



Universidad Autónoma del Estado  
de México



Faculta de Ciencias

***Propiedades dosimétricas de las películas de tinte radiocrómico EBT3 irradiadas con electrones de alta energía.***

Que para obtener el grado de:

Física

Presenta:

Marisol Molina Romero

Asesores: Dra. María Isabel Gambo de Buen

Dr. Pedro Guillermo Reyes Romero

*“No puedo enseñar nada a nadie, solo puedo hacerles pensar”*

**Sócrates**

## ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	11
CAPITULO 1. MARCO TEORICO	14
CAPITULO 2. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS IMPARTIDA EN RADIOTERAPIA DE HACES EXTERNOS BASADA EN EL FORMALISMO DEL TRS 398	24
CAPITULO 3. MÉTODO EXPERIMENTAL	29
CAPITULO 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	35
CAPITULO 5. CONCLUSIONES	51
CAPITULO 6. REFERENCIAS	52

## INTRODUCCIÓN

La capacidad de hacer dosimetría en dos dimensiones es una herramienta para la medicina. En particular, en la terapia de irradiación de cuerpo entero con electrones de alta energía, utilizada para el tratamiento de la micosis fungoide, se debe determinar, de manera adecuada y en un tiempo razonablemente corto, el porcentaje de dosis en profundidad y la distribución de dosis en el plano del tratamiento ( $80 \times 190 \text{ cm}^2$ ), para ello se pueden usar diferentes dosímetros tales como las cámaras de ionización (CI), las películas de tinte radiocrómico o radiocrómicas (PTR) y los dosímetros termoluminiscentes (TLD), entre otros. Sin embargo usar CI o TLD, es bastante tardado y requiere de un sistema de control de movimiento para tener mayor precisión, de ahí que la película radiocrómica es una alternativa para medir el campo de radiación ya que cuenta con las características de ser relativamente barata, archiva los datos adquiridos al ser irradiada y es sensible a la radiación. [1]

Para este trabajo se emplea la PTR que, dada su composición similar a la del tejido, su alta resolución espacial, relativamente baja variación en sensibilidad espectral y su baja dependencia con la energía de haces de fotones [2] [3] [4] y de haces de electrones [5], han abierto la posibilidad de realizar dosimetría de manera más precisa.

Una de las aplicaciones de las PTR está en radiodiagnóstico mediante imágenes, pero sobre todo son de gran utilidad en radioterapia ya que son adecuadas para medir el campo de radiación en dos dimensiones.

Hay diferentes tipos de PTR fabricadas para atender las necesidades en diferentes aplicaciones médicas entre las que se encuentra la película EBT (External Beam Therapy) fabricada en el 2004 por Gafchromic (International Specialty Products, Wayne, NJ) [6], que fue introducida para medidas de dosis en radioterapia de intensidad modulada ya que permite determinar la distribución de dosis en regiones de alto gradiente de dosis [7]. Posteriormente, en el 2009 se reemplaza la película EBT por la EBT2 y en 2011 se introduce una nueva generación de película, la EBT3 [6] intentando mejorar la calidad de las imágenes y disminuir la dependencia con la energía del haz.

La dosimetría usando películas radiocrómicas está basada en el cambio en su coloración, ante la irradiación con un haz de radiación ionizante (electrones, rayos X y otros), debido a la polimerización [3]. El cambio en la coloración se mide a partir de la luz transmitida a través de la película. Los requerimientos mínimos para la lectura de este dosímetro son una fuente de luz y un detector de luz [8]. Actualmente, para leer las películas se utilizan escáneres comerciales obteniéndose una imagen que es separada en los canales rojo, verde y azul (RGB), usándose el valor de pixel promedio del canal rojo, verde o azul en una región de interés para determinar la densidad óptica. Las películas modelo EBT tienen una sensibilidad mayor que otros modelos de PTR, para dosis entre 0 y 8 Gy, que es un rango de interés particular para

propósitos de radioterapia. Hay que enfatizar que la incertidumbre reportada en la mayoría de los estudios, de alrededor del 2%, se refiere a niveles de dosis iguales o mayores que 2 Gy. Para dosis bajas, menores que 2 Gy, las incertidumbres son altas principalmente debido a la baja relación señal/ruido [3].

Para realizar una dosimetría de manera precisa y exacta, es necesario conocer las propiedades dosimétricas del dosímetro que se va a emplear, tales como la densidad óptica como función de la dosis y la dependencia de la densidad óptica con la energía del haz [8].

En el instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zuribán (INCMNSZ), se imparten tratamientos de radioterapia usando un acelerador lineal que tiene la capacidad para generar haces de fotones de 6, 10 y 15 MV y de electrones de 6, 9, 12, 15, 18, 20 y 22 MeV. Actualmente se utilizan los haces de fotones y se requiere caracterizar los haces de electrones con cámaras de ionización, así como implementar otro sistema dosimétrico para ser usado cuando las condiciones del tratamiento no sean las estándar como en el caso de irradiación de cuerpo entero.

Debido a lo anterior, en este trabajo se estudian las propiedades dosimétricas de la película de tinte radiocrómico EBT3 relevantes para su uso en radioterapia con haces de electrones de 6-22 MeV, como son la dependencia de la densidad óptica (DO) en función de la dosis y la dependencia con la energía para los canales rojo, verde y azul (RGB).

Este trabajo se divide en 6 capítulos: introducción, marco teórico, determinación de la dosis impartida para haces externos basado en el formalismo de TRS-398, método experimental, resultados y discusiones y finalmente conclusiones.

El primer capítulo da una breve introducción de la importancia de caracterizar los haces de electrones usando como dosímetro la película de tinte radiocrómico EBT3.

En el segundo capítulo se definen algunos conceptos básicos de física de radiaciones y de dosimetría como radiación ionizante, poderes máxicos de frenado, alcance y dosis, entre otros.

El tercer capítulo abarca el formalismo del código de práctica TRS-398 dado por la International Atomic Energy Agency (IAEA), para la obtención de la dosis en agua usando haces de electrones de alta energía.

En el cuarto capítulo se muestran los materiales y equipos utilizados y se describen sus características, también se describe la metodología usada para caracterizar los haces de electrones a diferentes energías y bajo ciertas condiciones de referencia.

En el quinto capítulo se reportan, se analizan y se discuten los resultados obtenidos.

En el sexto capítulo se presentan las conclusiones y algunas recomendaciones para la caracterización de haces de electrones de alta energía. además se presenta un apéndice A, con los valores obtenidos de la DO para las energías de 6-22 MeV de los tres canales RGB.

# 1 MARCO TEORICO

## 1.1 Interacción de la radiación ionizante con la materia

Para introducirnos en el área de dosimetría con electrones, es necesario conocer algunos conceptos de física de radiaciones, para estudiar los efectos provocados por la radiación al interactuar con la materia ya que en radioterapia el principal objetivo, es depositar la energía de los haces de electrones o fotones en un volumen dado.

### 1.1.1 Radiación ionizante

La radiación ionizante está formada por partículas que, debido a su interacción con un medio absorbente, producen excitación e ionización de los átomos del medio. El primer proceso tiene lugar cuando el electrón es expulsado de la órbita de su estado base dando un salto a una órbita de mayor energía, y en el segundo proceso ocurre la expulsión de un electrón de su órbita, dejando una vacancia en el orbital (ver Figura 1.1).

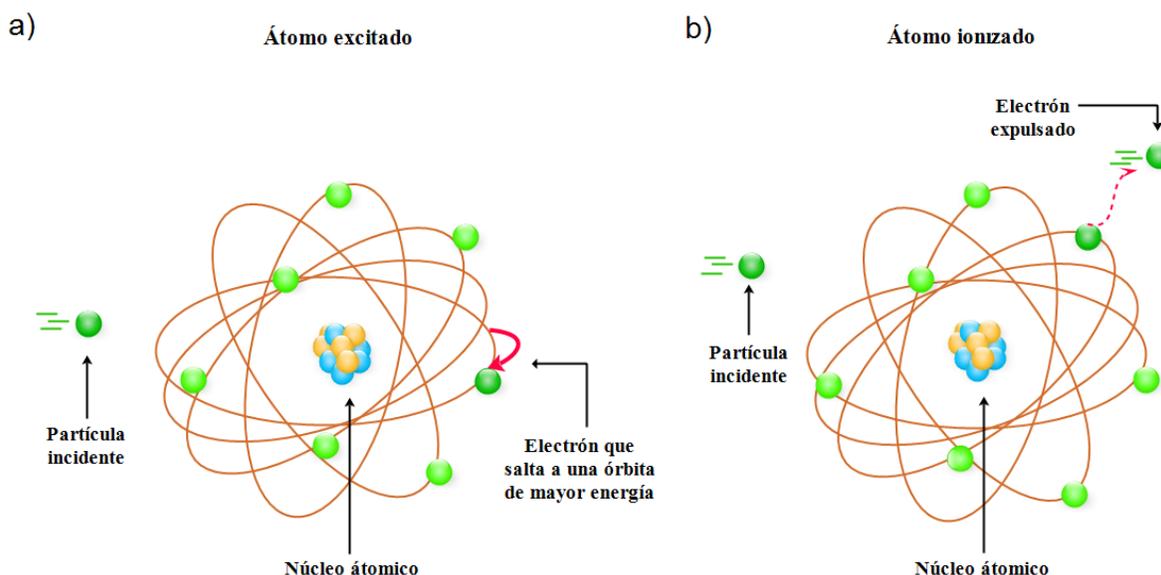


Figura 1.1 Esquema de un a) átomo excitado, b) átomo ionizado.

La radiación ionizante se clasifica de la siguiente manera:

- Directamente ionizante: son las partículas cargadas (*PC*) que ceden parte de su energía produciendo una gran cantidad de ionizaciones a lo largo de su trayectoria al interactuar con los átomos del medio absorbente, esto debido a la fuerza de coulomb.

- Indirectamente ionizante: son partículas no cargadas (fotones y neutrones) que producen pocas ionizaciones transfiriendo toda o parte de su energía a partículas cargadas al interactuar con el medio absorbente, las cuales producen pocas ionizaciones [9].

### 1.1.2 Interacción de los electrones con la materia

Los electrones ( $e^-$ ) son partículas con carga negativa igual a  $1.602 \times 10^{-19}$  C y una masa de  $5.485 \times 10^{-4}$  *uma*, pertenece a la familia de los fermiones de tipo leptón.

Se sabe que los electrones son partículas cargadas, entonces al chocar un electrón altamente energético con un blanco de número atómico alto  $Z$ , se producen rayos X esto debido a que los electrones sufren una deflexión abrupta debido a las fuerzas coulombianas.

Al interactuar las *PC* con otras partículas o con núcleos dentro de un medio, pierden gradualmente energía cinética a lo largo de su trayectoria y toda o parte de la energía es transferida al medio hasta que la partícula es frenada en su totalidad. La pérdida de energía por unidad de longitud depende de la carga, la velocidad y la energía de la partícula incidente, así como del número atómico, de la densidad y de la energía de ionización y excitación promedio del medio [9].

Las interacciones de las *PC* se dividen en tres categorías dependiendo del tamaño del parámetro de impacto  $b$  comparado con el radio atómico clásico  $a$  (Ver Figura 1.2) [10].

- Colisiones suaves ( $b \gg a$ ): la partícula cargada interactúa con los átomos del medio cediendo parte de su energía a los electrones de las capas externas, provocando una desviación en la trayectoria que lleva la *PC*.
- Colisiones fuertes ( $b \approx a$ ): la partícula cargada interactúa con los átomos del medio, transfiriendo parte de su energía a uno o varios electrones del átomo provocando ionización, si el electrón no lleva suficiente energía solo excitará a los átomos del medio absorbente.
- Producción de *Bremsstrahlung* ( $b \ll a$ ): cuando la *PC* en movimiento tiene un parámetro de impacto menor que el radio del átomo, sus campos electromagnéticos interactúan y la *PC* se atrae hacia el núcleo atómico. Como la *PC* tiene una masa mucho menor que la del núcleo atómico sufre una desaceleración que conlleva a una desviación de su trayectoria, al sufrir este cambio la *PC* puede emitir un fotón (*Bremsstrahlung*).

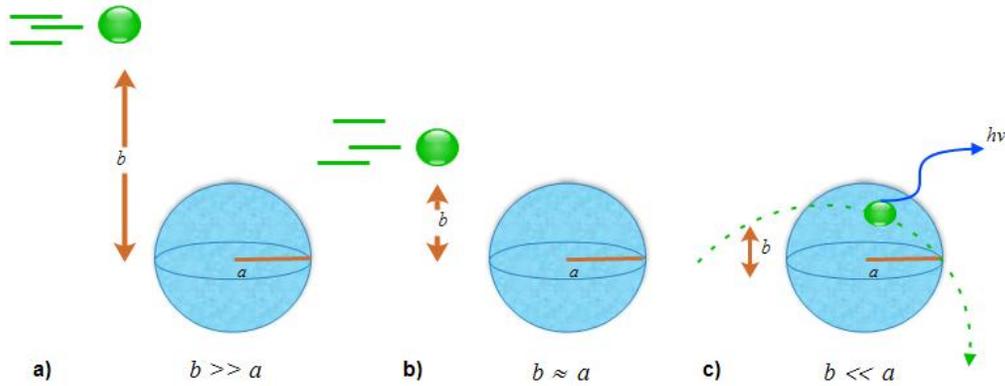


Figura 1.2 Esquema de los tipos de colisiones para una *PC* con un átomo dependiendo del parámetro de impacto “*b*” y el radio del átomo “*a*”: a) colisión suave, b) colisión fuerte y c) producción de *Bremsstrahlung*.

De acuerdo con las leyes de la teoría electromagnética una *PC* acelerada radía energía, a causa de sufrir una variación en su aceleración al interactuar con un medio, este fenómeno, como se mencionó, se conoce como emisión de radiación de frenado o *bremsstrahlung*. La cantidad de energía perdida es directamente proporcional al cuadrado del número atómico *Z* del medio absorbente, por lo que para una *PC* con las mismas características será mayor la radiación de frenado producida para un medio con *Z* alto, como el plomo, que para uno de *Z* bajo, como el agua. La energía perdida se describe a través de los poderes de frenado.

### 1.1.3 Poder másico de frenado total

El poder de frenado total es el valor esperado de la pérdida de energía por unidad de longitud recorrida. Como la interacción de las *PC* es dependiente de la densidad del medio, al dividir el poder de frenado entre la densidad la dependencia que tiene con el estado físico se elimina teniéndose el poder másico de frenado. El poder másico de frenado total es la suma de los poderes másicos de frenado de colisiones y radiativo [9]:

$$\left(\frac{dT}{\rho dx}\right) = \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_c + \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_r \quad \text{en} \quad \left(\frac{\text{MeV}}{\text{cm}}\right) \text{ o } \left(\frac{\text{J}}{\text{m}}\right) \quad (1.1)$$

Donde *T* es la energía cinética del electrón, *x* es la longitud y  $\rho$  es la densidad del medio absorbente.

#### Poder másico de frenado de colisión

Se define como la rapidez de pérdida de energía, por unidad de longitud de trayectoria debida a las colisiones suaves y fuertes de la *PC* que producen ionización y excitación de los átomos

del medio absorbente, la energía pérdida por la *PC* es depositada cerca de su trayectoria. Se denota por [9].

$$\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_c \quad (1.2)$$

#### Poder másico de frenado radiativo

Se define como la rapidez de pérdida de energía, por unidad de longitud de trayectoria ocasionada por las interacciones radiativas en las que hay producción de radiación de frenado, la energía perdida por la *PC* es depositada lejos de la trayectoria. Se denota por [9].

$$\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_r \quad (1.3)$$

Las unidades para los poderes másicos de frenado de colisión y radiativo son las mismas que las del poder másico de frenado total.

En la Figura 1.3 se presentan las curvas de los poderes másico de frenado total, de colisión y radiativo para electrones que interactúan con la película EBT3 y una ampliación en el intervalo de energías de los electrones utilizado en este trabajo.

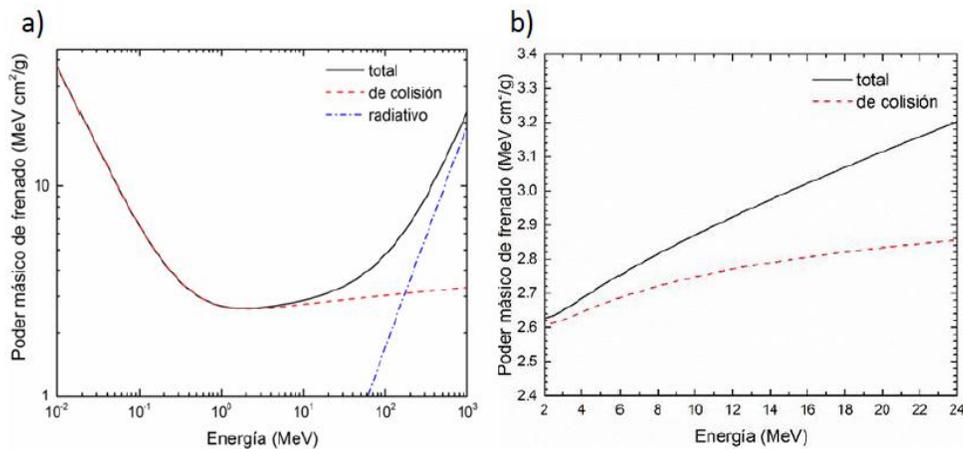


Figura 1.3. a) Poderes másicos de frenado total, de colisiones y radiativo para electrones que interactúan con película EBT3, b) ampliación de los poderes másicos de frenado para el intervalo de energía de 6-24 MeV.

### 1.1.4 Alcance

También llamado alcance lineal  $R_L$ , es la distancia total recorrida por la  $PC$  sobre la trayectoria desde el punto de incidencia hasta que se frena totalmente, tiene unidades de longitud [ $cm$ ]. Si se multiplica por la densidad para eliminar la dependencia con el estado físico del medio entonces se tiene el alcance másico con unidades de  $g/cm^2$  (ver Figura 1.4). A mayor energía de la partícula incidente mayor será el alcance [9].

### 1.1.5 Alcance proyectado

El alcance proyectado  $R_p$  es la proyección del alcance lineal en dirección de la  $PC$  incidente y representa la mayor profundidad a la que llega la partícula cargada dentro del medio absorbente. En el caso de los electrones, debido a que son  $PC$  ligeras, su trayectoria es ondulante por lo tanto  $R_p \leq R_L$ . (Ver Figura 1.4) [9].

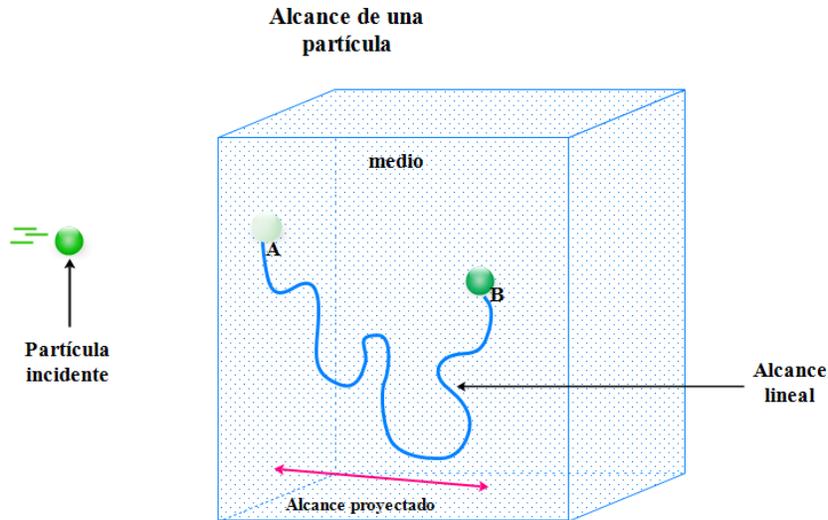


Figura 1.4. Esquema de la trayectoria de una PC dentro de un medio absorbente.

### 1.1.6 Campo de radiación

Es la fracción promedio de la energía que una  $PC$  pierde en la producción de bremsstrahlung dentro de un medio hasta que se frena totalmente [9].

## 1.2 Dosimetría y magnitudes dosimétricas

La dosimetría es la determinación (medida o cálculo) de la dosis absorbida en un medio como resultado de la exposición a la radiación ionizante [11]. El objetivo de la dosimetría en radioterapia es asegurar que la dosis al volumen blanco sea la prescrita, además de validar el plan del tratamiento que se determina para impartir la dosis prescrita al tumor reduciendo al mínimo la dosis al tejido sano circundante. Para ello se definen algunas propiedades dosimétricas.

### 1.2.1 Dosis absorbida

Es una magnitud que expresa la cantidad de energía impartida  $\varepsilon$  debido a la radiación ionizante por unidad de masa  $m$  de un medio en un volumen finito  $V$ . En el SI su unidad de medida es el  $J/kg$  que es igual a un  $Gy$  [10].

### 1.2.2 Tasa de dosis

La tasa de dosis, o también llamada razón de dosis, es la velocidad a la que se absorbe la energía en un medio absorbente por unidad de masa en un tiempo  $t$  definido, su unidad es  $Gy/s$  [10].

### 1.2.3 Transferencia lineal de energía (LET)

Se define como la energía promedio depositada localmente en un medio absorbente por unidad de longitud, debido a una  $PC$  con energía específica al atravesar una distancia dada en el medio, su unidad es  $keV/\mu m$  [10].

### 1.3 Sistemas dosimétricos

#### 1.3.1 Películas de tinte radiocrómico

Las películas están compuestas por un tinte precursor, llamado tinte radiocrómico. Al ser expuestas a la radiación ionizante sufren un cambio de color, debido al proceso de polimerización que se lleva a cabo cuando la radiación ionizante interacciona con la película. El cambio de color se genera justo después de la polimerización [12]. A partir del cambio de color se puede determinar la densidad óptica que permite obtener la dosis absorbida debida a las radiaciones ionizantes.

Las PTR son dosímetros muy simples de usar para la obtención de los perfiles de dosis absorbida, teniendo una precisión aceptable de la medida, debido a sus características físicas como son su sensibilidad a la radiación ionizante, la reproducibilidad de las medidas y su alta resolución espacial [5], así como su baja dependencia con la energía del haz incidente y su composición cercana a tejido-equivalente [1].

En particular, las películas de tinte radiocrómico EBT3 tienen una estructura similar a las películas EBT2, la diferencia está en la incorporación de dos capas idénticas de poliéster que tienen un grosor  $\sim 120 \mu m$  que constituyen una simetría entre la capa activa, esta estructura elimina la dependencia con la orientación [6], además cuenta con un recubrimiento para eliminar anillos de newton [4]. La película EBT3 está fabricada mediante la laminación de una capa activa de sustrato de  $\sim 30 \mu m$  de grosor, que contiene el componente activo y estabilizadores entre otros entre aditivos, que dan a la película radiocrómica la baja dependencia con la energía [6]. (Ver Figura 1.5)

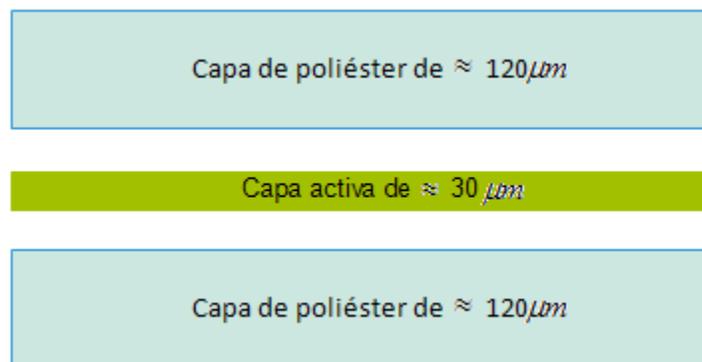


Figura 1.5. Esquema de la estructura de Gafchromic EBT3.

### 1.3.2 Cámaras de ionización

El funcionamiento de las cámaras de ionización (CI) se basa en la recolección de la ionización producida por la radiación ionizante al interactuar con el gas (aire) que se encuentra entre dos electrodos dentro de una cavidad (volumen) que son sometidos a una diferencia de potencial. La carga que se recolecta puede ser cuantificada usando un electrómetro y una fuente de alimentación que suministra la diferencia de potencial a la cámara de ionización.

Para la dosimetría de haces de electrones se usan cámaras de ionización plano-paralelas cuya ventaja principal es la posibilidad de minimizar los efectos de perturbación por dispersión [13].

Las cámaras de ionización plano-paralelas están compuestas por dos paredes planas, la pared frontal a la fuente de radiación sirve como ventana de entrada y electrodo de polarización y la pared de fondo sirve como electrodo recolector, así como por un sistema de anillo de guarda (Ver Figura 1.6). Generalmente las paredes son de grafito debido a que tienen mayor estabilidad a comparación con las paredes de plástico.

Otra característica importante es que la cavidad de las CI plano-paralelas no está sellada herméticamente, de esta manera se facilita que el aire en la cavidad llegue rápidamente al equilibrio de temperatura con el medio circundante y está a la presión atmosférica.



Figura 1.6 Cámara de ionización plano-paralela [14].

### 1.3.3 Acelerador lineal

Actualmente los aceleradores lineales (LINAC) son usados con fines terapéuticos cuyo objetivo principal es producir haces de fotones o de electrones de alta energía. El LINAC se usa comúnmente para dar radioterapia de haces externos a enfermos con cáncer.

Básicamente el principio de funcionamiento del LINAC es el siguiente. Un cañón generador de electrones los inyecta de manera pulsante en una guía aceleradora en la que se tiene una

señal de microondas que provoca que los electrones de alta velocidad aumenten su energía, obteniéndose haces de electrones con energías desde keV hasta varios MeV. Al final de la guía aceleradora se encuentra un discriminador magnético que selecciona a los electrones que llevan la energía que se requiere [15] Si se utiliza directamente el haz de electrones se hace impactar con un blanco dispersor de número atómico bajo que proporciona un haz monoenergético extenso y si se desea usar un haz de fotones los electrones se impactan en un blanco de tungsteno o de un material con número atómico alto produciendo rayos X de alta energía. Los rayos X de alta energía son moldeados a medida que abandonan el acelerador utilizando colimadores multihoja incorporados en el cabezal de acelerador.

La guía aceleradora y el discriminador magnético se mantienen bajo un alto vacío, esto para prevenir la ionización durante la trayectoria de los electrones en la guía aceleradora [15].

Principales partes del acelerador lineal:

1. Estructura estacionaria donde se encuentra la mayor parte de la electrónica del equipo (cables de alto voltaje y controladores).
2. Klistrón: amplifica las ondas.
3. Gantry: cumple las funciones de soporte mecánico del cabezal, transmisión de las señales de comando y define el ángulo de incidencia del haz de radiación. Está formado por:
  - Guía aceleradora: está formada por una serie de discos con separaciones uniformes que crean cavidades en la que se aplica alto vacío.
  - El cañón de electrones: genera electrones.
  - Discriminador magnético: es un imán cuya función es desviar los haces de electrones que circulan en el tubo acelerador y enfocarlos al blanco.
  - Cabezal: permite la rotación alrededor del paciente.
  - Cama del paciente.

En este trabajo se irradian las películas de tinte radiocrómico con haces de electrones de alta energía producidos en el acelerador lineal Varian TrueBeam del INCMNSZ mostrado en la (Figura 1.7).

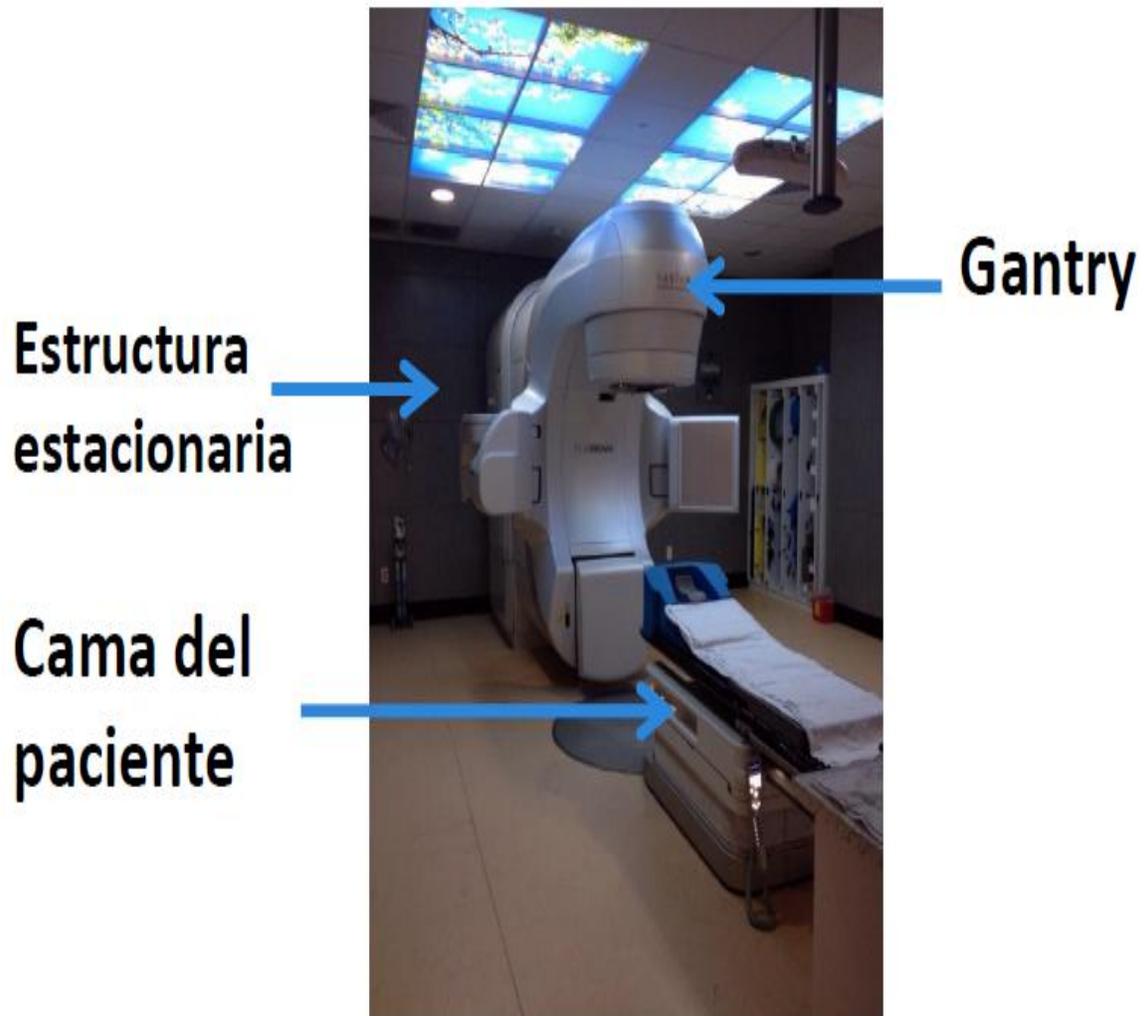


Figura 1.7 Acelerador lineal Varian TrueBeam instalado en el INCMNSZ.

## 2 DETERMINACIÓN DE LA DOSIS IMPARTIDA EN RADIOTERAPIA DE HACES EXTERNOS BASADA EN EL FORMALISMO DEL TRS 398

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU), señala la necesidad de tener una exactitud de  $\pm 5\%$  en la administración de la dosis impartida en el volumen blanco, que puede interpretarse como el límite entre la dosis prescrita y la dosis administrada al volumen blanco. Debido a esto, es conveniente que se calibren los dosímetros en términos de dosis en agua en ciertas condiciones de referencia que son proporcionadas al usuario junto con el factor de calibración por un laboratorio de calibración dosimétrica.

### 2.1 Formalismo

En instituciones médicas donde se aplican los procedimientos de radioterapia es de suma importancia conocer la dosis absorbida que se imparte al volumen blanco y los órganos circundantes, por lo que el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), ha creado el informe técnico Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos Un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua (TRS-398) (13) para determinar la dosis absorbida en agua para diferentes haces (rayos X, electrones, protones e iones pesados).

Las cámaras de ionización son los dosímetros recomendados y deben ser calibradas en un Laboratorio de Calibración Dosimétrica (LCD) primario o secundario que proporciona un factor de calibración para dosis en agua  $N_{D,W}$ .

Para obtener la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia  $z_{ref}$ , usando una cámara de ionización y para un haz de referencia  $Q_0$ , se tiene la siguiente ecuación:

$$D_{W,Q_0} = M_Q N_{D,W,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad 2.1$$

Donde  $M_Q$  es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia corregida por las magnitudes de influencia (sección 2.2),  $N_{D,W,Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro dado por el laboratorio de calibración para el haz de referencia y  $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección por calidad del haz que corrige por los efectos de la diferencia en la lectura del dosímetro entre la calidad del haz de referencia  $Q_0$  y la calidad real del haz del usuario  $Q$ . Por lo general se calibran los dosímetros usando gammas de  $^{60}\text{Co}$ . En este caso el factor de calibración se denota por  $N_{D,W}$ .

## 2.2 Magnitudes de influencia

Las magnitudes de influencia se definen como aquellas que no son el objeto de medida, pero influyen en la magnitud a medir.

### 2.2.1 Calibración del electrómetro

Cuando se calibra la cámara de ionización conjuntamente con el electrómetro del usuario, el laboratorio de calibración dosimétrica proporciona el factor de calibración del sistema. Si se calibran por separado, el LCD proporciona el factor de calibración de la CI y un factor de corrección  $k_{elec}$ , que corrige por la diferencia en las lecturas debido al uso de un electrómetro diferente durante la calibración de la CI.

### 2.2.2 Efecto de la polaridad de la CI

Las lecturas que se obtienen cambiando la polaridad de la CI son diferentes. En el caso de partículas cargadas la influencia del efecto de polaridad es muy significativa y para corregir esta diferencia se utiliza el factor de corrección por polaridad  $k_{pol}$ , que se determina de la siguiente manera:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad 2.2$$

Donde  $|M_+|$  y  $|M_-|$  son las lecturas del dosímetro (cargas colectadas) cuando se utiliza una polaridad positiva y una negativa, respectivamente, y  $M$  es la lectura a la polaridad usada rutinariamente (se recomienda adoptar una diferencia de potencial y una polaridad).

### 2.2.3 Corrección por presión y temperatura

El factor de calibración de la cámara de ionización corresponde a ciertas condiciones de referencia (presión y temperatura), dichas condiciones influyen en la masa de aire dentro del volumen sensible de la cámara de ionización, debido a esto, se tiene un factor de corrección por presión y temperatura  $k_{T,P}$  que corregirá por las condiciones ambientales que se tienen en el momento de tomar las medidas en el laboratorio del usuario y se obtiene de la siguiente manera:

$$k_{T,P} = \frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \frac{P_0}{P} \quad 2.3$$

$T$  y  $P$  son la temperatura y la presión en la cavidad de la cámara durante las medidas y  $T_0$  y  $P_0$  son los valores de la temperatura y la presión a las condiciones de referencia dadas por el laboratorio donde se calibró la cámara (20 °C y 101.3 kPa).

#### 2.2.4 Corrección por recombinación de iones

La colección incompleta de las cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones, requiere un factor de corrección por recombinación  $k_S$ . Para determinar dicho factor se obtienen dos lecturas de las cargas colectadas en el volumen sensible de la cámara de ionización  $M_1$  Y  $M_2$  aplicando diferentes voltajes  $V_1$  y  $V_2$  que corresponden al voltaje de trabajo y a uno inferior, respectivamente. Se recomienda que el cociente  $V_1/V_2$  sea mayor que 3. El factor de corrección se determina a partir de la relación:

$$k_S = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad 2.4$$

Donde  $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$  son los coeficientes del ajuste cuadrático para el método de dos voltajes, que se muestran en el Cuadro 9 del TRS 398.

En el caso en que  $V_1/V_2 = 2$ , que es el utilizado en este trabajo,  $a_0 = 2,337$ ,  $a_1 = -3,636$  y  $a_2 = 2,299$ .

### 2.3 Código de práctica para haces de electrones de alta energía.

El TRS 398 proporciona un código de práctica para la determinar la dosis absorbida debida a haces clínicos de electrones en un intervalo de energía de 3-50 MeV.

Los maniqués recomendados son placas de polimetil metracrilato (PMMA) o de agua plástica. Los maniqués de plástico no son recomendables para las medidas de referencia ya que son los responsables de la mayor discrepancia en las medidas para haces de electrones debido al alto contenido de carbono, por lo que su número atómico  $Z$  es bajo en comparación con el número atómico del agua, por lo tanto, su poder de dispersión es bajo en comparación con el poder de dispersión del agua. Para cualquier material, las medidas de la dosis absorbida deben referirse a la profundidad de referencia en agua.

Para el uso de maniqués plásticos, la profundidad  $z_{pl}$  tiene unidades de  $\left(\frac{g}{cm^2}\right)$  y se obtiene multiplicando la profundidad en cm por la densidad del plástico  $\rho_{pl}$ . La profundidad en plástico se relaciona con la profundidad en agua mediante:

$$z_w = z_{pl} c_{pl} \quad 2.5$$

$c_{pl}$  es el factor de puesta en escala de la profundidad. El agua plástica utilizada en este trabajo tiene una densidad  $\rho_{pl} = 1.06 \text{ g/cm}^3$  y un factor  $c_{pl} = 0.922$ .

Para determinar la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia en agua  $z_{ref}$ , usando maniqués de plástico, la CI plano-paralela debe ser colocada a la profundidad de referencia para plástico  $z_{ref,pl}$ . La relación para obtener la profundidad en plástico es:

$$z_{ref,pl} = \frac{z_{ref}}{c_{pl}} \left[ \frac{g}{cm^2} \right] \quad 2.6$$

Además de hacer la corrección de puesta en escala para la profundidad, la lectura  $M_{Q,pl}$  obtenida con el dosímetro en la  $z_{ref,pl}$  en plástico debe corregirse para tener una  $M_Q$  en la profundidad de referencia en agua  $z_{ref}$  y se usa la siguiente relación:

$$M_Q = M_{Q,pl} h_{pl} \quad 2.7$$

$h_{pl}$  es el factor de puesta de escala de la fluencia de electrones para el plástico. El agua plástica utilizada tiene un valor de 1.019.

El uso de CI plano-paralelas es recomendable para la dosimetría de haces de electrones, siendo obligatorias para energías menores que 10 MeV, ya que minimizan los efectos de perturbación por dispersión.

Cuando se utiliza una CI se mide la carga como función de la profundidad en agua y se obtienen el porcentaje de ionización en profundidad PDI y la profundidad de hemiabsorción  $R_{50,ion}$  que es la profundidad para la cual el PDI es el 50% de su valor máximo como se muestra en la Figura 2.1.

La profundidad de hemiabsorción en agua para la distribución de dosis en profundidad  $R_{50}$ , que está definida como la profundidad en agua a la que la dosis máxima se reduce a un 50% de su valor máximo (Figura 2.1), se obtiene usando con la siguiente relación:

$$\begin{aligned} R_{50} &= 1.029R_{50,ion} - 0.06 \frac{g}{cm^2} & \text{para } R_{50,ion} \leq 10 \frac{g}{cm^2} \\ R_{50} &= 1.059R_{50,ion} - 0.037 \frac{g}{cm^2} & \text{para } R_{50,ion} > 10 \frac{g}{cm^2} \end{aligned} \quad 2.8$$

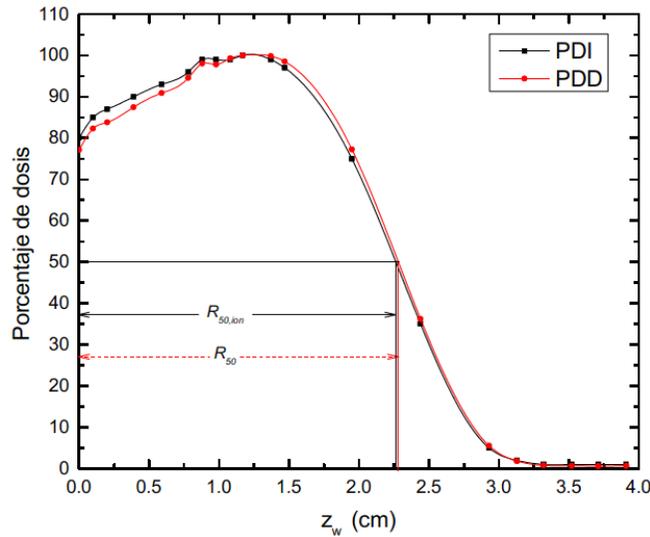


Figura 2.1. Porcentajes de ionización en profundidad y de dosis en profundidad correspondientes a un haz de electrones de 6 MeV (15).

Para haces de electrones se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción  $R_{50}$ . Las medidas se realizan a la profundidad de referencia  $z_{ref}$ , a una distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm y un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  para haces con una energía promedio menor que 16 MeV y de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  para energías mayores que 16 MeV. La profundidad de referencia se calcula de la siguiente manera:

$$z_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1 \frac{g}{cm^2} \quad 2.9$$

Teniéndose que  $z_{ref}$  es mayor que la profundidad de dosis máxima  $z_{max}$

### 3 MÉTODO EXPERIMENTAL

#### 3.1 Material y equipo

- Acelerador Varian TrueBeam del INCMNSZ

Las energías nominales  $E$  y promedio  $E_0$  a la profundidad de referencia, las profundidades de dosis máxima  $z_{m\acute{a}x}$ , de hemiabsorción  $R_{50}$  y de referencia  $z_{ref}$ , así como el espesor de las placas  $x$  utilizado en la medición con la cámara de ionización y en la irradiación de las películas, de los haces de electrones disponibles en el acelerador se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 Parámetros de los haces de electrones.

$E$ (MeV)	$E_0$ (MeV)	$z_{m\acute{a}x}$ (mm)	$R_{50}$ (mm)	$z_{ref}$ (mm)	$x$ (mm)
6	3.2	12.7	23.91	14.24	14
9	4.5	20.1	36.12	21.57	22
12	5.6	29.0	50.10	29.99	30
15	6.7	34.1	63.20	37.87	38
18	7.9	30.4	76.38	45.73	46
20	8.6	27.7	83.29	49.87	50
22	9.6	26.2	88.50	53.00	53

- Cámara de ionización plano paralela Markus TM34045, con un factor de calibración para dosis en agua  $N_{D,w}$  de 1.53 Gy/nC.
- Placas de agua plástica de  $30 \times 30 \times 1$  cm<sup>3</sup>,  $30 \times 30 \times 0.5$  cm<sup>3</sup>,  $30 \times 30 \times 0.3$  cm<sup>3</sup>,  $30 \times 30 \times 0.2$  cm<sup>3</sup>,  $30 \times 30 \times 0.1$  cm<sup>3</sup>. Las placas de agua plástica tienen aproximadamente las mismas propiedades que el agua líquida, por lo que absorben y retrodispersan a los electrones de la misma manera.
- Escáner Epson 11000XL
- Películas de tinte radiocrómico GAFCHROMIC EBT3 con número de lote A12141103.

## 3.2 Método experimental

### 3.2.1 Dosimetría de los haces de electrones usando la CI

Se utiliza la CI, para medir la carga producida por la radiación ionizante en su volumen de aire y de esta manera saber la dosis impartida bajo las condiciones estándar

- Distancia Fuente- Superficie: 100 cm.
- Campo de irradiación: 15x15 cm<sup>2</sup>.
- Tasa de dosis: 600 UM/min.

Cada vez que se realizaron medidas con la CI se registraron la temperatura y la presión del búnker.

En la Tabla 3.2 se presentan los factores de corrección por magnitudes de influencia y de calidad del haz de la CI.

Tabla 3.2 Factores de corrección de la CI.

<i>E (MeV)</i>	<i>k<sub>Q</sub></i>	<i>k<sub>pol</sub></i>	<i>k<sub>S</sub></i>	<i>k<sub>t,p</sub></i>
6	0.938	1.001	1.003	1.296
9	0.925	1.001	1.003	1.296
12	0.912	1.002	1.003	1.296
15	0.903	1.003	1.004	1.296
18	0.895	1.005	1.003	1.296
20	0.892	1.009	1.003	1.296
22	0.889	1.009	1.003	1.296

La cámara de ionización es colocada en una placa que tiene una perforación del tamaño de la CI en el centro. Bajo la CI se ponen nueve placas de agua plástica de 1 cm de grueso, que tienen la finalidad de material retrodispersor, y sobre ella placas con un espesor igual a la profundidad de referencia. Este sistema va situado sobre la cama del paciente como se muestra en la Figura 3.1. La recomendación es que se ponga el mismo número de placas retrodispersoras para todas las energías.

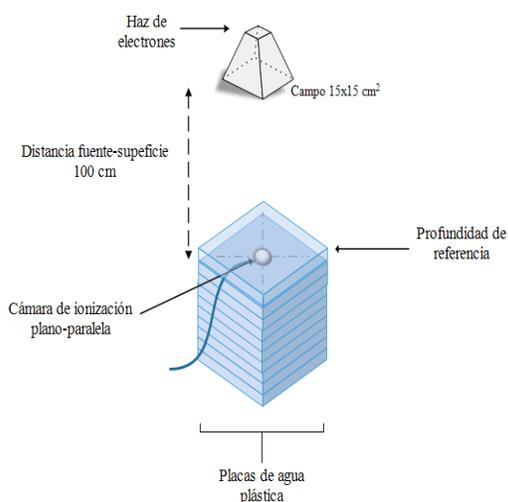


Figura 3.1. Esquema que muestra cómo fue irradiada la cámara de ionización a la profundidad de referencia.

La CI es conectada a un electrómetro a una diferencia de potencial de +300 V, se mide la carga para 100 UM.

Los valores de la carga medida para las condiciones de referencia (ver cap. 3), de la dosis en agua obtenida con la ecuación 2.1 y del rendimiento se presentan en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3 Carga medida, dosis absorbida y rendimiento obtenidos para cada energía.

<i>E (MeV)</i>	<i>Carga (pC)</i>	<i>Dosis (Gy)</i>	<i>Rendimiento (Gy/UM)</i>
6	519.0	0.9862	$9.862 \times 10^{-3}$
9	533.3	1.000	$1.000 \times 10^{-3}$
12	540.0	1.000	$1.000 \times 10^{-3}$
15	542.4	0.9900	$9.900 \times 10^{-3}$
18	532.0	0.9920	$9.920 \times 10^{-3}$
20	529.9	0.9800	$9.800 \times 10^{-3}$
22	523.9	0.9800	$9.800 \times 10^{-3}$

### 3.2.2 Preparación de las películas

Para cada valor de energía se tienen 8 cortes de 3x3 cm<sup>2</sup> de película radiocrómica EBT3 como se muestra en Figura 3.2 que corresponden a las unidades monitor UM por energía utilizadas.

Las PTR se cortaron 24 h antes de ser irradiadas, al hacerlo se tuvo precaución para mantener un registro en la orientación con respecto a la hoja original, marcando en la parte superior derecha con un número. Durante su preparación se expusieron lo menos posible a fuentes de luz, por lo que se almacenaron en sobres de papel opaco y se transportaron al INCMNSZ en cajas de plástico selladas con la finalidad de no tener variación en el valor de  $PV_i$ , que posteriormente se obtiene al escanear cada una de las PTR para obtener la densidad óptica.

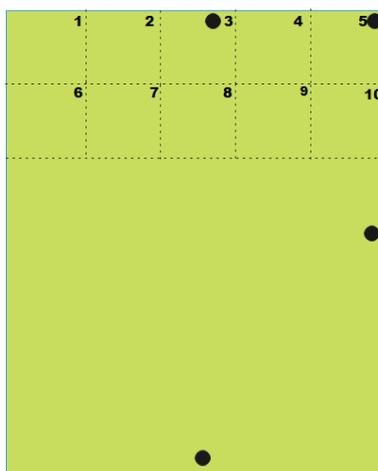


Figura 3.2 Esquema que muestra cómo se marcó y se recortó la hoja de película radiocrómica.

### 3.2.3 Irradiación de las películas

Las películas se colocaron sobre las placas de agua plástica para ser irradiadas (ver Figura 3.3) en el acelerador a las energías mostradas en la tabla 3.1. Para cada energía se irradiaron películas a las unidades monitor de 10, 30, 50, 100, 200, 300, 500 y 700 UM y se calculó la dosis absorbida con el rendimiento indicado en la Tabla 3.3. Debido a que el tamaño del campo permite poner más de una película, se pusieron cuatro y se fueron retirando del campo al alcanzar las UM planeadas, de manera que se proporcionó a las películas la dosis acumulada en varias irradiaciones.

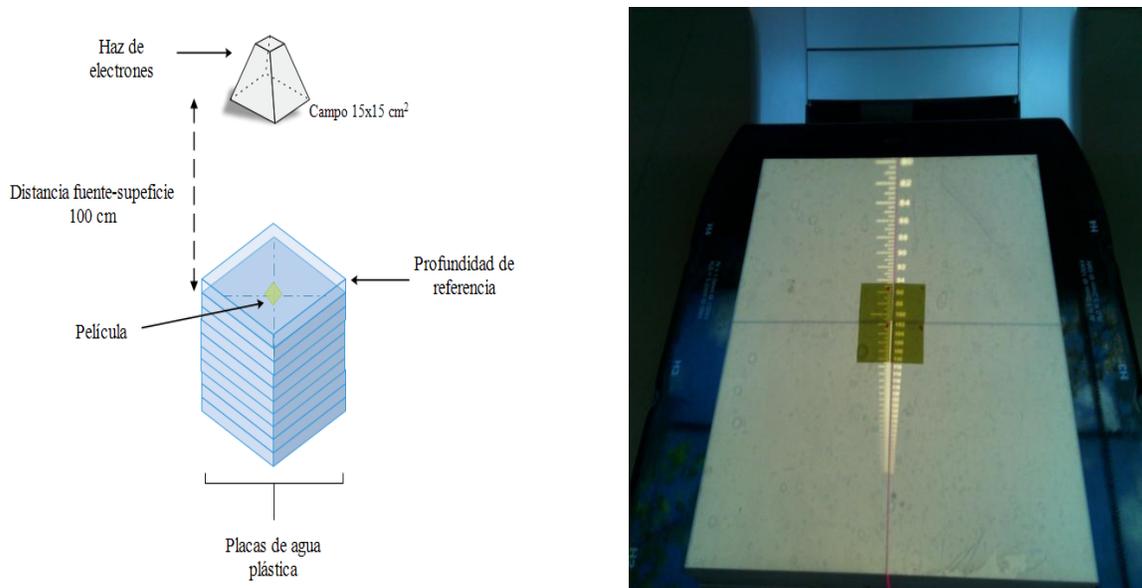


Figura 3.3 Esquema de la colocación de las películas radiocrómicas a las condiciones estándar, para ser irradiadas.

### 3.2.4 Digitalización y análisis de las películas

Las películas se escanearon, 24 h después de haber sido irradiadas, en el escáner Epson 11000XL en modo de transmisión a 72 ppp, 48 bits y desactivando las correcciones automáticas. En la ventana del escáner se puso una máscara de papel fabriano para evitar la reflexión de la luz ver (Figura 3.4). La imagen se guardó en formato tif. Con el software ImageJ la imagen se separó en los tres canales rojo, verde y azul (RGB) y se obtuvo el promedio de los valores de pixel ( $PV$ ) para cada canal, en un área de  $\sim 2 \times 2 \text{ cm}^2$ . La densidad óptica,  $DO$ , se calcula de la siguiente manera

$$DO = \log_{10} \left( \frac{PV_i}{PV_f} \right) \quad (3.1)$$

Donde  $PV_i$  y  $PV_f$  son los promedios de los valores de pixel de una película sin irradiar y de una irradiada, respectivamente.

La densidad óptica en función de la dosis en agua se graficó en OriginPro 9.1, ajustando la siguiente ecuación [16].

$$DO = \frac{A + B \cdot D}{C + D} \quad 3.2$$

A, B y C son constantes obtenidas a partir del ajuste.

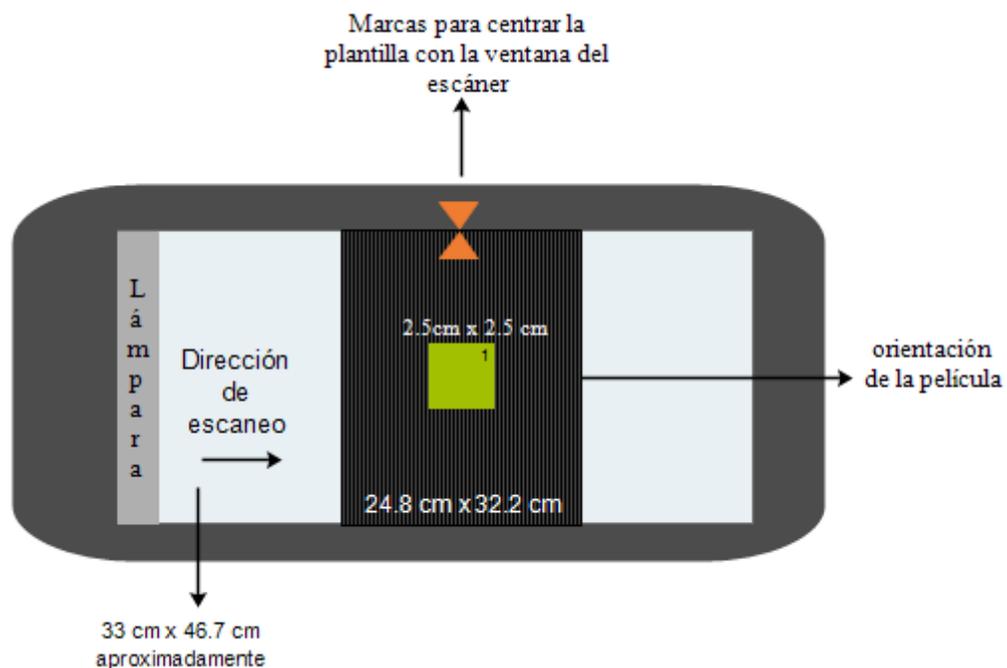


Figura 3.4. Esquema del modo de escaneo y orientación de las PTR.

## 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 4.1 Digitalización de las películas

En la Figura 4.1 se muestran las imágenes de las PTR irradiadas con los haces de electrones de alta energía de 6-22 MeV como función de la dosis para las siete energías, el cambio en la coloración se debe a la dosis absorbida se ve claramente que a dosis altas la DO será mayor y en la Figura 4.2 las correspondientes a los tres canales, rojo, verde y azul, en función de la dosis para la energía de 6 MeV, visualmente el color rojo es más sensible que el canal azul.

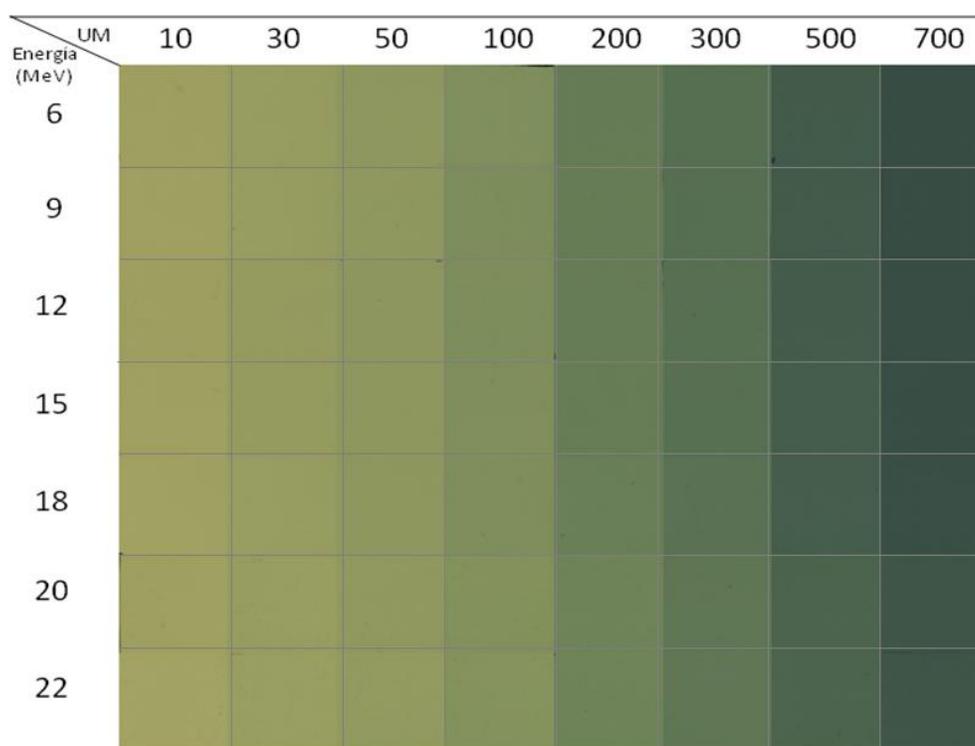


Figura 4.1 Películas digitalizadas irradiadas a diferentes dosis obtenidas para todas las energías de los haces de electrones.

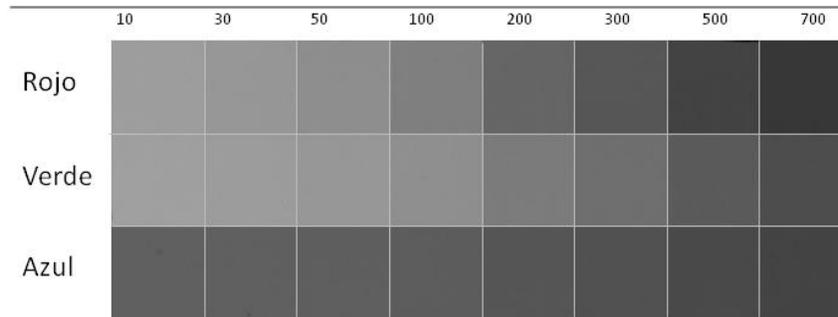


Figura 4.2. Imágenes obtenidas para la energía de 6 MeV en función de la dosis, separada en los canales rojo, verde y azul.

#### 4.2 Densidad óptica como función de la dosis.

En el apéndice A, se muestran las tablas de todas las energías con la información de las dosis y los valores de la densidad óptica medida para los tres canales rojo, verde y azul, obtenidos para cada energía de los haces de electrones.

La densidad óptica, medida para los canales rojo, verde y azul, como función de la dosis obtenida para electrones de 6 MeV se presenta en la Figura 4.3, las incertidumbres corresponden a una desviación estándar. Se observa que la respuesta no es lineal y que la mayor  $DO$  corresponde al canal rojo y la menor al canal azul. Para las demás energías se tiene el mismo comportamiento.

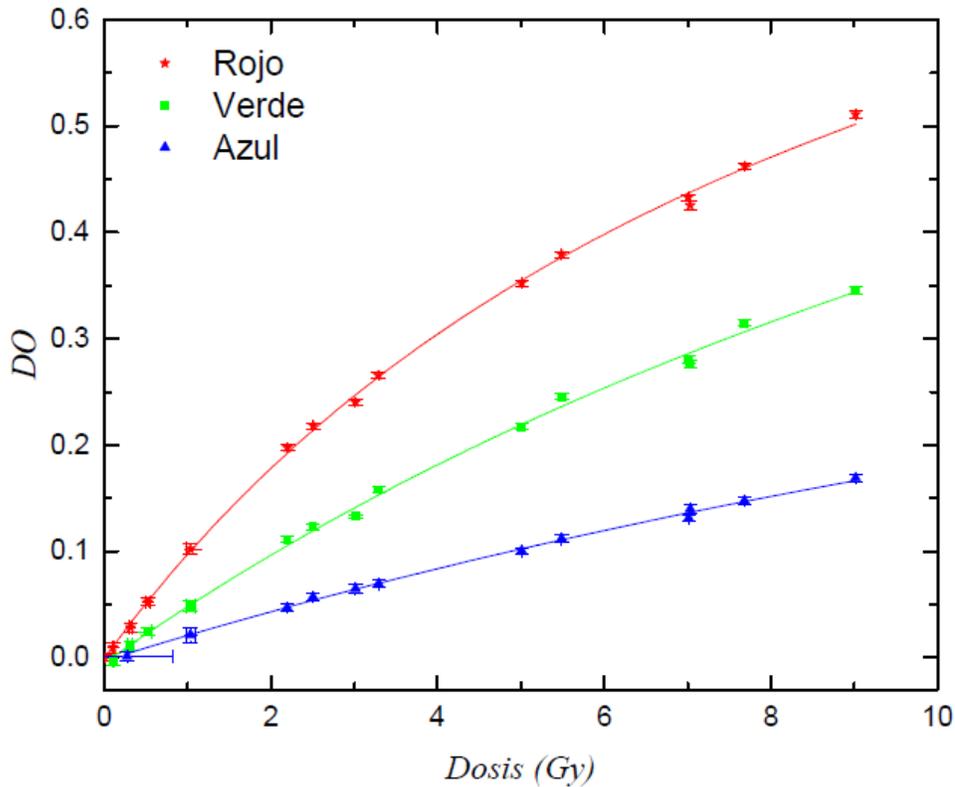


Figura 4.3. Densidad óptica en función de la dosis para los tres canales obtenida para haces de electrones de 6 MeV.

Las curvas de la  $DO$  como función de la dosis obtenidas para todas las energías de los haces de electrones se presentan en la Figura 4.5 para el canal rojo, en la Figura 4.6 para el canal verde y en la Figura 4.7 para el canal azul. Las incertidumbres corresponden a una desviación estándar.

La incertidumbre porcentual de la densidad óptica obtenida para 6 MeV se muestra en la Figura 4.4 para los tres canales de color. Los valores para dosis menores que 1 Gy son mayores que el 5%, 10% y 30% para los canales rojo, verde y azul, respectivamente. Como se puede observar, para el rojo y el verde las incertidumbres son menores que el 5% a partir de 2 Gy, en tanto que para el azul lo son a partir de 3 Gy. El mismo comportamiento se observa para todas las energías de los electrones.

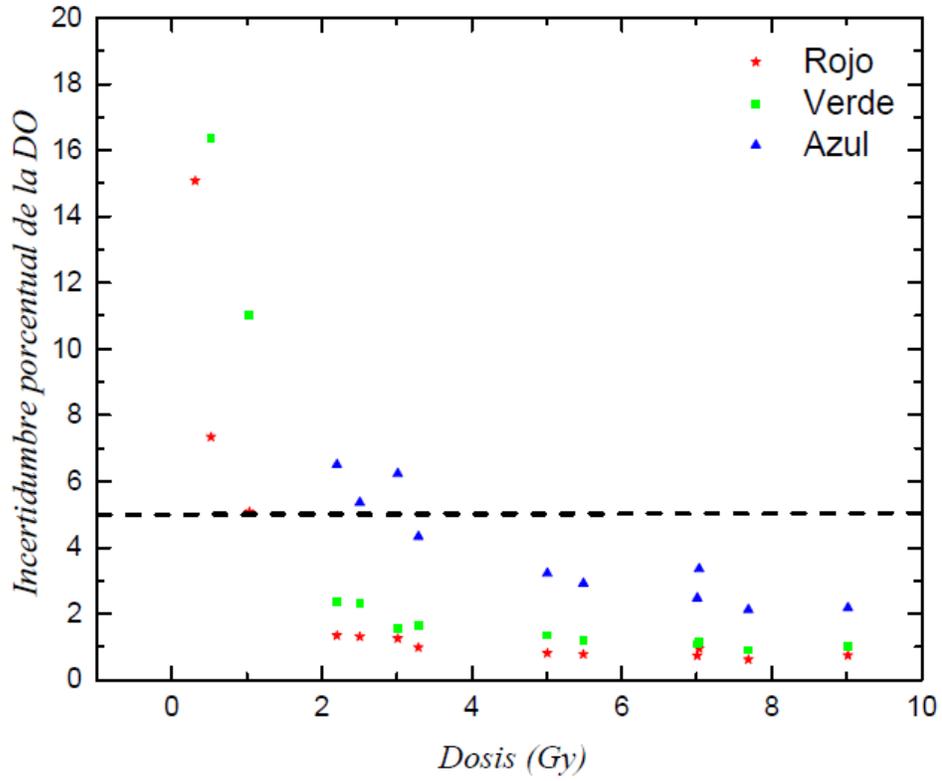


Figura 4.4 Incertidumbre porcentual de la sensibilidad en función de la dosis para electrones con energía de 6 MeV para los tres canales.

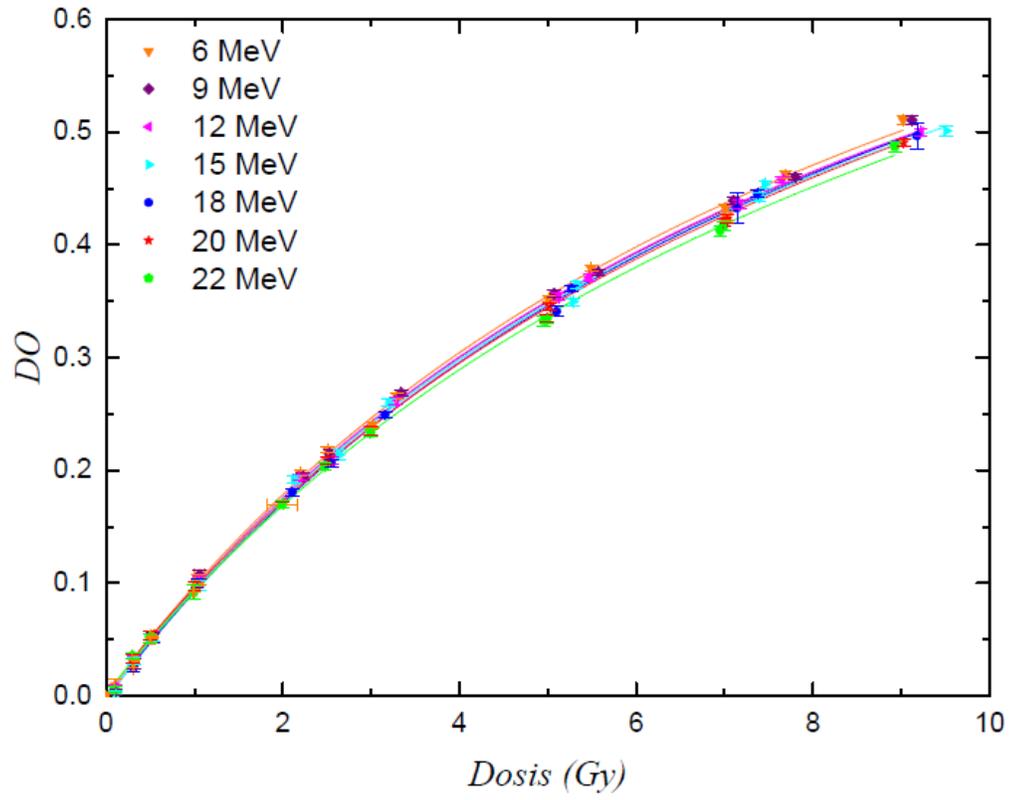


Figura 4.5. Densidad óptica del canal rojo como función de la dosis obtenida para todos los haces de electrones.

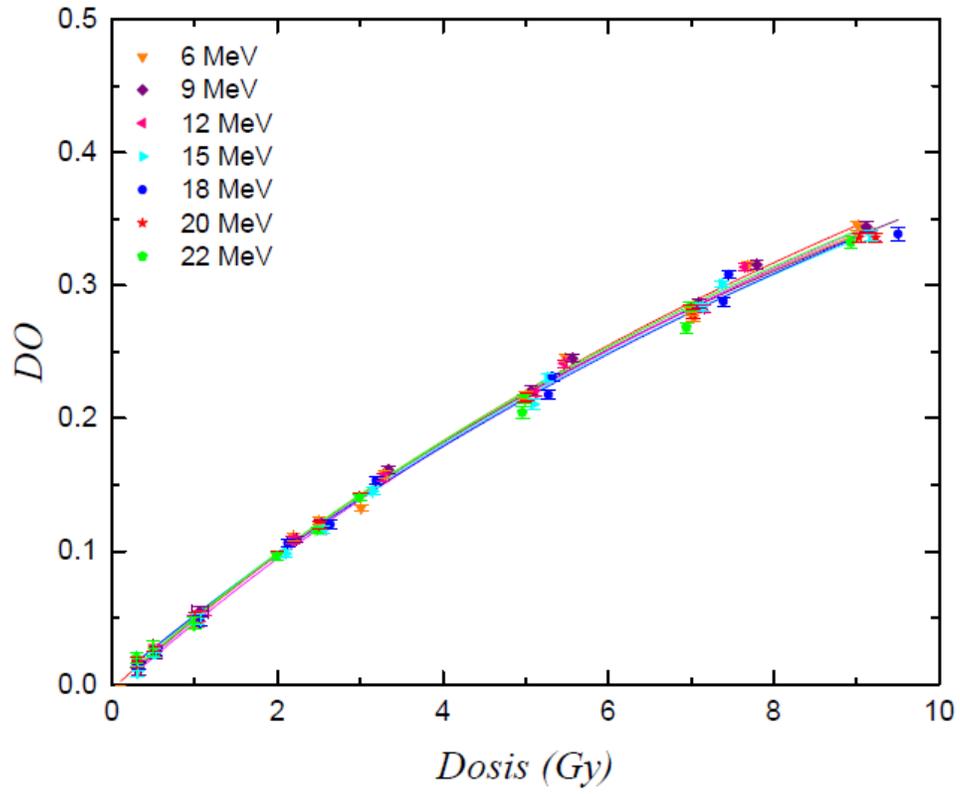


Figura 4.6. Densidad óptica del canal verde como función de la dosis obtenida para todos los haces de electrones.

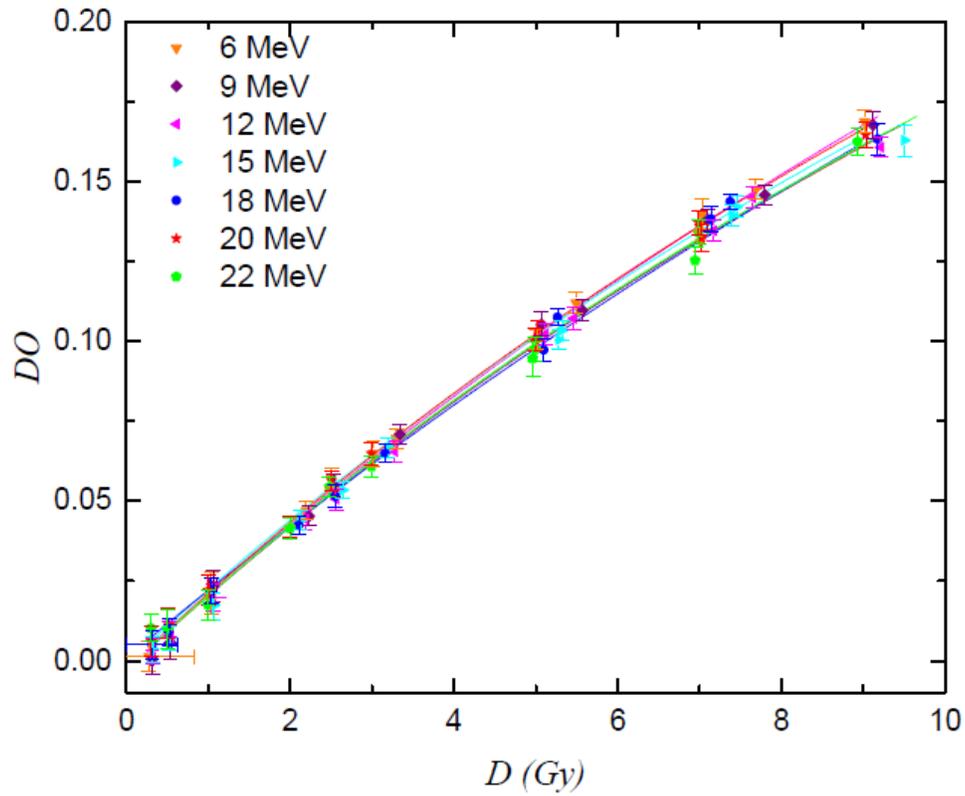


Figura 4.7. Densidad óptica del canal azul como función de la dosis obtenida para todos los haces de electrones.

Las curvas de  $DO$  en función de la dosis muestran que puede haber una baja dependencia con la energía del haz de electrones para los tres canales.

En las tablas 4.1, 4.2 y 4.3 se muestran los valores de los parámetros  $a$ ,  $b$  y  $c$  obtenidos al ajustar cada una de las curvas con la ecuación 3.2, para todas las energías y para cada uno de los canales (RGB).

Tabla 4.1. Valores de los parámetros A, B y C para el canal rojo.

Energía	A	B	C
6	$-0.003 \pm 0.033$	$1.038 \pm 0.037$	$9.633 \pm 0.601$
9	$-0.033 \pm 0.036$	$1.016 \pm 0.046$	$9.433 \pm 0.748$
12	$-0.027 \pm 0.022$	$1.020 \pm 0.027$	$9.480 \pm 0.440$
15	$-0.033 \pm 0.045$	$1.020 \pm 0.060$	$9.433 \pm 0.991$
18	$-0.027 \pm 0.042$	$1.057 \pm 0.050$	$10.201 \pm 0.836$
20	$0.033 \pm 0.049$	$1.051 \pm 0.045$	$10.360 \pm 0.801$
22	$0.018 \pm 0.028$	$1.034 \pm 0.043$	$10.360 \pm 0.717$

Tabla 4.2. Valores de los parámetros A, B y C para el canal verde.

Energía	A	B	C
6	$-0.068 \pm 0.125$	$1.141 \pm 0.192$	$20.592 \pm 4.968$
9	$-0.064 \pm 0.080$	$1.067 \pm 0.115$	$18.970 \pm 3.019$
12	$-0.064 \pm 0.109$	$1.058 \pm 0.170$	$18.970 \pm 4.340$
15	$-0.092 \pm 0.095$	$1.005 \pm 0.169$	$17.578 \pm 4.323$
18	$-0.137 \pm 0.078$	$1.119 \pm 0.153$	$20.181 \pm 3.923$
20	$0.001 \pm 0.043$	$1.056 \pm 0.056$	$19.420 \pm 1.528$
22	$0.041 \pm 0.170$	$1.160 \pm 0.170$	$22.180 \pm 4.518$

Tabla 4.3 Valores de los parámetros A, B y C para el canal azul.

Energía	A	B	C
6	-0.077 ± 0.082	0.723 ± 0.160	29.616 ± 8.697
9	-0.077 ± 0.060	0.679 ± 0.113	28.373 ± 6.318
12	-0.077 ± 0.054	0.684 ± 0.122	28.737 ± 6.801
15	-0.077 ± 0.061	0.699 ± 0.160	29.506 ± 8.754
18	-0.077 ± 0.087	0.848 ± 0.261	36.036 ± 13.795
20	-0.030 ± 0.045	0.684 ± 0.095	28.371 ± 5.148
22	0.042 ± 0.136	0.951 ± 0.356	43.998 ± 19.870

Se hizo un análisis usando una prueba estadística llamada t-student encontrándose que, dentro de un nivel de confianza del 5%. los valores obtenidos para a, b y c son estadísticamente iguales, lo que puede indicar que la *DO* es independiente de la energía de los haces de electrones para los tres canales.

### 4.3 Dependencia de la *DO* con la energía del haz

Para confirmar la independencia de la densidad óptica con la energía del haz, se calculó la sensibilidad para cada uno de los canales RGB, definida como la densidad óptica por unidad de dosis está dada por

$$S = \left( \frac{DO}{D} \right) \quad 4.1$$

Debido a que la sensibilidad depende de la dosis, la mejor manera de determinar la dependencia con la energía del haz es graficar la sensibilidad como función de la dosis.

En la Figura 4.8 se presenta la sensibilidad como función de la dosis obtenida para los canales rojo, verde y azul para el haz de electrones de 6 MeV, lo que indica que la sensibilidad del rojo es mayor y para el azul menor. El mismo comportamiento se observa para todas las energías de los electrones. Las incertidumbres corresponden a una desviación estándar.

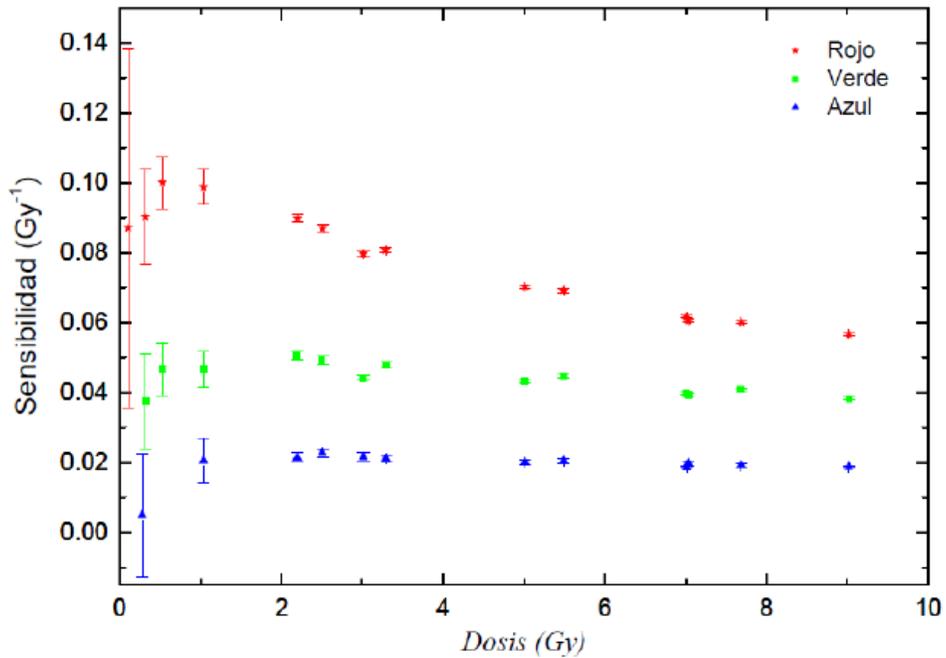


Figura 4.8. Sensibilidad en función de la dosis para electrones con energía de 6 MeV para los tres canales RGB.

La incertidumbre porcentual de la sensibilidad obtenida para 6 MeV se muestra en la Figura 4.9 para los tres canales de color. Los valores para dosis menores que 1 Gy son mayores que el 7%, 16% y 35% para los canales rojo, verde y azul, respectivamente. Como se puede observar, para el rojo y el verde las incertidumbres son menores que el 5% a partir de 2 Gy, en tanto que para el azul lo son a partir de 3 Gy. El mismo comportamiento se observa para todas las energías de los electrones.

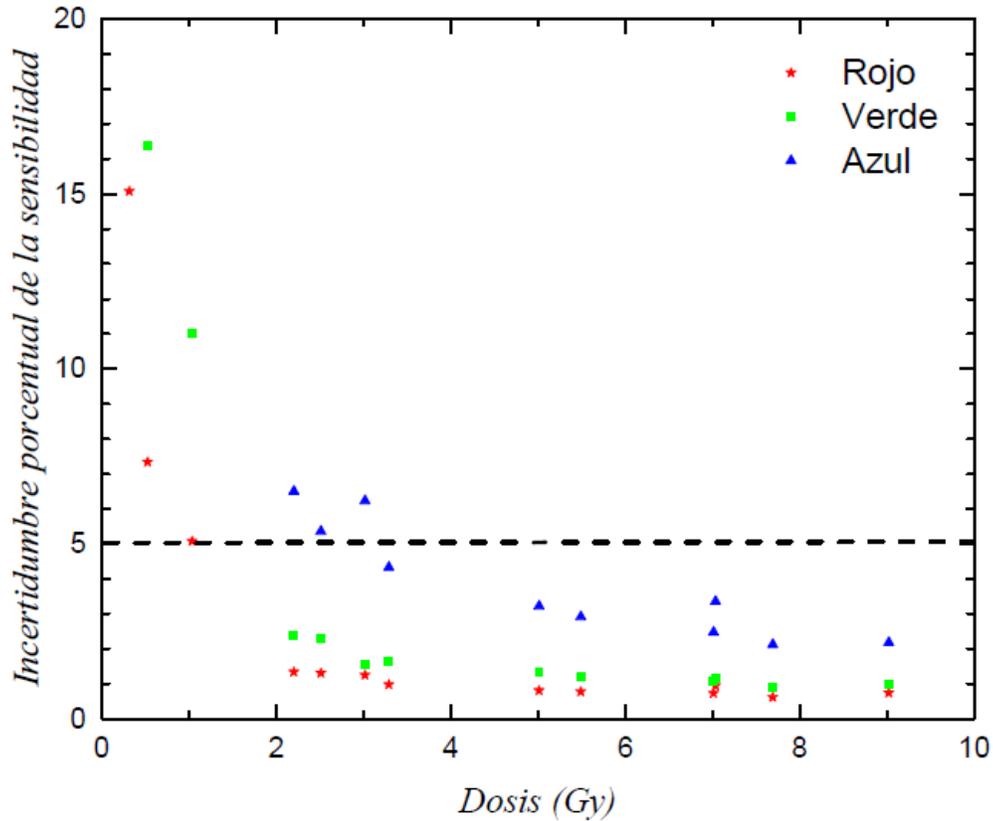


Figura 4.9 Incertidumbre porcentual de la sensibilidad en función de la dosis para electrones con energía de 6 MeV para los tres canales.

La sensibilidad como función de la dosis para todas las energías obtenida para el rojo se presenta en la Figura 4.10, para el verde en la Figura 4.11 y para el azul en la Figura 4.12. Las incertidumbres corresponden a una desviación estándar. A las sensibilidades obtenidas para el canal rojo se les ajustó una ecuación polinomial de segundo grado  $S = A + BD + CD^2$  y a las obtenidas para los canales verde y azul una ecuación lineal  $S = A + BD$ , para cada una de las energías.

Debido a la alta incertidumbre a las dosis bajas y a la dispersión en las sensibilidades obtenidas para las diferentes energías a dosis menores que 2 Gy, se realizaron los ajustes para las dosis a partir de 3 Gy.

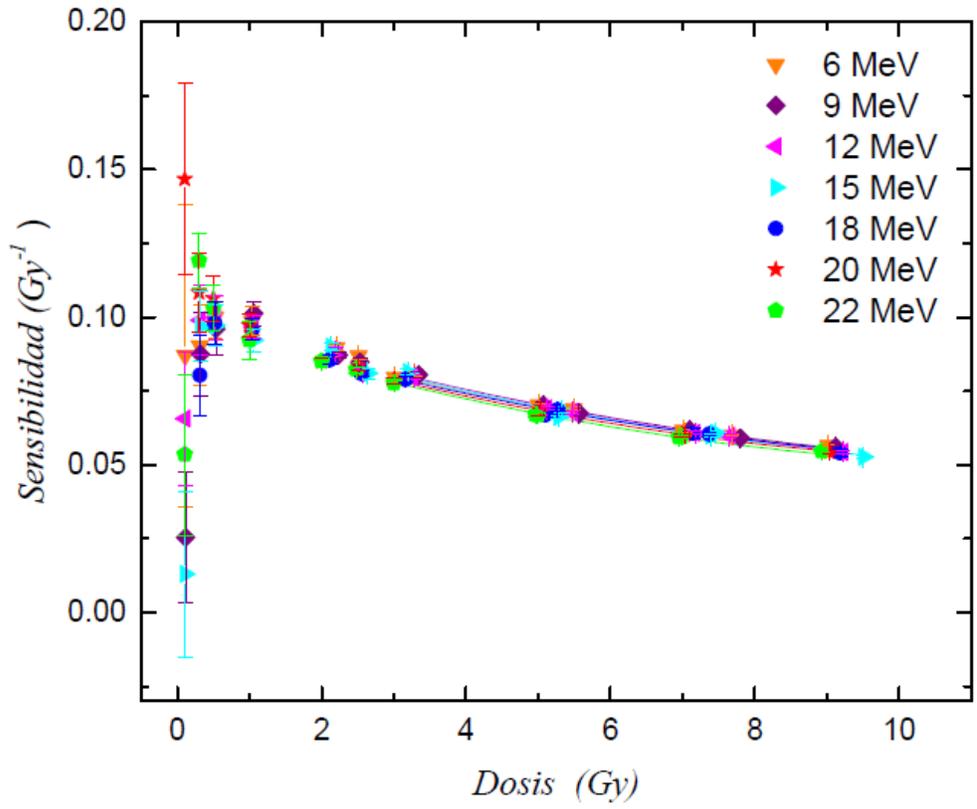


Figura 4.10 Sensibilidad como función de la dosis obtenida para el canal rojo.

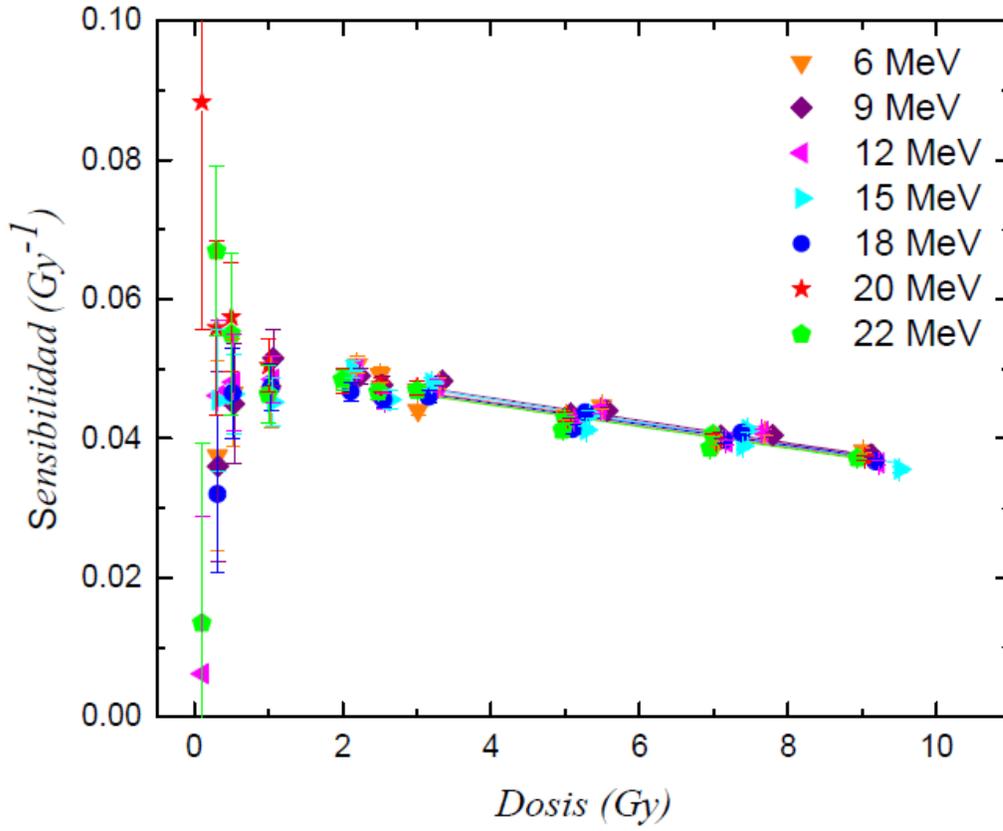


Figura 4.11 Sensibilidad como función de la dosis obtenida para el canal verde.

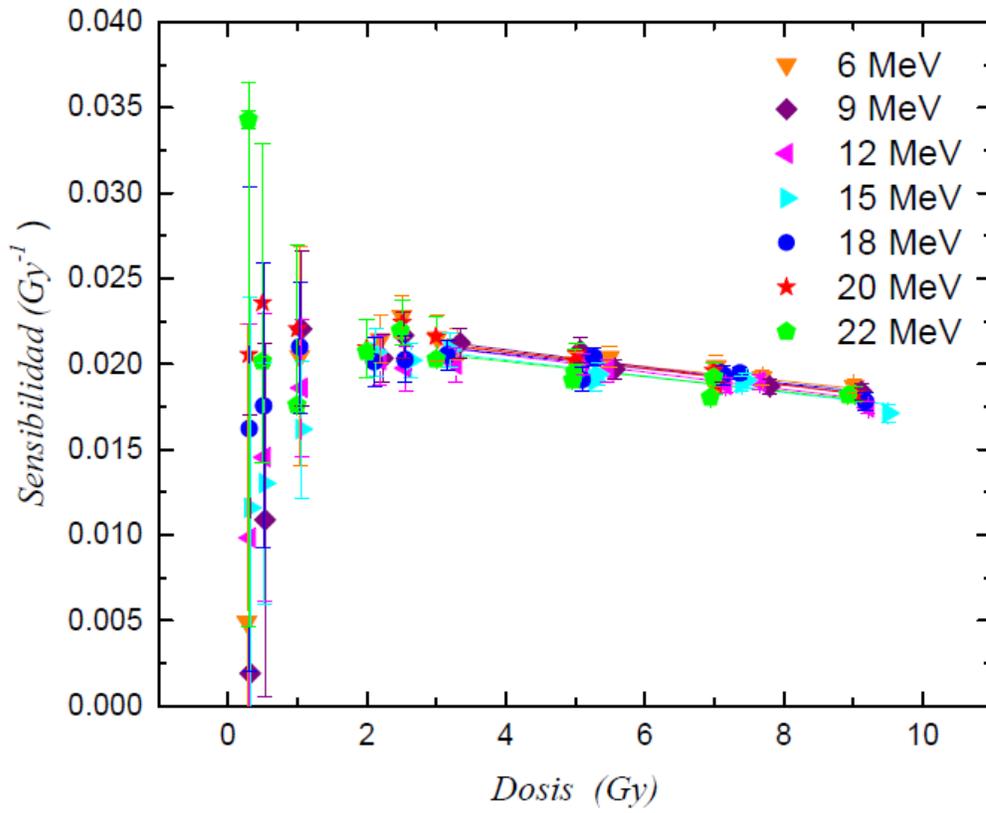


Figura 4.12 Sensibilidad como función de la dosis obtenida para el canal azul.

En las tablas 4.4, 4.5 y 4.6 se muestra el valor de los parámetros obtenidos a partir de los ajustes para las curvas de sensibilidad para dosis mayores que o iguales a 3 Gy.

Tabla 4.4 Valor de los parámetros para la curva de sensibilidad del canal rojo.

Energía	A	B	C
6 MeV	$0.1071 \pm 0.0024$	$-0.0094 \pm 0.0009$	$0.00040 \pm 0.00007$
9 MeV	$0.1056 \pm 0.0013$	$-0.0089 \pm 0.0005$	$0.00040 \pm 0.00004$
12 MeV	$0.1056 \pm 0.0013$	$-0.0089 \pm 0.0005$	$0.00040 \pm 0.00004$
15 MeV	$0.1024 \pm 0.0047$	$-0.0079 \pm 0.0015$	$0.00030 \pm 0.00011$
18 MeV	$0.0988 \pm 0.0027$	$-0.0073 \pm 0.0001$	$0.00031 \pm 0.00009$
20 MeV	$0.1003 \pm 0.0019$	$-0.0080 \pm 0.0006$	$0.00030 \pm 0.00005$
22 MeV	$0.1007 \pm 0.0009$	$-0.0087 \pm 0.0030$	$0.00042 \pm 0.00003$

Tabla 4.5 Valor de los parámetros para la curva de sensibilidad del canal verde.

Energía	A	B
6 MeV	$0.050 \pm 0.002$	$-0.0013 \pm 0.0003$
9 MeV	$0.053 \pm 0.001$	$-0.0017 \pm 0.0002$
12 MeV	$0.053 \pm 0.002$	$-0.0017 \pm 0.0003$
15 MeV	$0.053 \pm 0.003$	$-0.0018 \pm 0.0004$
18 MeV	$0.052 \pm 0.002$	$-0.0015 \pm 0.0003$
20 MeV	$0.052 \pm 0.008$	$-0.0016 \pm 0.0001$
22 MeV	$0.050 \pm 0.002$	$-0.0015 \pm 0.0003$

Tabla 4.6 Valor de los parámetros para la curva de sensibilidad del canal azul.

Energía	A	B
6 MeV	$0.0224 \pm 0.0007$	$-0.00042 \pm 0.00009$
9 MeV	$0.0230 \pm 0.0006$	$-0.00052 \pm 0.00008$
12 MeV	$0.0226 \pm 0.0007$	$-0.00053 \pm 0.00009$
15 MeV	$0.0221 \pm 0.0009$	$-0.00047 \pm 0.00013$
18 MeV	$0.0218 \pm 0.0011$	$-0.00038 \pm 0.00016$
20 MeV	$0.0232 \pm 0.0005$	$-0.00055 \pm 0.00007$
22 MeV	$0.0210 \pm 0.0009$	$-0.00032 \pm 0.00012$

Usando la prueba estadística t-student se hizo un análisis para encontrar la independencia de la sensibilidad con la energía a partir de 3 Gy, encontrando dentro de un nivel de confianza del 5%. Los valores de A, B y C para el canal rojo y A y B para los canales verde y azul son estadísticamente iguales, lo que indica que la sensibilidad es independiente de la energía de los haces de electrones para los tres canales.

Esto puede deberse a que la diferencia entre los poderes de frenado de colisión es menor que el 5% para las energías de los electrones, entre 3 y 10 MeV, que inciden en la película como se observa en la Figura 1.3.

## 5 CONCLUSIONES

Las curvas de la densidad óptica como función de la dosis no son lineales por lo que, para realizar la dosimetría de un haz de electrones, se requiere hacer la calibración de las películas EBT3 en el intervalo de dosis que se espera tener en el estudio que se llevará a cabo, por ejemplo, en un tratamiento clínico de radioterapia superficial o en la irradiación de células con electrones. Si se requiere que la incertidumbre en la dosis medida sea menor que el 5%, la mínima dosis debe ser de 2 Gy si se utiliza la *DO* de los canales rojo y verde y de 3 Gy para el canal azul.

Debido a que la densidad óptica no depende de la energía del haz de electrones para cada dosis a partir de 3 Gy, la película EBT3 se puede calibrar con una calidad del haz y se puede usar la curva de calibración para determinar la dosis impartida por electrones de cualquiera de las otras energías.

## 6 REFERENCIAS

1. *Radichromic film dosimetry*. **Soares, C. G.** 2007, *Radiat. Meas.*, Vol. 41, págs. S100-S116.
2. *Comparison of EBT and EBT3 RadioChromic Film Usage in Parotid Cancer Radiotherapy*. **M. T. Bahreyni Toossi, F. Khorshidi, M. Ghorbani et al.** 2016, *Journal of biomedical physics & engineering*, Vol. 6, págs. 1-12.
3. *A protocol for EBT3 radiochromic film dosimetry using reflection scanning*. **P. Papaconstadopoulos, G. Hegyi, J. Seuntjens, S. Devic.** 2014, *Medical physics*, Vol. 41, págs. 122101-0 a -6.
4. *Evaluation of Gafchromic EBT3 films characteristics in therapy photon electron and proton beam*. **J. Sorriaux, A. Kacperek, S. Rossomme, et al.** 2013, *Physica Medica*, Vol. 29, págs. 599-606.
5. *Dosimetry characteristics of GAFCHROMIC EBT film responding to therapeutic electron beam*. **F. C. Su, Y. Liu, S. Stathakis, et al.** 2007, *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 65, págs. 1187-1192.
6. *Dosimetric Characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification*. **V. C. Borca, M. Pasquino, G. Russo, et al.** s.l. : *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2013, Vol. 14, págs. 158-170.
7. *Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy*. **C. Fiandra, U. Ricardi, R. Ragona, et al.** 2006, *Medical Physics*, Vol. 33, págs. 4314-4319.
8. *Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55*. **A. Niroomand-Rad, C. R. Blackwell, B. M., Coursey, et al.** *Medical physics*, Vol. 25, págs. 2093-2115.
9. **Attix, F. H.** *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. s.l. : John Wiley & Sons, 2008.
10. **Podgorsak, E.B.** *Radiation Oncology Physics: Handbook for Teacher and Students*. Vienna : International Atomic Energy Agency, 657., 2005.
11. **Iturbe, F.** *Curso de protección radilógica para el uso de fuentes abiertas en el laboratorio de investigación médica y biológica*. México : s.n., 1999.
12. *Caracterización de Sondas semiconductoras usadas para dosimetría "in-vivo" en radioterapia*. **González-Pérez, K.** Facultad de Ciencias, UAEMex : s.n., 2015, Tesis de Licenciatura.

13. **P. Andreo, D. T. Burns, K. Hohlfeld, et al.** *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water.* TRS-398 : Vienna, 2000.

14. camara de ionizacion . *Google.com.mx*. [En línea] [Citado el: 20 de febrero de 2016.] [https://www.google.com.mx/search?q=camara+de+ionizacion&espv=2&biw=1600&bih=775&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwigsYvns5\\_SAhULi1QKHd4CBqkQ\\_AUIBigB#tbm=isch&q=camara+de+ionizacion+plano+paralela&imgsrc=BEvyQMrDAco8AM:](https://www.google.com.mx/search?q=camara+de+ionizacion&espv=2&biw=1600&bih=775&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwigsYvns5_SAhULi1QKHd4CBqkQ_AUIBigB#tbm=isch&q=camara+de+ionizacion+plano+paralela&imgsrc=BEvyQMrDAco8AM:)

15. *Dosimetria para la planeación de un tratamiento de irradiación de cuerpo entero con electrones.* **Rodríguez-Jiménez, I.** Facultad de Ciencias, UNAM : s.n., 2010, Tesis de Licenciatura.

16. *Dose distributions and percentage depth dose measurements for a total skin electron therapy.* **I.Licon, E. Figueroa-Medina, I. Gamboa-deBuen.** s.l. : Radiation Measurements, 2016.

## 7 APÉNDICE A

Tabla 7.1 Muestra los valores de la dosis y la densidad óptica para los tres canales (RGB), para la energía de 6 MeV.

6 MeV	Densidad Óptica		
Dosis (Gy)	Rojo	Verde	Azul
0	0.000 ± 0.003	--	--
0.105 ± 0.005	0.009 ± 0.005	0.003 ± 0.005	--
0.315 ± 0.014	0.028 ± 0.004	0.012 ± 0.004	--
0.525 ± 0.024	0.053 ± 0.004	0.025 ± 0.004	0.001 ± 0.005
1.035 ± 0.056	0.102 ± 0.005	0.048 ± 0.005	0.021 ± 0.007
2.200	0.197 ± 0.003	0.111 ± 0.003	0.047 ± 0.003
2.510	0.218 ± 0.003	0.123 ± 0.003	0.057 ± 0.003
3.015	0.240 ± 0.003	0.133 ± 0.002	0.064 ± 0.004
3.290	0.266 ± 0.002	0.158 ± 0.002	0.070 ± 0.003
5.010	0.352 ± 0.003	0.216 ± 0.003	0.101 ± 0.003
5.490	0.379 ± 0.003	0.245 ± 0.003	0.112 ± 0.003
7.010	0.433 ± 0.003	0.280 ± 0.003	0.131 ± 0.003
7.035	0.426 ± 0.004	0.276 ± 0.003	0.140 ± 0.004
7.690	0.466 ± 0.003	0.314 ± 0.003	0.148 ± 0.003
9.020	0.510 ± 0.004	0.345 ± 0.003	0.169 ± 0.003

Tabla 7.2 Muestra los valores de la dosis y la densidad óptica para los tres canales (RGB), para la energía de 9 MeV.

9 MeV		Densidad Óptica	
Dosis (Gy)	Rojo	Verde	Azul
0.110	$0.003 \pm 0.002$	--	$0.003 \pm 0.002$
$0.319 \pm 0.015$	$0.028 \pm 0.005$	$0.012 \pm 0.004$	$0.028 \pm 0.005$
$0.532 \pm 0.025$	$0.051 \pm 0.005$	$0.024 \pm 0.005$	$0.051 \pm 0.005$
$1.060 \pm 0.05$	$0.107 \pm 0.004$	$0.055 \pm 0.004$	$0.107 \pm 0.004$
2.230	$0.194 \pm 0.003$	$0.109 \pm 0.003$	$0.194 \pm 0.003$
2.530	$0.215 \pm 0.003$	$0.121 \pm 0.003$	$0.215 \pm 0.003$
3.340	$0.269 \pm 0.003$	$0.161 \pm 0.003$	$0.269 \pm 0.003$
5.070	$0.357 \pm 0.003$	$0.221 \pm 0.003$	$0.357 \pm 0.003$
5.570	$0.376 \pm 0.003$	$0.245 \pm 0.003$	$0.376 \pm 0.003$
7.100	$0.439 \pm 0.003$	$0.287 \pm 0.003$	$0.439 \pm 0.003$
7.800	$0.460 \pm 0.003$	$0.316 \pm 0.003$	$0.460 \pm 0.003$
9.120	$0.510 \pm 0.004$	$0.344 \pm 0.004$	$0.511 \pm 0.004$

Tabla 7.3 Muestra los valores de la dosis y la densidad óptica para los tres canales (RGB), para la energía de 12 MeV.

12 MeV		Densidad Óptica	
Dosis (Gy)	Rojo	Verde	Azul
0.109	$0.008 \pm 0.002$	--	--
$0.318 \pm 0.016$	$0.031 \pm 0.004$	$0.015 \pm 0.003$	$0.003 \pm 0.004$
$0.530 \pm 0.018$	$0.053 \pm 0.004$	$0.025 \pm 0.004$	$0.008 \pm 0.004$
$1.055 \pm 0.035$	$0.102 \pm 0.004$	$0.051 \pm 0.004$	$0.020 \pm 0.004$
2.190	$0.194 \pm 0.003$	$0.109 \pm 0.003$	$0.044 \pm 0.003$
2.560	$0.208 \pm 0.003$	$0.116 \pm 0.003$	$0.051 \pm 0.003$
3.280	$0.261 \pm 0.003$	$0.156 \pm 0.003$	$0.065 \pm 0.003$
5.120	$0.354 \pm 0.003$	$0.219 \pm 0.003$	$0.102 \pm 0.003$
5.470	$0.371 \pm 0.003$	$0.241 \pm 0.003$	$0.107 \pm 0.004$
7.170	$0.436 \pm 0.004$	$0.283 \pm 0.003$	$0.135 \pm 0.003$
7.650	$0.458 \pm 0.003$	$0.314 \pm 0.003$	$0.145 \pm 0.003$
9.220	$0.500 \pm 0.003$	$0.336 \pm 0.003$	$0.161 \pm 0.003$

Tabla 7.4 Muestra los valores de la dosis y la densidad óptica para los tres canales (RGB), para la energía de 15 MeV.

15 MeV		Densidad Óptica	
Dosis (Gy)	Rojo	Verde	Azul
0.107	$0.001 \pm 0.003$	--	--
$0.318 \pm 0.001$	$0.031 \pm 0.004$	$0.014 \pm 0.003$	$0.004 \pm 0.004$
$0.530 \pm 0.002$	$0.052 \pm 0.004$	$0.025 \pm 0.003$	$0.007 \pm 0.004$
$1.061 \pm 0.004$	$0.098 \pm 0.004$	$0.048 \pm 0.004$	$0.017 \pm 0.004$
2.131	$0.192 \pm 0.003$	$0.106 \pm 0.002$	$0.044 \pm 0.003$
2.641	$0.214 \pm 0.005$	$0.120 \pm 0.003$	$0.053 \pm 0.003$
3.196	$0.260 \pm 0.003$	$0.153 \pm 0.003$	$0.067 \pm 0.003$
5.281	$0.350 \pm 0.003$	$0.218 \pm 0.003$	$0.101 \pm 0.003$
5.326	$0.365 \pm 0.003$	$0.231 \pm 0.003$	$0.103 \pm 0.003$
7.394	$0.442 \pm 0.004$	$0.288 \pm 0.005$	$0.140 \pm 0.003$
7.457	$0.454 \pm 0.003$	$0.308 \pm 0.003$	$0.142 \pm 0.003$
9.507	$0.501 \pm 0.004$	$0.338 \pm 0.005$	$0.163 \pm 0.005$

Tabla 7.5 Muestra los valores de la dosis y la densidad óptica para los tres canales (RGB), para la energía de 6 MeV.

18 MeV		Densidad Óptica	
Dosis (Gy)	Rojo	Verde	Azul
0.311 ± 0.005	0.025 ± 0.004	0.010 ± 0.004	--
0.519 ± 0.009	0.051 ± 0.004	0.024 ± 0.003	0.009 ± 0.004
1.035 ± 0.015	0.099 ± 0.004	0.049 ± 0.004	0.022 ± 0.004
2.110	0.180 ± 0.003	0.098 ± 0.003	0.042 ± 0.003
2.550	0.206 ± 0.003	0.116 ± 0.003	0.052 ± 0.003
3.16	0.249 ± 0.003	0.145 ± 0.003	0.065 ± 0.003
5.1	0.341 ± 0.004	0.211 ± 0.004	0.097 ± 0.004
5.27	0.361 ± 0.003	0.230 ± 0.002	0.108 ± 0.003
7.14	0.433 ± 0.130	0.284 ± 0.003	0.138 ± 0.004
7.37	0.446 ± 0.003	0.301 ± 0.002	0.144 ± 0.003
9.18	0.496 ± 0.012	0.337 ± 0.004	0.163 ± 0.005

Tabla 7.6 Muestra los valores de la dosis y la densidad óptica para los tres canales (RGB), para la energía de 20 MeV.

20 MeV		Densidad Óptica	
Dosis (Gy)	Rojo	Verde	Azul
--	--	--	--
0.330 ± 0.001	0.033 ± 0.004	0.017 ± 0.004	0.006 ± 0.005
0.501 ± 0.001	0.053 ± 0.004	0.029 ± 0.004	0.012 ± 0.005
0.999 ± 0.001	0.097 ± 0.004	0.051 ± 0.004	0.022 ± 0.005
1.997 ± 0.170	0.170 ± 0.003	0.097 ± 0.004	0.042 ± 0.003
2.51	0.209 ± 0.003	0.120 ± 0.003	0.056 ± 0.003
2.996	0.235 ± 0.004	0.142 ± 0.003	0.065 ± 0.004
4.993	0.335 ± 0.003	0.215 ± 0.003	0.101 ± 0.004
5.02	0.345 ± 0.003	0.216 ± 0.003	0.103 ± 0.003
6.99	0.419 ± 0.003	0.283 ± 0.002	0.137 ± 0.004
7.03	0.423 ± 0.004	0.278 ± 0.004	0.132 ± 0.004
9.03	0.491 ± 0.003	0.336 ± 0.003	0.165 ± 0.004

Tabla 7.7 Muestra los valores de la dosis y la densidad óptica para los tres canales (RGB), para la energía de 22 MeV.

22 MeV		Densidad Óptica	
Dosis (Gy)	Rojo	Verde	Azul
0.01	$0.005 \pm 0.003$	--	--
$0.299 \pm 0.001$	$0.036 \pm 0.003$	$0.020 \pm 0.004$	$0.010 \pm 0.004$
$0.498 \pm 0.002$	$0.051 \pm 0.004$	$0.027 \pm 0.006$	$0.010 \pm 0.006$
$0.995 \pm 0.003$	$0.092 \pm 0.006$	$0.046 \pm 0.004$	$0.018 \pm 0.005$
1.997	$0.170 \pm 0.003$	$0.097 \pm 0.003$	$0.041 \pm 0.003$
2.480	$0.204 \pm 0.003$	$0.116 \pm 0.003$	$0.054 \pm 0.003$
2.996	$0.233 \pm 0.003$	$0.141 \pm 0.003$	$0.061 \pm 0.003$
4.960	$0.332 \pm 0.004$	$0.204 \pm 0.004$	$0.095 \pm 0.005$
4.993	$0.334 \pm 0.004$	$0.214 \pm 0.003$	$0.097 \pm 0.004$
6.950	$0.413 \pm 0.004$	$0.268 \pm 0.004$	$0.125 \pm 0.004$
6.990	$0.416 \pm 0.004$	$0.284 \pm 0.003$	$0.134 \pm 0.003$
8.930	$0.487 \pm 0.004$	$0.332 \pm 0.004$	$0.162 \pm 0.004$