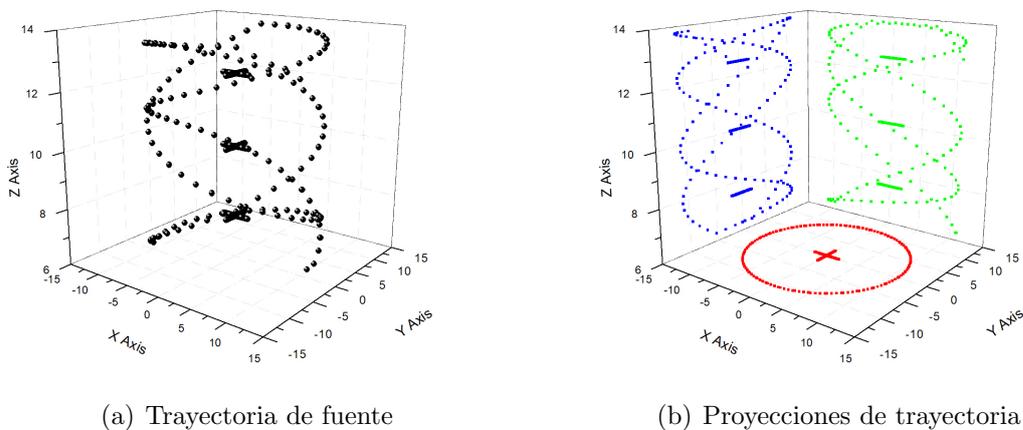


Figura 5.20: Trayectoria de la fuente para el programa de irradiación de 1.00 Gy (a). Proyecciones en los planos X-Y (rojo), Z-Y (azul) y Z-X (verde). Las cruces en el centro de cada trayectoria indican la posición de las cajas de cultivo(b).

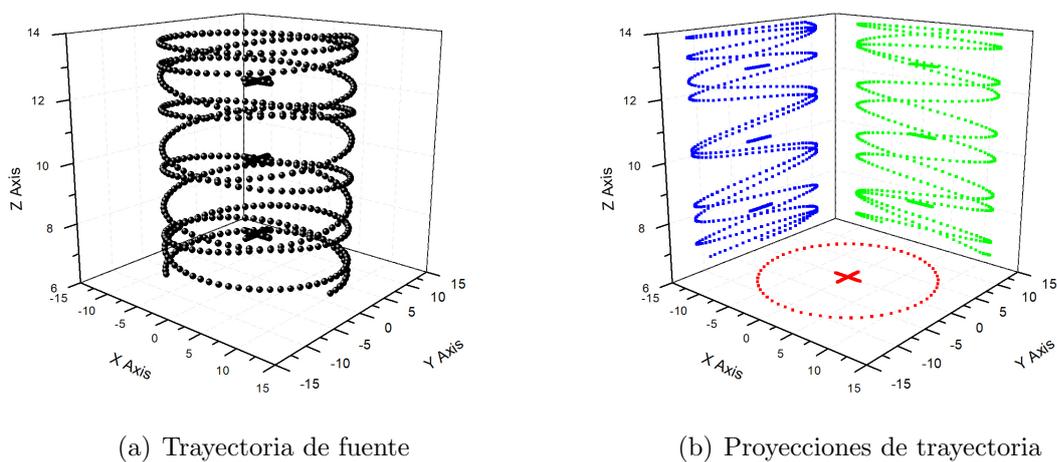


Figura 5.21: Trayectoria de la fuente para el programa de irradiación de 2.00 Gy (a). Proyecciones en los planos X-Y (rojo), Z-Y (azul) y Z-X (verde). Las cruces en el centro de cada trayectoria indican la posición de las cajas de cultivo (b).

# Capítulo 6

## Resultados y Discusión

El análisis de resultados se describirá únicamente para el programa de irradiación de 1.00 *Gy*. Entendiendo que el análisis realizado para este programa será el análogo para los programas de irradiación para dosis de 0.50, 0.75 y 2.00 *Gy*.

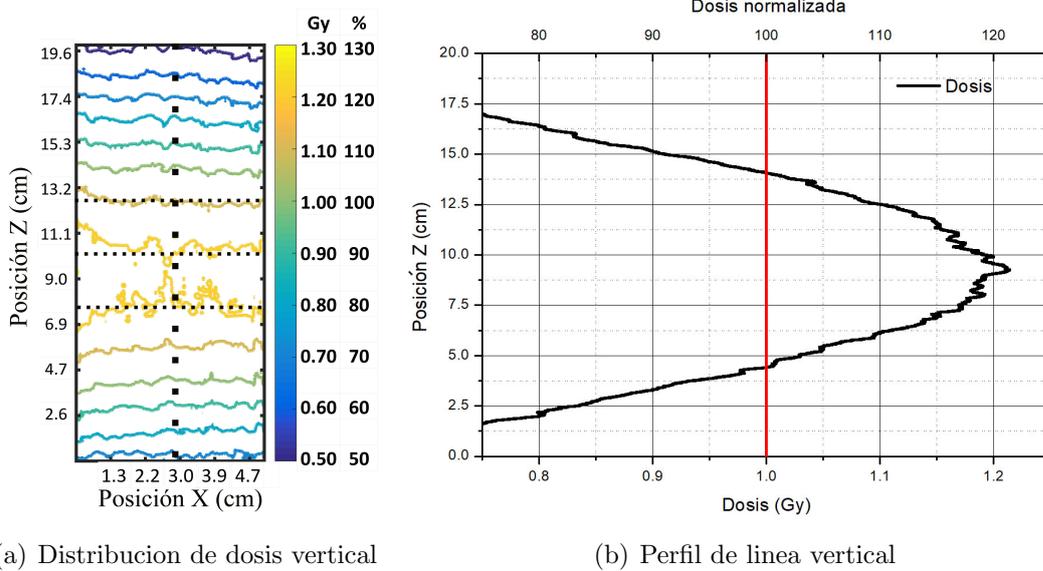
### 6.1. Distribución de dosis verticales

La Figura 6.1 (a) muestra la distribución de dosis vertical (sobre el eje *Z* de la Figura 5.9) para el programa de irradiación para 1.00 *Gy*, la línea punteada vertical representa el eje central de la película sobre el que se mide el perfil de línea vertical y (b) su perfil de línea vertical sobre el eje central de la película. Las tres líneas punteadas de color negro cruzando en forma horizontal las películas, señalan las alturas de 7.5, 10.0 y 12.5 *cm*, donde se colocan los cultivos celulares al momento de la irradiación.

Una región de dosis uniforme se define como una región donde se imparte una misma dosis. Para cuantificar la uniformidad sobre la distribución de dosis vertical, se define un intervalo de dosis formado por la dosis mínima y la dosis máxima medidas sobre un intervalo de alturas comprendido entre 7.5 y 12.5 *cm* (sobre el eje *Z*) en los perfiles de línea verticales.

El perfil de línea vertical para la distribución de dosis de 1.00 *Gy* presenta un intervalo de dosis de 1.17 *Gy* a 1.21 *Gy*, la diferencia porcentual respecto a la dosis esperada es del 17% y 21%, respectivamente. El valor de la incertidumbre para dosis de 1.00 *Gy* es del 20% (Tabla 5.3), por lo que no existe una diferencia significativa entre la dosis de 1.00 *Gy* y la dosis de 1.17 *Gy*. Por otro lado, parecería que la dosis de 1.21 *Gy* presenta una diferencia significativa respecto a la dosis de 1.00 *Gy*, sin embargo la incertidumbre para dosis de 1.21 *Gy* es de 0.2 *Gy*. Al reportar las dosis con sus respectivas incertidumbres:  $1.0 \pm 0.2(Gy)$  y  $1.2 \pm 0.2(Gy)$ ; se puede observar que estas no presentan una diferencia significativa. Por lo tanto se puede asegurar que el perfil de irradiación para una dosis esperada de 1.00 *Gy* imparte una dosis de  $1.0 \pm 0.2 Gy$  en un intervalo de 7.5 a 12.5 *cm* de altura.

El gradiente para la distribución de dosis vertical (Figura 6.1 (a) ) presenta una región de dosis máximas dentro de un intervalo comprendido entre 7.9 *cm* y 9.2 *cm* de altura, mostrando una disposición simétrica de curvas de isodosis respecto a la altura de dosis máxima (9.2 *cm* de altura).



(a) Distribución de dosis vertical

(b) Perfil de línea vertical

Figura 6.1: Distribución de dosis vertical (sobre el eje  $Z$ ) para el programa de 1.00  $Gy$ . a) Curvas de isodosis para la distribución vertical, la paleta de colores relaciona la dosis medida con cada color, seguida por el porcentaje de dosis que representa cada valor respecto a la dosis programada; las líneas punteadas horizontales señalan las alturas en que se colocan los cultivos celulares 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$ , mientras que la línea punteada vertical representa el eje central de la película sobre el que se mide el perfil de línea vertical. b) Perfil de línea vertical sobre el eje central de la película, la línea roja vertical representa la dosis esperada para el perfil.

Este comportamiento se atribuye al desplazamiento programado para la fuente radiactiva durante la exposición de las muestras. El desplazamiento de la fuente está comprendido entre el primer punto de parada a 6.3  $cm$  de altura y el segundo punto de parada a 13.8  $cm$  altura, quedando el punto medio del intervalo de desplazamiento a 9.9  $cm$  de altura. Durante toda la irradiación, la distancia de separación entre la fuente y cualquier punto en el recipiente de irradiación situado a 9.9  $cm$  de altura, es menor que la distancia existente entre la fuente y cualquier otro punto. El depósito de la dosis para una fuente lineal es inversamente proporcional a la distancia que existe entre la fuente radiactiva y el punto de interés (Cember et al., 1969). Es por esta razón que se registra una región de dosis máximas alrededor del punto medio del intervalo de desplazamiento de la fuente radiactiva (9.9  $cm$ ) y disminuyen al desplazarse hacia los contornos de la película.

En contraste con la caracterización dosimétrica de un irradiador de cesio 137 (Mark I-68A) realizada por Samuel L. Brady and Nguyen (2012), sus distribuciones de dosis verticales no muestran el patrón de curvas de isodosis simétricas respecto a la altura de máxima dosis, como las encontradas en este trabajo. Una posible explicación para esta diferencia es la función de desplazamiento vertical de la fuente radiactiva durante la exposición de las muestras con la que cuenta el irradiador BIOBEAM-GM 2000.

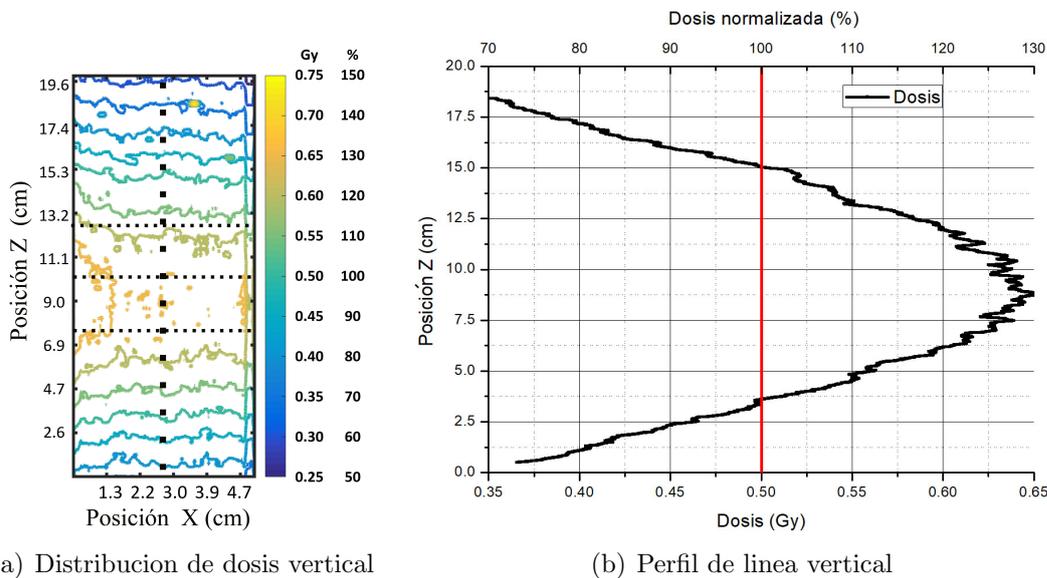
Las distribuciones de dosis verticales medidas con la película para los programas de irradiación de 0.50, 0.75 y 2.00  $Gy$ , se muestran en las Figuras 6.2, 6.3 y 6.4, respectivamente. Las tres líneas punteadas de color negro cruzando en forma horizontal, señalan las alturas de 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$ , donde se colocan los cultivos celulares al momento de la irradiación. La línea punteada vertical representa el eje central de la película, sobre el que se mide el perfil de línea vertical. Las alturas de dosis máximas para los programas de 0.50, 0.75 y 2.00  $Gy$ , son de 8.7, 8.4 y 7.9  $cm$  respectivamente.

Los intervalos de dosis verticales y sus diferencias porcentuales respecto a las dosis esperadas

para los programas de irradiación de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$ , se muestran en la Tabla 6.1.

Dosis esperada ( $Gy$ )	Incertidumbre porcentual (%)	Intervalo de dosis ( $Gy$ )	Diferencia porcentual (%)
0.50 $Gy$	20	0.58-0.65	16-30
0.75 $Gy$	17	0.76-0.85	1-13
1.00 $Gy$	20	1.10-1.21	10-21
2.00 $Gy$	10	2.21-2.49	11-24

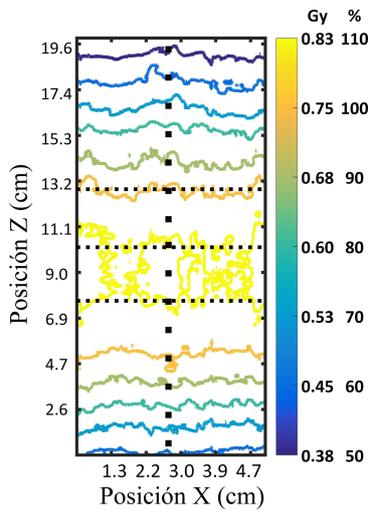
Tabla 6.1: Tabla de intervalo de dosis en los perfiles de línea verticales para los programas de irradiación de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$ , en un intervalo de 7.5 a 12.5  $cm$  de altura. La primer columna muestra la dosis programada para cada perfil, la segunda la incertidumbre porcentual para la medición de cada dosis usando PTR-EBT3, la tercera el intervalo de dosis que presenta la distribución sobre un intervalo de 7.5 a 12.5  $cm$  de altura y la cuarta la diferencia porcentual entre la dosis esperada y las dosis mínima y máxima reportadas en cada intervalo de dosis.



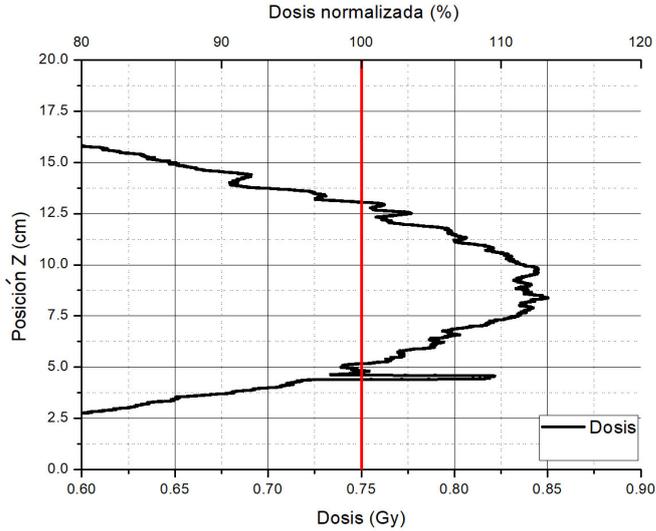
(a) Distribución de dosis vertical

(b) Perfil de línea vertical

Figura 6.2: Distribución de dosis vertical (sobre el eje  $Z$ ) para el programa de 0.50  $Gy$ . a) Curvas de isodosis para la distribución vertical, la paleta de colores relaciona la dosis medida con cada color, seguida por el porcentaje de dosis que representa cada valor respecto a la dosis programada; las líneas punteadas horizontales señalan las alturas en que se colocan los cultivos celulares 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$ , mientras que la línea punteada vertical representa el eje central de la película sobre el que se mide el perfil de línea vertical. b) Perfil de línea vertical sobre el eje central de la película, la línea roja vertical representa la dosis esperada para el perfil.

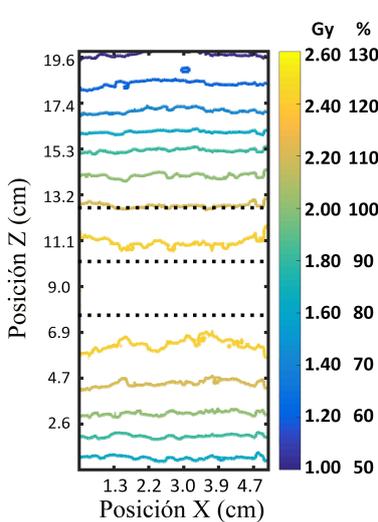


(a) Distribucion de dosis vertical

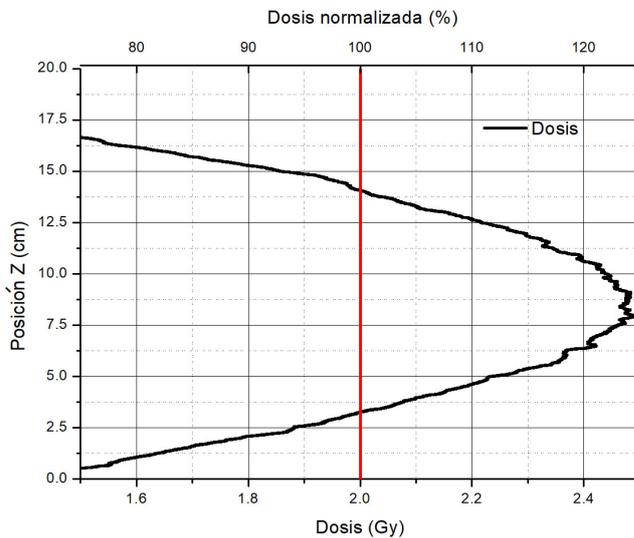


(b) Perfil de linea vertical

Figura 6.3: Distribución de dosis vertical (sobre el eje  $Z$ ) para el programa de 0.75 Gy. a) Curvas de isodosis para la distribución vertical, la paleta de colores relaciona la dosis medida con cada color, seguida por el porcentaje de dosis que representa cada valor respecto a la dosis programada; las líneas punteadas horizontales señalan las alturas en que se colocan los cultivos celulares 7.5, 10.0 y 12.5 cm, mientras que la línea punteada vertical representa el eje central de la película sobre el que se mide el perfil de línea vertical. b) Perfil de línea vertical sobre el eje central de la película, la línea roja vertical representa la dosis esperada para el perfil.



(a) Distribucion de dosis vertical



(b) Perfil de linea vertical

Figura 6.4: Distribución de dosis vertical (sobre el eje  $Z$ ) para el programa de 2.00 Gy. a) Curvas de isodosis para la distribución vertical, la paleta de colores relaciona la dosis medida con cada color, seguida por el porcentaje de dosis que representa cada valor respecto a la dosis programada; las líneas punteadas horizontales señalan las alturas en que se colocan los cultivos celulares 7.5, 10.0 y 12.5 cm, mientras que la línea punteada vertical representa el eje central de la película sobre el que se mide el perfil de línea vertical. b) Perfil de línea vertical sobre el eje central de la película, la línea roja vertical representa la dosis esperada para el perfil.

## 6.2. Distribución de dosis horizontal

En la Figura 6.5 se puede observar las curvas de isodosis y los perfiles de línea horizontal en  $X$  y horizontal en  $Y$  (ejes  $X$  y  $Y$  en la Figura 5.9), para las distribuciones horizontales en las cajas de cultivo colocadas a diferentes alturas 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$ , para el programa de irradiación de 1.00  $Gy$ . Las líneas punteadas horizontales sobre las curvas de isodosis, representan el eje  $X$ , donde se miden los perfiles de línea horizontales en  $X$  y las líneas punteadas verticales, son el eje  $Y$  donde se miden los perfiles de línea horizontales en  $Y$ .

Para evaluar la uniformidad en las distribuciones de dosis se utilizan los perfiles línea horizontales en  $X$  y horizontales en  $Y$ . Se miden los intervalos de dosis y sus diferencia porcentuales respecto a 1.00  $Gy$ . El intervalo de dosis y la diferencia porcentual respecto a la dosis esperada, son las definidas en la sección 6.1.

Para los perfiles de línea horizontales en  $X$ , se miden intervalos de dosis de 0.98 a 1.04  $Gy$ , 1.01 a 1.09  $Gy$  y 0.98 a 1.05  $Gy$ , con diferencias porcentuales respecto a 1.00  $Gy$  de 2 y 4%, 1 y 9%, y de 2 y 5%, para películas colocadas a 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$  de altura, respectivamente. Para los perfiles de línea horizontales en  $Y$ , se tiene intervalos de dosis de 0.97 a 1.03  $Gy$ , 1.02 a 1.08  $Gy$ , 1.00 a 1.05  $Gy$ , con diferencias porcentuales respecto a 1.00  $Gy$  del 3%, 2 y 8%, y 0 y 5%, para películas colocadas a 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$  de altura, respectivamente.

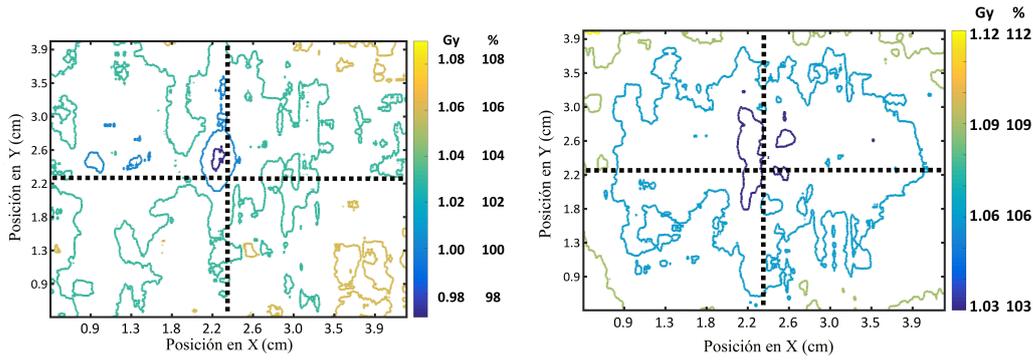
La máxima diferencia porcentual respecto a la dosis de 1.00  $Gy$  sobre los perfiles de línea horizontales en  $X$  y horizontales en  $Y$  fue del 9 y 8% , respectivamente, para las películas colocadas a 7.5, 10.00 y 12.5  $cm$  de altura. Tomando en cuenta que la incertidumbre para dosis de 1.00  $Gy$  es del 20% (0.2  $Gy$ , Tabla 5.3) no se percibe una diferencia significativa entre la máxima dosis medida en los perfiles de línea horizontales en  $X$  y horizontales en  $Y$ . Por lo tanto se puede asegurar que el programa de irradiación para una dosis esperada de 1.00  $Gy$  imparte una dosis de  $1.0 \pm 0.2 Gy$  sobre tres cajas de cultivo colocadas a 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$  de altura.

En los perfiles de línea horizontales en  $X$  y horizontales en  $Y$  que se muestran en las Figura 6.5 (d y e); se observa claramente que las dosis a 10.0  $cm$  de altura, son mayores que las medidas a 7.5 y 12.5  $cm$ ; seguido por las dosis a 12.5  $cm$  de altura y siendo las menores a 7.5  $cm$  de altura. Estas discrepancias pueden explicarse en base a las características del desplazamiento de la fuente radiactiva durante la irradiación.

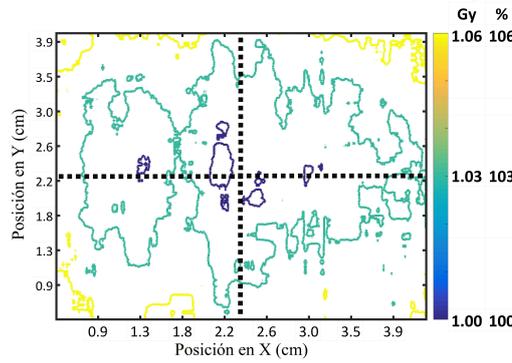
El perfil de línea horizontal en  $X$  y horizontal en  $Y$  para la distribución de dosis en la película colocada a 10.0  $cm$  de altura son mayores debido a que estos puntos se encuentran cercanos al punto medio del intervalo de desplazamiento de la fuente (9.9  $cm$ ); manteniéndose a una distancia de separación menor a la fuente durante toda la exposición, que los puntos situados a 7.5 y 12.5  $cm$  de altura, recibiendo una mayor dosis.

Las dosis medidas en los perfiles de línea horizontales en  $X$  y horizontales en  $Y$  para las distribuciones de dosis a 7.5  $cm$  de altura son menores a los perfiles de línea horizontales a 12.5  $cm$ , a pesar de que ambas se encuentran cercanas a un punto de parada (primer punto de parada 6.3  $cm$  de altura y segundo punto de parada 13.8  $cm$  de altura) y el tiempo en puntos de parada es el mismo para ambos (1% del tiempo total de irradiación). Esta diferencia en la dosis a pesar de tener las mismas condiciones para el desplazamiento de la fuente durante la exposición es consecuencia de un movimiento posterior al término de la irradiación.

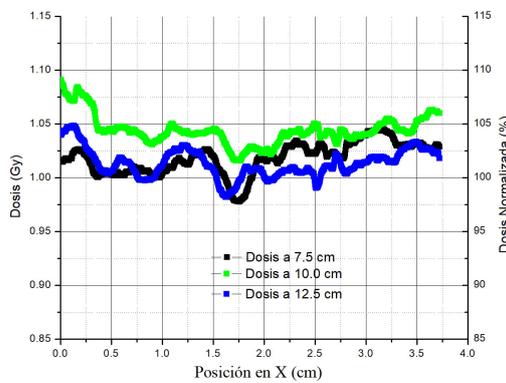
Al finalizar la irradiación la fuente se encuentra posicionada en el segundo punto de parada (13.8  $cm$  de altura), se pensaría que la fuente se mantendría estática en ese punto hasta que el rodillo transporta al recipiente a la zona de extracción del irradiador, sin embargo esto no ocurre,



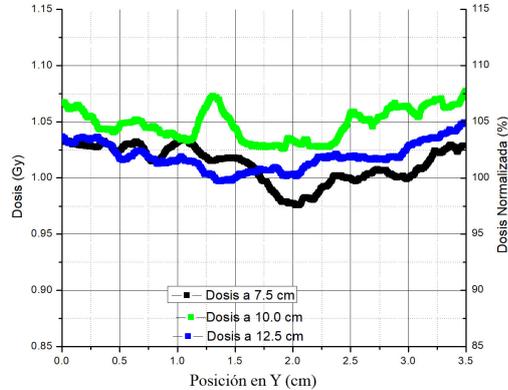
(a) Distribución de dosis horizontal a 7.5 *cm* de altura (b) Distribución de dosis horizontal a 10.0 *cm* de altura



(c) Distribución de dosis horizontal a 12.5 *cm* de altura



(d) Distribuciones horizontales en X



(e) Distribuciones horizontal en Y

Figura 6.5: Distribuciones de dosis horizontales para los cultivos a diferentes alturas: 7.5 (a), 10.0 (b) y 12.5 *cm* (c) de altura; así como su perfil de línea horizontal en X (d) y horizontal en Y (e), para el programa de irradiación de 1.00 *Gy*. En la paleta de colores para las Figuras a, b y c, se presenta la dosis que corresponde a cada color, seguido por el porcentaje que representa cada dosis respecto a la dosis programada. El eje en la parte derecha de las Figuras d y e, representa el porcentaje de dosis normalizada respecto a la dosis esperada. Las líneas punteadas horizontales sobre las curvas de isodosis representan el eje X, donde se miden los perfiles de línea horizontales en X y las líneas punteadas verticales son el eje Y, donde se miden los perfiles de línea horizontales en Y.

pues al termino de la irradiación la fuente continua su desplazamiento vertical para dirigirse hacia el primer punto de parada (6.3 *cm* de altura) aproximándose a la película colocada a 12.5 *cm* de altura. Durante este desplazamiento posterior al termino de la irradiación que la fuente radiactiva realiza, el recipiente aún se encuentra al alcance del campo de radiación, ya que el rodillo que lo transporta no lo cubre totalmente en el intervalo de rotación de 100 a 180°. Como consecuencia la fuente deposita una dosis extra sobre las película colocada a una altura de 12.5 *cm*.

Este deposito extra sobre la película cercana al segundo punto de parada no se realiza con la película colocada cerca al primer punto de parada, ya que al iniciar la irradiación, la fuente radiactiva se mantiene estática en el primer punto de parada (6.3 *cm*) mientras el rodillo transporta el recipiente frente a la fuente radiactiva; por lo tanto la fuente no deposita una dosis extra sobre la película posicionada a 7.5 *cm* de altura.

Como se puede observar en la Figura 6.5 ( a, b y c ), las curvas de isodosis para el programa de irradiación de 1.00 *Gy*, presentan curvas cerradas de isodosis con un comportamiento radial: dosis mínimas en el centro y aumentando gradualmente al desplazarse hacia el contorno de las películas. La forma de estas distribuciones de dosis está relacionada con el movimiento de la fuente radiactiva durante la exposición de las muestras.

La trayectoria que sigue la fuente radiactiva durante la exposición se puede observar en la Figura 6.5 (a). Cumple 4.3 *revoluciones* alrededor del recipiente y 1.5 *ciclos* de movimiento vertical. La proyección sobre el plano *XY* de la trayectoria es una circunferencia (Figura 6.5 b), este comportamiento reparte la dosis en todas las direcciones del recipiente, generando curvas de isodosis cerradas en las distribuciones. En la misma proyección se puede observar que los puntos más lejanos a la fuente radiactiva durante la exposición se encuentran en el centro de la película, por lo tanto estos puntos reciben una dosis menor a la que reciben los puntos sobre el contorno de la película, estas condiciones generan distribuciones de dosis con un comportamiento radial. Esta geometría en las distribuciones se presenta sobre todas las películas colocadas a diferentes alturas del recipiente, debido a que la fuente radiactiva recorre tres veces el intervalo de desplazamiento vertical, comprendido entre 6.3 y 13.8 *cm* de altura.

Las curvas de isodosis y perfiles de línea horizontales en *X* y horizontales en *Y*, para las distribuciones de dosis horizontales en las cajas de cultivo colocadas a 7.5, 10.0 y 12.5 *cm* de altura, para los programas de irradiación de 0.50, 0.75 y 2.00 *Gy*, se muestran en las Figuras 6.6, 6.7 y 6.8. La líneas punteadas horizontales sobre las curvas de isodosis, representan el eje *X*, donde se miden los perfiles de línea horizontales en *X* y las líneas punteadas verticales, son el eje *Y* donde se miden los perfiles de línea horizontales en *Y*.

En las Tablas 6.2 y 6.3, se muestran las fluctuaciones de dosis para los perfiles de línea horizontales en *X* y horizontales en *Y*, para las películas colocadas a 7.5, 10.0 y 12.5 *cm* de altura, para los programas de irradiación de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00 *Gy*.

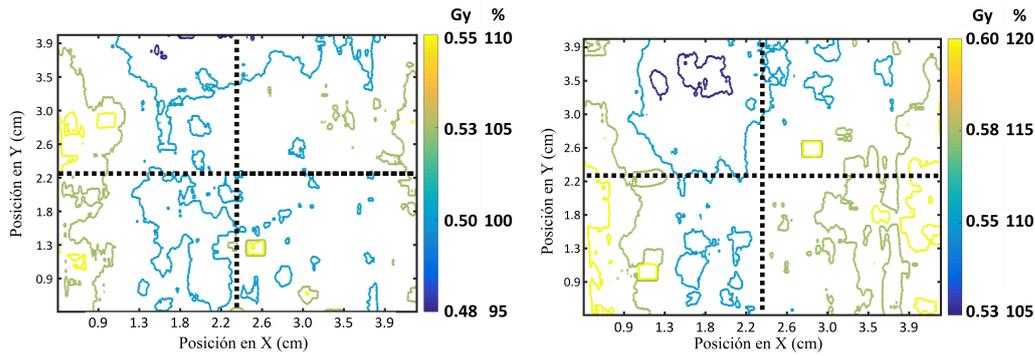
Realizando el mismo análisis utilizado para el programa de 1.00 *Gy* sobre las distribuciones de dosis para los programas de irradiación de 0.50, 0.75 y 2.00 *Gy*, se concluye que estos pueden impartir dosis de  $0.5 \pm 0.1$  *Gy*,  $0.7 \pm 0.2$  *Gy* y  $2.0 \pm 0.2$  *Gy*, sobre tres cajas de cultivo colocadas a 7.5, 10.0 y 12.5 *cm* de altura, en una sola exposición.

Dosis programada ( $Gy$ )	Altura ( $cm$ )	Intervalo de dosis( $Gy$ )	Diferencia porcentual(%)
0.50	7.5	0.49-0.55	2-10
	10.0	0.53-0.61	6-22
	12.5	0.50-0.57	0-14
0.75	7.5	0.73-0.78	3-4
	10.0	0.81-0.87	7-16
	12.5	0.74-0.81	1-8
1.00	7.5	0.98-1.04	2-4
	10.0	1.01-1.09	1-9
	12.5	0.98-1.05	2-5
2.00	7.5	2.04-2.12	2-6
	10.0	2.25-2.34	12-17
	12.5	2.18-2.30	9-15

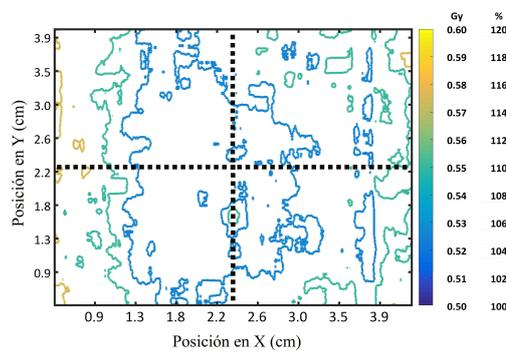
Tabla 6.2: Se presentan las dosis programadas, la altura en la que se coloca cada película, el intervalo de dosis medido sobre la película y el porcentaje que representan las cotas del intervalo de dosis (normalizado a la dosis programada), para los perfiles línea horizontales en  $X$  de las distribuciones a 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$  de altura, para los programas de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$ .

Dosis programada( $Gy$ )	Altura( $cm$ )	Intervalo de dosis( $Gy$ )	Diferencia porcentual(%)
0.50	7.5	0.48-0.54	5-7
	10.0	0.54-0.57	7-14
	12.5	0.52-0.56	3-11
0.75	7.5	0.72-0.76	3-1
	10.0	0.80-0.85	6-13
	12.5	0.77-0.80	2-7
1.00	7.5	0.97-1.03	3-3
	10.0	1.02-1.08	2-8
	12.5	1.00-1.05	0-5
2.00	7.5	2.06-2.11	3-6
	10.0	2.22-2.32	11-16
	12.5	2.19-2.28	10-14

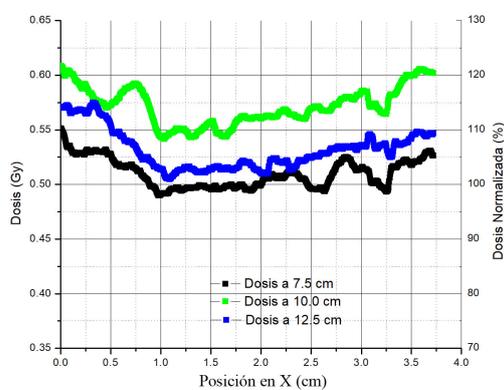
Tabla 6.3: Se presentan las dosis programadas, la altura en la que se coloca cada película, el intervalo de dosis medido sobre la película y el porcentaje que representan las cotas del intervalo de dosis (normalizado a la dosis programada), para los perfiles línea horizontales en  $Y$  de las distribuciones a 7.5, 10.0 y 12.5  $cm$  de altura, para los programas de 0.50, 0.75, 1.00 y 2.00  $Gy$ .



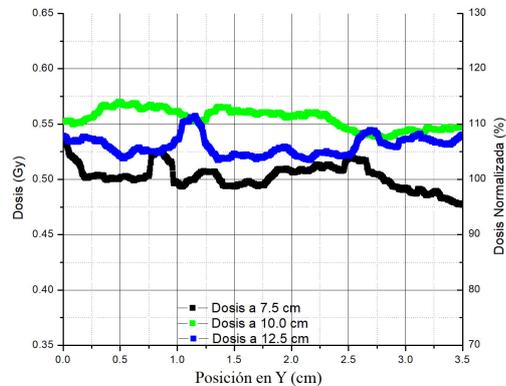
(a) Distribución de dosis horizontal a 7.5 *cm* de altura (b) Distribución de dosis horizontal a 10.0 *cm* de altura



(c) Distribución de dosis horizontal a 12.5 *cm* de altura

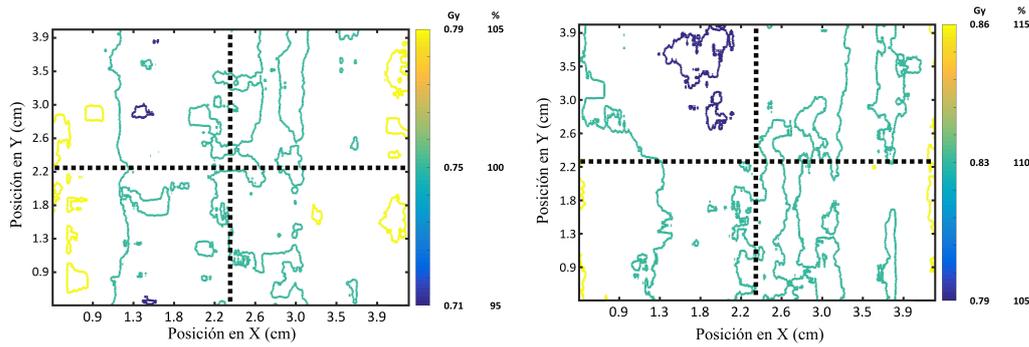


(d) Distribuciones horizontales en *X*

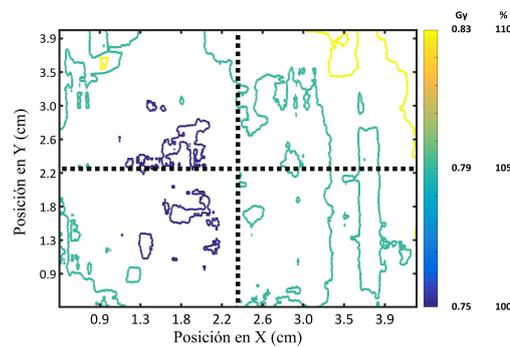


(e) Distribuciones horizontal en *Y*

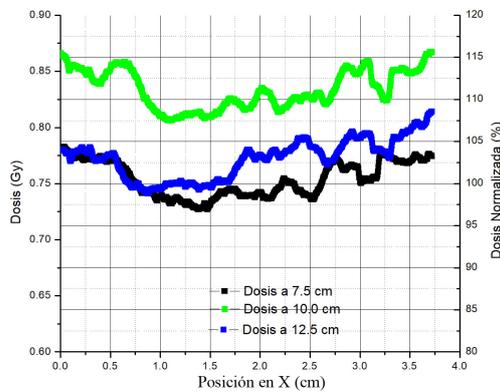
Figura 6.6: Distribuciones de dosis horizontales para los cultivos a diferentes alturas: 7.5 (a), 10.0 (b) y 12.5 *cm* (c) de altura; así como su perfil de línea horizontal en *X* (d) y horizontal en *Y* (e), para el programa de irradiación de 0.50 *Gy*. En la paleta de colores para las Figuras a, b y c, se presenta la dosis que corresponde a cada color, seguido por el porcentaje que representa cada dosis respecto a la dosis programada. El eje en la parte derecha de las Figuras d y e, representa el porcentaje de dosis normalizada respecto a la dosis esperada. Las líneas punteadas horizontales sobre las curvas de isodosis representan el eje *X*, donde se miden los perfiles de línea horizontal en *X* y las líneas punteadas verticales son el eje *Y*, donde se miden los perfiles de línea horizontal en *Y*.



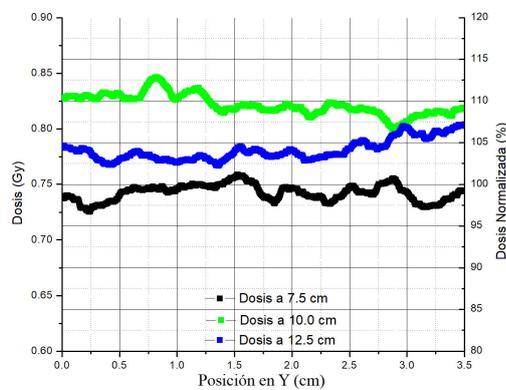
(a) Distribución de dosis horizontal a 7.5 cm de altura (b) Distribución de dosis horizontal a 10.0 cm de altura



(c) Distribución de dosis horizontal a 12.5 cm de altura

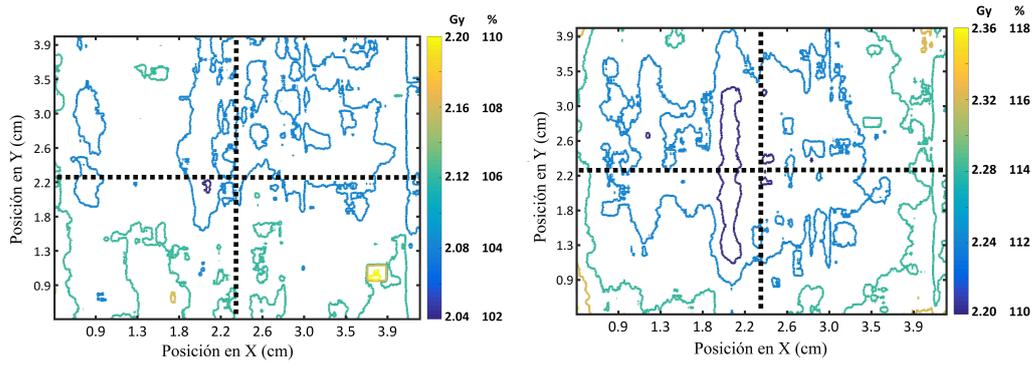


(d) Distribuciones horizontales en X

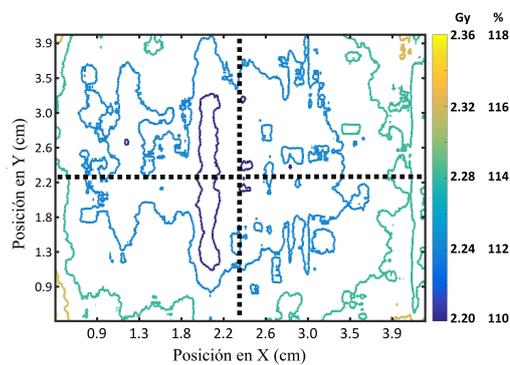


(e) Distribuciones horizontal en Y

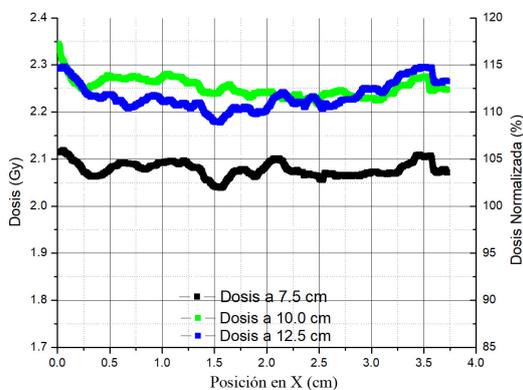
Figura 6.7: Distribuciones de dosis horizontales para los cultivos a diferentes alturas: 7.5 (a), 10.0 (b) y 12.5 (c) de altura; así como su perfil de línea horizontal en X (d) y horizontal en Y (e), para el programa de irradiación de 0.75 Gy. En la paleta de colores para las Figuras a, b y c, se presenta la dosis que corresponde a cada color, seguido por el porcentaje que representa cada dosis respecto a la dosis programada. El eje en la parte derecha de las Figuras d y e, representa el porcentaje de dosis normalizada respecto a la dosis esperada. Las líneas punteadas horizontales sobre las curvas de isodosis representan el eje X, donde se miden los perfiles de línea horizontal en X y las líneas punteadas verticales son el eje Y, donde se miden los perfiles de línea horizontal en Y.



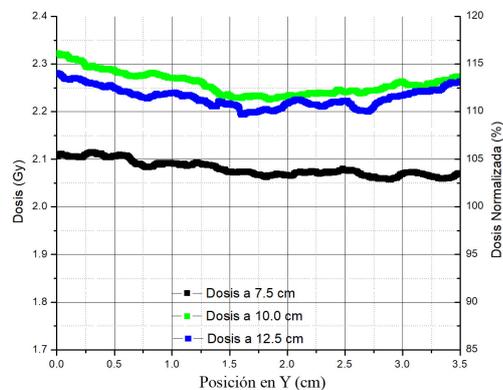
(a) Distribución de dosis horizontal a 7.5 *cm* de altura      (b) Distribución de dosis horizontal a 10.0 *cm* de altura



(c) Distribución de dosis horizontal a 12.5 *cm* de altura



(d) Distribuciones horizontales en *X*



(e) Distribuciones horizontal en *Y*

Figura 6.8: Distribuciones de dosis horizontales para los cultivos a diferentes alturas: 7.5 (a), 10.0 (b) y 12.5 *cm* (c) de altura; así como su perfil de línea horizontal en *X* (d) y horizontal en *Y* (e), para el programa de irradiación de 2.00 *Gy*. En la paleta de colores para las Figuras a, b y c, se presenta la dosis que corresponde a cada color, seguido por el porcentaje que representa cada dosis respecto a la dosis programada. El eje en la parte derecha de las Figuras d y e, representa el porcentaje de dosis normalizada respecto a la dosis esperada. Las líneas punteadas horizontales sobre las curvas de isodosis representan el eje *X*, donde se miden los perfiles de línea horizontales en *X* y las líneas punteadas verticales son el eje *Y*, donde se miden los perfiles de línea horizontales en *Y*.

### 6.3. Trayectoria de Fuente Radiactiva

La trayectoria de la fuente radiactiva durante la irradiación muestra una fuerte relación con la distribución de dosis. En el caso particular del programa de 1.00 Gy, la trayectoria en la Figura 5.20 completa 1.5 *ciclos* de movimiento vertical y 4 *revoluciones* alrededor del recipiente según la Tabla 5.6. La configuración de estos parámetros da como resultado una distribución de dosis horizontal con una diferencia porcentual máxima del 9%, siendo este el valor mínimo de las diferencias porcentual en todos los programas de irradiación.

Las características que presenta esta trayectoria es una distribución simétrica con respecto a los ejes centrales verticales de las proyecciones en los planos ZX y ZY en la Figura 5.20 (b), sólo muestran una pequeña aglomeración de posiciones a las alturas correspondientes a los puntos de parada 6.3 y 13.8 cm de altura. Por lo que se recomienda seleccionar la velocidad de desplazamiento de la fuente, así como la velocidad de rotación del recipiente para generar una trayectoria con proyecciones sobre los planos ZX, ZY y XY, que presenten una distribución simétrica respecto al eje vertical central.

### 6.4. Protocolo de irradiación

Con base en los resultados obtenidos, fue posible irradiar cultivos celulares impartiendo distribuciones de dosis con geometría radial para  $0.5 \pm 0.1$  Gy,  $0.7 \pm 0.2$  Gy,  $1.0 \pm 0.2$  Gy y  $2.0 \pm 0.2$  Gy, sobre tres cajas de cultivo celular en una sola exposición. Para lograr estas distribuciones de dosis sobre los cultivos celulares es necesario seguir el siguiente protocolo:

- 1) Colocar las cajas de cultivo celular en el centro del recipiente de manera que las bases queden a 7.5, 10.0 y 12.5 cm de altura respecto a la base del recipiente.
- 2) Definir dos puntos de parada para el desplazamiento vertical de la fuente radiactiva: el primero a 6.3 cm de altura y el segundo a 13.8 cm de altura; ambos puntos de parada se programan con un tiempo de parada del 1%.
- 3) La dosis nominal para cada programa se calcula a partir de la dosis que se desea depositar en los cultivos (dosis medida) mediante la relación:

$$D_{nom} = 0.46 * D_{med}, \quad (6.1)$$

donde  $D_{nom}$  es la dosis nominal necesaria para impartir una dosis  $D_{med}$  sobre los cultivos.

- 4) A partir de la tasa de dosis se calcula el tiempo necesario para impartir las dosis de interés sobre los cultivos.
- 5) Con base en los tiempos de irradiación para cada programa, se selecciona la velocidad de desplazamiento de la fuente y la velocidad de rotación del recipiente durante la exposición. La velocidad de desplazamiento se elige con la finalidad de que la fuente se encuentre posicionada en el segundo punto de parada al terminar la exposición; mientras que la velocidad de rotación del recipiente de irradiación es seleccionada con el fin de permitir que su trayectoria al proyectarse sobre los planos ZY y ZX, muestren una distribución simétrica respecto al eje central vertical de cada plano.

La dosis nominal, velocidad de desplazamiento de la fuente radiactiva y la velocidad de rotación del recipiente de irradiación seleccionados para los programas de irradiación de 0.5, 0.7, 1.0 y 2.0 *Gy*, se presentan en la Tabla 6.4 .

Programas de irradiación				
Dosis programada ( <i>Gy</i> ):	0.5	0.7	1.0	2.0
Dosis nominal ( <i>Gy</i> ):	0.209	0.332	0.466	0.981
Velocidad de desplazamiento ( <i>mm/s</i> ):	13	23	17	5
Velocidad de rotación( <i>rev/min</i> ):	20	20	20	20
Posición de cierre( $^{\circ}$ ):	180	180	180	180

Tabla 6.4: Parámetros para los programas de irradiación para dosis de 0.5, 0.7, 1.0 y 2.0 *Gy*. Se presenta la dosis programada, dosis nominal, velocidad de desplazamiento y velocidad de rotación seleccionadas para cada programa de irradiación. Para todos los programas de irradiación se definen el primer punto de parada a 6.3 *cm* de altura y el segundo a 13.8 *cm* de altura.

# Capítulo 7

## Conclusiones

En conclusión, las características dosimétricas para la irradiación de cultivos celulares medidas a partir de un sistema dosimétrico compuesto por película de tinte radiocrómico *GAFCHROMIC*<sup>®</sup> EBT3 que presenta el irradiador BIOBEAM-GM 2000 son:

- 1) Una tasa de dosis medida de  $4.8 \pm 0.4 \text{ Gy/min}$ , sobre una caja de cultivo celular colocada en el centro (a  $10.0 \text{ cm}$  de altura) del recipiente de irradiación, con un intervalo de desplazamiento vertical de la fuente radiactiva entre  $6.3$  y  $13.8 \text{ cm}$  de altura ( $7.5 \text{ cm}$  de alto).
- 2) Una diferencia del  $115\%$  entre las dosis nominales programadas en el irradiador y las dosis medidas en las películas.
- 3) Existe una clara dependencia entre la trayectoria descrita por la fuente radiactiva durante la exposición de las muestras y la uniformidad de la distribución de dosis en el recipiente de irradiación, así como de su geometría.

En función de las características dosimétricas medidas para el irradiador, fue posible establecer un protocolo con el objetivo de irradiar cultivos celulares impartiendo distribuciones de dosis de  $0.5 \pm 0.1 \text{ Gy}$ ,  $0.7 \pm 0.2 \text{ Gy}$ ,  $1.0 \pm 0.2 \text{ Gy}$  y  $2.0 \pm 0.2 \text{ Gy}$ , sobre tres cajas de cultivo celular en una sola exposición.

De esta manera se logró habilitar un irradiador de cesio-137 de la marca Gamma-Service Medical y modelo BIOBEAM-GM 2000 para la investigación biomédica, impartiendo radiación ionizante sobre cultivos celulares.

# Capítulo 8

## Anexo

### 8.1. Código en Python Para la Simulación de la Trayectoria de la Fuente Radiactiva

A continuación se presenta el código en un lenguaje para Python, que imprime las posiciones  $r(x, y, z)$  de la fuente radiactiva durante la irradiación de un programa. Los parámetros con el símbolo \*\*, se deben insertar de acuerdo al programa de irradiación que se desee simular. El código es:

```
import math as ma

#Velocidad de rotación y oscilación.

Vrot= ** #Velocidad de rotación del recipiente Rev/min.
w=2*(ma.pi)*(Vrot/60) #Frecuencia de rotación

Vosc=** # Velocidad de oscilación en cm/s.
l=7.5 # Amplitud de oscilación de la fuente cm.
ws=(ma.pi*Vosc)/(2*1) # Velocidad de oscilación mm/s.

#Datos de irradiación

PPuno=6.3 #Punto de parada 1 cm
PPdos=13.8 #Punto de parada 2 cm

tn=0 #Tiempo de conteo natural
tr=0 #Tiempo de rotación
tci=0 #Tiempo de de conteo para cada irradiación
t=0.001 #Tiempo de irradiación fijo
au=0.05 #Aumento en el tiempo
```

```

tt=** #Tiempo total de irradiación
t1=tt/100 # 1% del tiempo de irradiación
trl=l/Vosc #Tiempo de recorrido de un punto de parada a otro "l"
tc=2*(t1+trl) #Tiempo de un ciclo de irradiación

```

```

rp=11 #Distancia del centro del recipiente a la fuente cm.
a=0 #Ángulo de inicial.

```

```

#Impresión de la trayectoria de la fuente.

```

```

while tn<=tt:

```

```

#Irradiación con fuente estática en el primer mpunto de parada.

```

```

while tci<=t1:
if tn<tt:
x=rp*(ma.cos(a+(w*tr)))
y=rp*(ma.sin(a+w*tr))
zs=PPuno

```

```

print(x,' ',y,' ',zs)

```

```

tr+=au
tn+=au
tci+=au
tci=au

```

```

#Irradiación en ascenso, sin puntos de parada.

```

```

while tci<=trl:
if tn<tt:
x=rp*(ma.cos(a+(w*tr)))
y=rp*(ma.sin(a+w*tr))
zs=PPuno+ abs(l*ma.sin(ws*tci))

```

```

print(x,' ',y,' ',zs)

```

```

tr+=au
tn+=au
tci+=au
tci=au

```

```

#Irradiación con fuente estática en el segundo punto de parada

```

```

while tci<=t1:

```

## 8.1. CÓDIGO EN PYTHON PARA LA SIMULACIÓN DE LA TRAYECTORIA DE LA FUENTE RADIACT

```
if tn<tt:  
x=rp*(ma.cos(a+(w*tr)))  
y=rp*(ma.sin(a+w*tr))  
zs=PPdos
```

```
print(x,' ',y,' ',zs)
```

```
tr+=au  
tn+=au  
tci+=au  
tci=au
```

```
#Irradiación en descenso.  
while tci<=trl:  
if tn<tt:  
x=rp*(ma.cos(a+(w*tr)))  
y=rp*(ma.sin(a+w*tr))  
zs=PPdos-abs(l*ma.sin(ws*tci))
```

```
print(x,' ',y,' ',zs)
```

```
tr+=au  
tn+=au  
tci+=au  
tci=au
```

# Bibliografía

- Acosta, V., Cowan, C. L., Graham, B. J., and Anaya, R. J. S. (1975) , *Curso de física moderna*, No. 530 A258C., Harla
- Attix, F. H. (2008) , *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, John Wiley & Sons
- Brady, S. L., Toncheva, G., Dewhirst, M. W., and Yoshizumi, T. T. (2009) , *Health physics* **97(3)**, 195
- Brookhaven National Laboratory (2018) , <https://www.nndc.bnl.gov/chart/>, 13 de Marzo del 2018
- Brosed, A. (2011) , *Fundamentos de Física Médica, Vol. 1 Medida de la radiación*.
- Butson, M., Cheung, T., and Yu, P. K. (2006) , *Scanning orientation effects on Gafchromic EBT film dosimetry*, Vol. 29, Springer
- Butson, M. J., Peter, K., Cheung, T., and Metcalfe, P. (2003) , *Radiochromic film for medical radiation dosimetry*, Vol. 41, Elsevier
- Cember, H. et al. (1969) , *Introduction to health physics.*, Pergamon Press Ltd.
- Devic, S., Seuntjens, J., Hegyi, G., Podgorsak, E. B., Soares, C. G., Kirov, A. S., Ali, I., Williamson, J. F., and Elizondo, A. (2004) , *Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers*, Vol. 31, Wiley Online Library
- Devic, S., Tomic, N., Aldelaijan, S., DeBlois, F., Seuntjens, J., Chan, M. F., and Lewis, D. (2012) , *Linearization of dose–response curve of the radiochromic film dosimetry system*, Vol. 39, Wiley Online Library
- Downey, A. B. (2009) , *Python for software design: how to think like a computer scientist*, Cambridge University Press
- Dreindl, R., Georg, D., and Stock, M. (2014) , *Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films*, Vol. 24, Elsevier
- Gama-ServiceMedicalGmbh-Instructivo. (2011) , *Instrucciones de uso BB GM PRO*, Gama-Service Medical Gmbh
- Gamma-ServiceMedicalGmbh, *BIOBEAM Optimun Homogeneity for Blood Irradiation*, Gamma-Service Medical Gmbh
- ICRU (2011) , *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised). Report 85*
- InternationalSpecialtyProducts, *Gafchromic EBT3 Scanning Handling Guide*, International Specialty Products

- Mani, E., Medina, L. A., Isaac-Olive, K., and Duenas-Gonzalez, A. (2014) , *Radiosensitization of cervical cancer cells with epigenetic drugs hydralazine and valproate.*, Vol. 35
- Marroquín, E. L., López, A. C., Garduño, A. G., González, A. H., Barajas, E. V., Quiroz, A. M., De la Cruz Pérez, D., and Avilés, G. J. (2017) , *Análisis de los espectros de absorción de las películas radiocrómicas EBT2 y EBT3*, Vol. 38
- Massillon-JL, G., Chiu-Tsao, S.-T., Domingo-Muñoz, I., and Chan, M. F. (2012) , *Energy dependence of the new Gafchromic EBT3 film: dose response curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-ray beams*, Vol. 1, Scientific Research Publishing
- Massillon-JL, G., Muñoz-Molina, I. D., and Díaz-Aguirre, P. (2016) , *Optimum absorbed dose versus energy response of Gafchromic EBT2 and EBT3 films exposed to 20–160 kV x-rays and 60Co gamma*, Vol. 2, IOP Publishing
- Menzel, R. (2013) , *Photonics: linear and nonlinear interactions of laser light and matter*, Springer Science & Business Media
- Niroomand-Rad, A., Blackwell, C. R., Coursey, B. M., Gall, K. P., Galvin, J. M., McLaughlin, W. L., Meigooni, A. S., Nath, R., Rodgers, J. E., and Soares, C. G. (1998) , *Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55*, Vol. 25, Wiley Online Library
- Organization, W. H. et al. (1975) , *Pautas para la evaluación de los medicamentos destinados al hombre: informe de un Grupo Científico de la OMS [se reunió en Ginebra del 14 al 18 de octubre de 1974]*, Ginebra: Organización Mundial de la Salud
- Podgorsak, E. et al. (2005) , *Radiation oncology physics*, Vol. 657
- Podgorsak, E. B. (2010) , *Radiation physics for medical physicists*, Springer Science & Business Media
- Przepiorcka, D., Leparc, G. F., Stovall, M. A., Werch, J., and Lichtiger, B. (1996) , *Use of irradiated blood components: practice parameter*, Vol. 106, The Oxford University Press
- Samuel L. Brady, Terry T. Yoshizumi, C. A.-E. and Nguyen, G. (2012) , *Isodose Curve Mappings Measured While Undergoing Rotation for Quality Assurance Testing of a Cs-137 Irradiator*, Health Phys
- Sears, F. W. and Zemansky, M. W. (1970) , *Física General*, Addison- Wesley Publishing Company, Inc., 1955
- Segovia-Mendoza, M., Jurado, R., Mir, R., Medina, L. A., Prado-Garcia, H., and Garcia-Lopez, P. (2015) , *Antihormonal agents as a strategy to improve the effect of chemo-radiation in cervical cancer: in vitro and in vivo study*, Vol. 15, BioMed Central
- Taylor, J. (1997) , *Introduction to error analysis, the study of uncertainties in physical measurements*