



# Universidad Autónoma del Estado de México

---

---

Facultad de Ciencias

**Análisis de la no uniformidad de películas  
radiocrómicas EBT3 mediante espectroscopia de  
absorción.**

**Tesis para obtener el título de  
Licenciado en Física**

**Presenta  
Cesar Alejandro Martínez Quiroz**

**Asesores:  
Dr. Federico Gabriel García Santibáñez Sánchez  
Dr. Miguel Ángel Camacho López**



Toluca, Estado de México, Julio de 2017

## INDICE

1.	INTRODUCCIÓN .....	1
2.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
3.	HIPÓTESIS.....	3
4.	JUSTIFICACIÓN.....	3
5.	MARCO TEORICO.....	3
5.1	Radiación ionizante.....	3
5.1.1.	Rayos X.....	4
5.1.2	Acelerador lineal. ....	5
5.2	Dosimetría de radiación. ....	6
5.3	Dosímetros.....	7
5.4	Películas radiocrómicas.....	8
5.4.1	Características de las películas radiocrómicas modelo EBT3.....	8
5.4.1	Condiciones y precauciones de uso de las películas radiocrómicas modelo EBT3.....	11
5.5	Densidad Óptica.....	12
5.6	Sistema de Lectura.....	13
5.6.1	Escáner de cama plana.....	15
5.6.2	Espectrómetro.....	15
5.8	Incertidumbre.....	18
6.	OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS.....	20
7.	MATERIALES Y EQUIPO.....	20
7.1	Películas radiocrómicas GAFCHROMIC EBT3 .....	20
7.2	Mesas de traslación automáticas thorlabs de 150 mm .....	21
7.3	Foto detectores de alta velocidad .....	22
7.4	Espectrómetro.....	22
7.5	Lámpara .....	23
7.6	Tarjeta de adquisición de datos .....	23
7.7	Computadora .....	23
8.	METODOLOGIA.....	24

<b>9. RESULTADOS Y DISCUSION .....</b>	<b>29</b>
<b>10. CONCLUSIONES .....</b>	<b>36</b>

# 1. INTRODUCCIÓN

En años recientes el desarrollo y optimización de protocolos para planes clínicos de radiocirugía estereotáctica (SRS) y radioterapia estereotáctica (SRT) ha ido en aumento debido a la necesidad de caracterizar correctamente la dosis suministrada en secciones como cabeza y cuello. Al ser zonas donde el área de tratamiento es del orden de milímetros o hasta decimas de milímetro se requiere seleccionar un sistema de detección que tenga una respuesta de dosis lo más certera posible, ya sea cámaras de ionización, Películas Radiocrómicas (PR), dosímetros termoluminiscentes, etc.

El principal problema en la selección de un dosímetro adecuado es que en este tipo de tratamientos se utilizan campos pequeños que se caracterizan por altos gradientes de dosis, una falta de equilibrio lateral en las partículas y una producción de fotones y electrones secundarios <sup>(1)</sup>, por lo cual se requiere un dosímetro que tenga una alta resolución espacial y una baja dependencia energética. Es por ello que se han utilizado películas radiocrómicas ya que cumplen con estas características y también son tejido-equivalente <sup>(1, 2,4)</sup>.

La dosimetría con películas radiocrómicas se basa en la respuesta que tiene la PR cuando incide en ella un haz de radiación ionizante (electrones, rayos X, entre otros). Al interactuar el haz de radiación con la capa activa de la PR se produce una polimerización que se manifiesta como un cambio permanente en su coloración <sup>(2)</sup>, el cual puede ser asociado a la intensidad del haz con el cual fue irradiada.

Actualmente en clínica se utilizan escáneres comerciales de cama plana para leer las PR, en los cuales se obtiene una imagen que es separada mediante un software en los canales rojo, verde y azul (RGB) usando un valor promedio de pixel. Para dosis bajas se utiliza principalmente el canal rojo, ya que es la zona en que se presenta una menor incertidumbre en la respuesta (densidad óptica neta) de la PR; una vez separado en sus canales (RGB) se calcula la Densidad Óptica (DO) la cual está en función de la dosis y de la energía del haz.

Para obtener medidas más precisas es necesario conocer las características de nuestro dosímetro que puedan influir en la determinación de la dosis. Una de las características a estudiar es la falta de uniformidad que puede afectar significativamente la determinación de la dosis. Este problema ha estado presente desde modelos anteriores a la EBT3, EBT2 y EBT, en los cuales se ha reportado una no-uniformidad en su capa activa. Al respecto, se ha implementado la técnica del ajuste multicanal con la finalidad de disminuir el efecto de la no-uniformidad en las PR <sup>(3)</sup>.

El objetivo del presente trabajo es estudiar la no-uniformidad de la película radiocrómica EBT3 mediante espectrometría de absorción. Además, el efecto de la no uniformidad será cuantificado con la finalidad de que este efecto pueda ser implementado en futuros protocolos de dosimetría.

## **2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Actualmente, las películas radiocrómicas se han convertido en una herramienta útil para la determinación de la dosis y el control de calidad en los tratamientos de radioterapia, esto se debe a características que presenta, como la alta resolución espacial, tejido-equivalencia y que no requieren proceso químico posterior. Sin embargo, se ha reportado una falta de uniformidad de algunos casos de 1.5%<sup>(4,5)</sup> en la capa activa de la película que influye directamente en la incertidumbre de la determinación de la dosis. Por lo tanto, es de gran importancia el estudio y cuantificación de la no-uniformidad de la PR EBT3.

### **3. HIPÓTESIS**

1. La PR EBT3 presenta una falta de uniformidad en su capa activa que influye en la determinación de la dosis.
2. La PR EBT3 no presenta una falta de uniformidad en su capa activa que influye en la determinación de la dosis.

### **4. JUSTIFICACIÓN**

Debido al incremento del uso de las películas radiocrómicas EBT3 en tratamientos que requieren de una alta precisión es necesario usar un sistema óptico adecuado para la lectura de las PR, como lo son los espectrómetros, ya que son sistemas ópticos con los que se puede obtener el espectro de absorción de las películas radiocrómicas sin necesidad de procesamiento de imágenes, a su vez se puede determinar con mayor precisión como varía la DO de la película. En consecuencia, se puede hacer una determinación más precisa de la incertidumbre debida a la falta de uniformidad en las películas radiocrómicas que influye en la determinación de la dosis.

### **5. MARCO TEORICO**

#### **5.1 Radiación ionizante.**

La radiación ionizante son todas aquellos tipos de radiación que tienen la energía suficiente para ionizar la materia, extrayendo los electrones de sus estados ligados al átomo. Las radiaciones ionizantes pueden provenir de sustancias radiactivas, que emiten dichas radiaciones de forma espontánea, o de generadores artificiales, tales como los generadores de Rayos X y los aceleradores de partículas.

En particular, los rayos X son una radiación electromagnética de la misma naturaleza que las ondas de radio, las ondas de microondas, los rayos infrarrojos, la luz visible, los rayos ultravioleta y los rayos gamma. La diferencia fundamental con los rayos gamma es su origen: los rayos gamma son radiaciones de origen nuclear que se producen por la desexcitación de un nucleón de un nivel excitado a otro de menor energía y en la desintegración de isótopos radiactivos, mientras que los rayos X surgen de fenómenos extra nucleares, a nivel de la órbita electrónica, fundamentalmente producidos por desaceleración de electrones. La energía de los rayos X en general se encuentra entre la radiación ultravioleta y los rayos gamma producidos naturalmente. Los rayos X son una radiación ionizante porque al interactuar con la materia produce la ionización de los átomos de la misma, es decir, origina partículas con carga (iones). Los mecanismos para generar este tipo de radiaciones son los siguientes:

#### **5.1.1. Rayos X.**

Este tipo de radiación útil se puede generar con varios tipos de dispositivos. El primero de estos fue el diodo de alto vacío, llamado tubo de Crooke, que Roentgen utilizó en sus experimentos de laboratorio en el año 1895. En el tubo de Crooke, los electrones se aceleraron a través de 25.000 V a una alta velocidad y luego fueron separados abruptamente cuando golpearon el ánodo. De acuerdo con la teoría de Maxwell de la radiación electromagnética, parte de la energía cinética de los electrones se convirtió en energía electromagnética en forma de rayos X debido a la abrupta desaceleración de los electrones. Este método de generación de rayos X es el precursor del moderno tubo de rayos X utilizado en radiología diagnóstica, odontología y en radiografía industrial. El mismo tipo de generadores de rayos X se utilizan en espectrómetros de rayos X y difracción de rayos X en química analítica y cristalografía y en dispositivos de inspección y control. La mayoría de los rayos X de este tipo de generador se emiten en un ángulo recto con la trayectoria del electrón acelerado. En este tipo de generador de rayos X, la tensión de aceleración

completa debe aplicarse a través de los electrodos del tubo esto limita la energía cinética máxima de los electrones a varios cientos de miles de electrón-volts <sup>(6)</sup>.

### 5.1.2 Acelerador lineal.

Otro de los métodos para acelerar electrones y producir rayos X de muy alta energía es mediante un acelerador lineal. Este tiene la ventaja de que no tiene una limitante de energía tan corta como un tubo de rayos X.

El acelerador lineal, en principio, consiste en una serie de electrodos tubulares, llamados tubos de deriva, con una fuente de electrones en un extremo y un objetivo en el otro extremo para detener los electrones de alta energía. Los electrodos están conectados a una fuente de tensión alterna de alta frecuencia cuya frecuencia es tal que la polaridad del electrodo cambia a medida que el electrón sale de un tubo de deriva y, por lo tanto, es atraído hacia el siguiente tubo de deriva. Cada tubo de deriva sucesivo tiene un voltaje mayor que el precedente. La ganancia del electrón en energía cinética en eV es, por lo tanto, igual a la diferencia de voltaje entre los tubos de deriva sucesivos. Estas ganancias en energía cinética son acumulativas. Por lo tanto, si tuviéramos una serie de 30 lagunas de electrodos con diferencias de 100 keV entre ellas, y si el electrón fuera inyectado en el sistema con una energía cinética de 100 keV, el electrón emergería en el otro extremo con una energía cinética de:

$$E_c = 100 + (30 \times 100) = 3100 \text{ keV} = 3.1 \text{ MeV}$$

El gradiente de energía en aceleradores lineales es típicamente 2-4 MeV / ft. A estas altas energías, la velocidad de un electrón es casi la de la velocidad de la luz. Un electrón de 2 MeV tiene una velocidad de  $2,94 \times 10^8 \text{ m / s}$ , mientras que la velocidad de un electrón de 4 MeV es  $2,98 \times 10^8 \text{ m / s}$ , y la velocidad de un electrón de 6 MeV es  $2,99 \times 10^8 \text{ m / s}$ . El aumento de la energía cinética va a aumentar la masa en lugar de a una velocidad más alta, y todos los electrones de alta energía viajan aproximadamente a la misma velocidad. Los tubos de deriva, por lo tanto, podrían estar hechos de la misma longitud para electrones de alta energía. En la práctica, las secciones alternas del acelerador lineal están acopladas a una fuente de

microondas, tal como un magnetrón o Klistrón. El voltaje alterno de alta frecuencia puede ser pensado como una onda de voltaje que es guiada hacia abajo del tubo acelerador (llamado guía de ondas) y lleva una gran cantidad de electrones con cada onda. Las microondas activan la guía de ondas en impulsos de varios microsegundos cada uno a una frecuencia de repetición de impulsos de aproximadamente 50 a varios miles de pulsos por segundo. Además de generar rayos X haciendo que el haz de electrones golpee un blanco interno, se puede diseñar un acelerador lineal para ser un irradiador de electrones, es decir, para sacar el haz de electrones de la máquina y suministrar una dosis de radiación con el rayo de electrones. Los aceleradores lineales se utilizan ampliamente para tratar cánceres, así como en aplicaciones de investigación e industriales

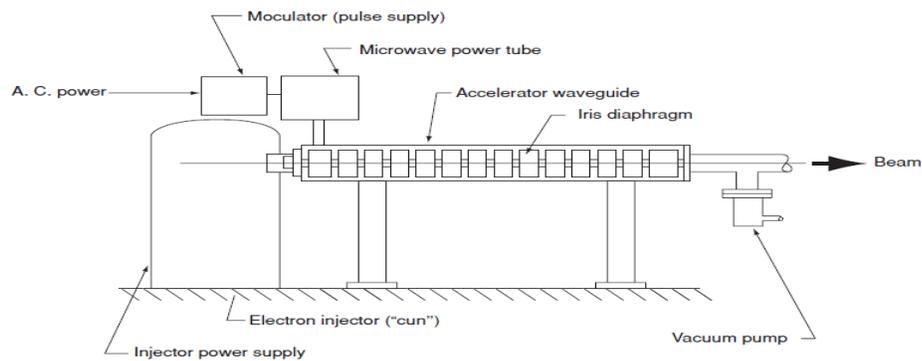


Figura.4.1.2.1 Diagrama de principio de funcionamiento de un acelerador lineal <sup>(7)</sup>

## 5.2 Dosimetría de radiación.

La dosimetría de radiación o simplemente dosimetría se encarga de las mediciones de la dosis absorbida o tasa de dosis, resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia <sup>(8)</sup>. La unidad en la que se mide la dosis absorbida es el Gray (Gy), la cual, indica la cantidad de radiación ionizante que recibe un material, más específicamente tejido o un ser vivo.

Ahora bien, la dosis absorbida mide la energía depositada en un medio por unidad de masa. La unidad en el Sistema Internacional es el J/kg, que recibe el nombre especial de gray (Gy).

En el ámbito de la física médica se utiliza la dosimetría para medir la calidad del haz de radiación que se utiliza en tratamientos de radioterapia. Para realizar este tipo de medidas existen diferentes tipos de dosímetros los cuales cuentan con características propias y son usados dependiendo el tipo de tratamiento que se va a suministrar.

### **5.3 Dosímetros.**

El dosímetro es un instrumento que se utiliza en dosimetría de radioterapia, cuya función es indicar la cantidad de radiación ionizantes que un sujeto puede haber absorbido o aplicado. Puede tratarse de rayos ultravioletas, rayos X o de radioactividad.

Puesto que la radiación ionizante en general no es perceptible por los sentidos, es necesario valerse de instrumentos apropiados para detectar su presencia. Asimismo, interesan su intensidad, su energía, o cualquier otra propiedad que ayude a evaluar sus efectos. Se han desarrollado muchos tipos de detectores de radiación, cada clase de detector es sensible a cierto tipo de radiación y a cierto intervalo de energía. Es de primordial importancia seleccionar el detector adecuado a la radiación que se desea medir. El diseño de los detectores está basado en el conocimiento de la interacción de las radiaciones con la materia. Las radiaciones depositan energía en los materiales, principalmente a través de la ionización y excitación de sus átomos. Además, puede haber emisión de luz, cambio de temperatura, o efectos químicos, todo lo cual puede ser un indicador de la presencia de radiación. El primer dispositivo de detección de radiación fue la emulsión fotográfica y aún hoy se sigue utilizando en dosímetros.

Actualmente hay diferentes tipos de detectores usados en el ámbito clínico, tales como cámaras de ionización, detectores termoluminiscentes, dosímetros de pluma y películas radiocrómicas.

Estos últimos son de gran interés debido a sus características entre las que destacan su tejido-equivalencia, es decir, es bastante similar al tejido humano. Es por ello que en este trabajo nos enfocamos a caracterizarlo de una manera rigurosa.

## **5.4 Películas radiocrómicas**

Las películas radiocrómicas son un dosímetro cuyo principio físico de acción es, que sufren un cambio de coloración y por consecuencia un cambio en su densidad óptica, al momento de interactuar con la radiación ionizante, este cambio puede ser cuantificado y asociado a la intensidad del haz que incide en la muestra.

Para nuestro estudio nos enfocaremos en modelos de películas radiocrómicas basados en polidiacetileno como lo es la película radiocrómicas EBT3; en estas películas la formación de la imagen ocurre como un proceso de tinción o un proceso de polimerización bajo irradiación, en el cual la energía es transferida de fotones energéticos o partículas a una parte receptiva de tinción blanca o una molécula de foto monómero sin color, iniciando la formación de color a través de cambios químicos, cuyo mayor rango de absorción es en la región del rojo, tornándose el material más oscuro con más dosis absorbida.

### **5.4.1 Características de las películas radiocrómicas modelo EBT3**

Es necesario conocer y estudiar las características de los dosímetros para determinar el uso que se les dará, en el caso clínico se usa el modelo de película radiocrómica EBT3 ya que cuenta con las siguientes características:

#### **a. Estructura del modelo de película radiocrómica modelo EBT3**

La estructura de las películas radiocrómicas basadas en polidiacetileno ha tenido una evolución en su composición, distribución, capas y tamaño de grano de los polímeros hasta llegar al modelo actualmente utilizado que es el EBT3. El cual se muestra en la figura. Donde la capa de polímero activo se encuentra entre dos capas de poliéster mate de 120um de grosor. De acuerdo a datos del fabricante la capa activa es de aproximadamente 28 um distribuida de manera uniforme a lo largo de la película <sup>(9)</sup>.

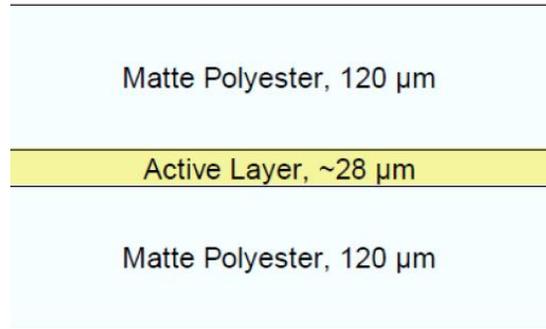


Figura4.4.1.1 Estructura de la película radiocrómica EBT3

b. Alta resolución espacial

La resolución espacial de las PR-EBT3 es mayor a 1200 líneas/mm<sup>(10)</sup> lo cual las convierte en un dosímetro de gran resolución, al grado de poder usarse en tratamientos radioterapia estereotáctica (SRT) y la radiocirugía (RC) donde los campos varían desde los 4mm a los 6mm lo que conduce a un alto gradiente de dosis<sup>(1)</sup>.

Actualmente se están utilizando para la verificación de los nuevos planes de tratamiento de SRT y RC; debido a su gran resolución espacial se debe emplear un sistema de lectura que detecte con gran precisión los cambios en la PR antes y después de ser irradiada.

c. Dependencia energética

Este tipo de películas en particular modelos como el EBT2 y EBT3 son poco dependientes de la dosis suministrada<sup>(1,2,5)</sup>, es decir su comportamiento en la capa activa de polímero no varía de forma significativa dependiendo de la dosis que se suministre.

d. Uniformidad

Este es un factor clave al momento de considerar este tipo de dosímetros para campos pequeños, ya que, si hay un cambio o variaciones en la distribución de la PRC habrá cambios significativos que incrementen la incertidumbre de la medida

de la DO. Según datos del fabricante el rango de error en la distribución de la capa activa de las películas EBT3 es menor al 1.5%<sup>(9)</sup>.

Generalmente, las variaciones en la uniformidad están asociados con variaciones en la capa activa de la PRC o con daños externos en la misma tales como ralladuras, estrés mecánico debido al corte, suciedad entre otros; En este estudio el que genera mayor interés es la variación de la capa activa ya que los otros factores se pueden disminuir siguiendo protocolos propuestos por el fabricante.

El motivo de interés en esta característica es que para campos pequeños (menores a 10 Gy) se han detectado fluctuaciones importantes debido a la no uniformidad en ciertos puntos de la película. Típicamente se ha propuesto corregir esta no uniformidad aplicando un ajuste multicanal <sup>(3)</sup>, el cual, arroja resultados favorables, pero que puede ser sustituido usando un sistema óptico adecuado, el cual detecte las variaciones de la uniformidad de la película en cada punto de interés y así poder reducir el grado de incertidumbre de las medidas.

#### e. Coloración post-irradiación

Otra de las características de las PR es su capacidad de autorrevelado, ya que al ser expuestas a la radiación ionizante, se genera un incremento en la densidad de polímeros, es decir, no requiere un procesado químico como otro tipo de películas; Solo requiere un tiempo de espera recomendado de un día para evitar efectos debido a la polimerización que sufre la capa activa al momento de ser irradiada. Esta característica si es dependiente de la dosis, ya que a mayor intensidad del haz habrá una mayor coloración, y a menor intensidad del haz habrá una menor coloración de la película.

#### e) Tejido-Equivalente

Una de las características que lo destacan es que son equivalentes al tejido y su respuesta es prácticamente energía y la tasa de dosis es independiente en el rango de energía en la terapia de radiaciones.

#### f) Insensibilidad a la luz

Este modelo en particular está recubierto por capas de poliéster mate que atenúan los efectos de la luz visible, lo cual facilita su manipulación ya que no se requiere un cuarto especialmente oscuro para manipularlas, aunque es recomendable no exponerlas a la luz solar.

Ya mencionadas las características es necesario conocer las condiciones de uso para las películas y maximizar la calidad de las medidas.

#### **5.4.1 Condiciones y precauciones de uso de las películas radiocrómicas modelo EBT3**

El modelo de película radiocrómica EBT3 tiene la ventaja de no requerir un procesamiento químico para su revelado, así como también ser fácilmente manipulable al momento de implementarse en clínica, lo único que exige es seguir unas series de condiciones y precauciones al momento de su uso; esto para reducir al máximo la incertidumbre que se puedan aportar a las medidas, estas condiciones son las siguientes <sup>(11)</sup>:

- a) Utilizar guantes al momento de su manipulación y sujetarla únicamente por los bordes para no dejar impresiones o huellas.
- b) Las películas pueden ser cortadas en trozos de menor tamaño utilizando tijeras o guillotina. Se debe considerar que el corte puede producir un trauma mecánico en los bordes de la película, por lo cual, se recomienda tomar las medidas en zonas centrales de las películas recortadas.
- c) No sujetar las películas por la superficie ya que pueden rayarse
- d) Las películas pueden ser marcadas con lápiz o plumón indeleble, esta acción no genera daños en la capa activa, así mismo estas marcas pueden ser borradas utilizando goma o cualquier disolvente.
- e) Pueden manipularse en condiciones normales de luz, ya que, las capas de poliéster mate atenúan los efectos de la luz normal, aunque se recomienda mantenerlas alejadas de la luz solar y guardadas en un sobre opaco, ya que

los aumentos de temperatura podrían desencadenar efectos no deseados de polimerización, y oscurecer la película.

- f) Se recomienda que la temperatura del cuarto donde se manipulen no tenga cambios bruscos de temperatura ya que como se ha mencionado puede seguir generando efectos postirradiación, en especial a temperaturas mayores a 60°C
- g) Se recomienda no sumergir las películas en agua ya que pueden producirse cambios en la hidratación de las películas o desprendimientos de las capas.
- h) Se debe mantener la dirección de escaneo de las películas debido a la orientación que tienen los polímeros en la capa activa, ya que si se cambia esta dirección, también se cambia significativamente la medida de la DO.

## 5.5 Densidad Óptica

Cuando la película radiocrómica se expone a radiación ionizante, se produce una coloración. Esta coloración se debe a una atenuación de parte de la luz visible que entra a través de la película, dando como resultado un "envejecimiento" de su apariencia. La reducción de la luz que pasa a través de la película es una medida de su "oscuridad" o "densidad óptica" (OD) <sup>(2)</sup>. Un supuesto fundamental en la dosimetría de película, es, que la dosis suministrada a la película se refleja en la densidad óptica resultante de esa película. Esta relación puede expresarse de la siguiente manera:

$$DO = \text{Log}_{10} \frac{I_o}{I}$$

Donde:

$I_o$  = La intensidad de la luz incidente en el detector sin la película de por medio

$I$  = La intensidad de la luz incidente después de pasar por la película

Se debe tomar en cuenta que  $I_o/I$  tiene una relación exponencial con la dosis, y que la densidad óptica tiene generalmente una relación lineal con la dosis. Esta tendencia lineal es la que llevo a las PR a ser utilizadas como dosímetros <sup>(12,13)</sup>.

Esta densidad óptica se utiliza para analizar el área de dosis, realizando un mapeo en las zonas de interés.

En la mayoría de los usos tradicionales de la dosimetría de película, sólo se realiza la dosimetría relativa. Debido a que se supone que si hay alguna inexactitud, es constante en todas las lecturas, es decir, un error sistemático. Los resultados de la dosimetría de la película se verifican usualmente mediante un segundo dosímetro en la mayoría de los casos utilizando una cámara de ionización. Este enfoque ha sido capaz de proporcionar información dosimétrica útil.

La información que la dosimetría de película arroja es cualitativa, para obtener información cuantitativa de la película se requieren sistemas de lectura adecuados para hacer el análisis de las películas.

## **5.6 Sistema de Lectura**

Debido a que el principio físico de las PR se basa en los cambios de la DO se requiere un sistema óptico (SO) adecuado para realizar el análisis de las PR para poder así, obtener la respuesta de la dosis y cuantificar la dosis absorbida en un tratamiento.

Existen varios sistemas ópticos para medir la respuesta de las PR (DO), sin embargo, los más utilizados son los escáneres de cama plana con fuente de luz fluorescente de espectro de emisión ancho y dispositivo de carga acoplada (array CCD, por sus siglas en inglés Charge Coupled Device). También se pueden leer con un LED de haz estrecho con un ancho a la mitad del máximo (FWHM, por sus siglas en inglés full width at half-maximum) alrededor de 20 nm o utilizando un láser de Helio-Neón (He-Ne) con banda de emisión en 632.8 nm (rojo); otra alternativa de lectura es mediante un espectrómetro el cual ofrece gran sensibilidad para intervalos grandes de longitud de onda. Cada uno de estos sistemas tiene asociada una sensibilidad para el análisis de dosis de las PR, dependiendo de la longitud de onda en que se analice la señal.

Se debe resaltar que en cualquier SO que se vaya a utilizar se debe considerar que tipo de luz se va a emplear para medir la DO, ya que debe cumplir ciertos requisitos para que sea efectiva al momento de realizar las lecturas.

Las principales características son:

- a) El espectro de emisión: se debe considerar una fuente de luz que emita los rangos de luz que se necesiten para el estudio, en este caso de 400 a 800 nm que son los rangos dinámicos en los canales Rojo, Verde y Azul (RGB)
- b) La intensidad: se debe escoger un luz que tenga la suficiente potencia de salida como para ser detectada pero lo suficientemente tenue como para no dañar las películas. También es necesario utilizar una fuente luminosa que no varié su intensidad respecto al tiempo o que su periodo de estabilización sea corto y permanezca estable durante las medidas de la DO.
- c) Uniformidad: Todas las fuentes de luz oscilan en intervalos de tiempo tan cortos que no pueden ser detectados a simple vista, estos intervalos pueden ser del orden de micro o picosegundos, otras dependiendo de su fuente de alimentación varían en rangos más amplios por lo cual se debe escoger una fuente luminosa adecuada que se ajuste al tiempo de medida del sistema de detección, o en su defecto detectar las oscilaciones de la lámpara y corregir estas variaciones al momento de realizar nuestras medidas.

Estos son los principales factores al momento de escoger una fuente de luz adecuada para realizar nuestras medidas, ahora bien, es necesario escoger un detector de luz que cumpla con las siguientes características:

- a) Sensibilidad: Debe ser lo suficientemente sensible para detectar fluctuaciones en la DO de las películas.
- b) Eficiencia Espectral: Debe ser capaz de medir en los rangos de interés en este caso los canales RGB
- c) Linealidad: Su respuesta debe ser la misma sin importar la amplitud de la señal

- d) Resolución de la señal: Debe ser lo suficientemente buena para emparejar con la resolución que ofrecen las PR o aproximarse lo más posible.

A continuación se muestran diversos sistemas ópticos con los que se han realizado las lecturas de las PR; el más usado el escáner de cama plana y el que estudiaremos en este trabajo, el espectrómetro.

### **5.6.1 Escáner de cama plana**

En dosimetría clínica, el SO más utilizado es el escáner de cama plana, el cual permite realizar dosimetría bidimensional con alta resolución espacial en un intervalo dosimétrico amplio (cuando se emplean los tres intervalos dinámicos de la PR, rojo, verde y azul). Sin embargo, existen varios aspectos fundamentales que deben considerarse, tales como, la dependencia de la respuesta con la orientación relativa de la película-escáner, la falta de homogeneidad en el área útil de escaneo, los parámetros de escaneo, la estabilidad del escáner, la incertidumbre del escáner, el intervalo dinámico para cada canal de color, el modo de escaneo y la curva de respuesta de la película. Estos factores deben minimizarse para tener, finalmente, una incertidumbre total aceptable en la determinación de la dosis.

### **5.6.2 Espectrómetro**

Un espectrómetro es un instrumento óptico que se usa para medir las propiedades de la luz sobre una porción específica del espectro electromagnético. Su utilidad es realizar análisis espectroscópicos para identificar materiales. La variable medida es generalmente la intensidad de la luz, pero también podría ser, por ejemplo, el estado de polarización <sup>(14)</sup>.

La variable independiente es, por lo general, la longitud de onda de la luz, que suele expresarse en nanómetros, aunque a veces se expresa como una unidad directamente proporcional a la energía del fotón, tales como el número de onda o los voltios de los electrones.

Un espectrómetro se usa en espectroscopia para producir líneas espectrales y medir sus longitudes de onda e intensidades. Son instrumentos que funcionan en una amplia variedad de longitudes de onda, desde rayos gamma y rayos X hasta el infrarrojo lejano. Si la región de interés está restringida a un rango cercano al espectro visible, el estudio se llama espectrofotometría. En general, cada espectrómetro funciona sobre una pequeña porción de este rango total debido a las diferentes técnicas usadas para medir las distintas porciones del espectro.

El espectrómetro utilizado en este estudio es capaz de detectar longitudes de onda en el rango de 200 a 1150 nm debido al tamaño de sus rejillas de difracción que son capaces de descomponer la luz visible en este intervalo, cuenta con una resolución óptica de 0.2 nm y un tiempo de integración ajustable desde 1ms hasta 65 segundos (15).

El uso de este tipo de instrumentos tiene la ventaja de tener una resolución equiparable a la de las PR, además que con el arreglo propuesto en este estudio se pueden monitorear y corregir factores que en los escáneres de cama plana no se pueden controlar con facilidad, tales como; la falta de homogeneidad del escáner, las variaciones de la fuente de luz y algunos parámetros de escaneo.

## **5.7 Espectroscopia de absorción**

La espectrometría de absorción se refiere a una variedad de técnicas que emplean la interacción de la radiación electromagnética con la materia. En la espectrometría de absorción, se compara la intensidad de un haz de luz medida antes y después de la interacción con una muestra. Técnicamente, la espectrometría de absorción se basa en la absorción de fotones por una o más sustancias presentes en una muestra (que puede ser un sólido, líquido, o gas), y la promoción subsiguiente del electrón (o electrones) desde un nivel de energía a otro en esa sustancia. La muestra puede ser una sustancia pura, homogénea o una mezcla compleja. La longitud de onda en la cual el fotón incidente se absorbe es determinada por la diferencia en los niveles de energía disponibles de las diferentes sustancias presentes en la muestra. Esta es la selectividad de la

espectrometría de absorbancia, la capacidad de generar fuentes de fotones (luz) que son absorbidas sólo por algunos componentes en una muestra. En la espectroscopia de absorción, los fotones absorbidos no son emitidos de nuevo (como en la fluorescencia) sino que la energía que se transfiere al compuesto químico en la absorbancia de un fotón se pierde por medios no radiantes, como la transferencia de energía por calor a otras moléculas<sup>(14)</sup>.

Aunque la intensidad relativa de las líneas de absorción no varía con la concentración, a cualquier longitud de onda dada la absorbancia medida ( $-\log(I/I_0)$ ) es proporcional a la concentración molar de las especies que absorben y el grosor de la muestra por la que la luz pasa. Esto se conoce como ley de Beer-Lambert <sup>(16)</sup>.

El gráfico de la cantidad de radiación absorbida respecto a la longitud de onda para un compuesto particular se conoce como espectro de absorción.

El espectro de absorción normalizado es característico para cada compuesto particular, no cambia con la concentración y es como la "huella digital" química del compuesto. En las longitudes de onda correspondientes a los niveles de energía resonantes de la muestra, se absorben algunos de los fotones incidentes, lo que provoca una caída en la intensidad de transmisión medida y una pendiente en el espectro. El espectro de absorción puede medirse usando un espectrómetro. Conociendo la forma del espectro, la longitud de onda óptica y la cantidad de radiación absorbida, se puede determinar la estructura y la concentración del compuesto.

Los espectros de absorción de luz visible pueden tomarse en cualquier material que sea visiblemente claro. El poliestireno, el cuarzo, y las células de borosilicato (Pyrex), son los materiales más usados.

Para nuestro caso de estudio se utilizara para medir la no-uniformidad de la capa activa de las películas radiocrómicas EBT3.

### **5.7.1 Espectrometría como instrumento analítico**

A menudo es de interés conocer no sólo la composición química de una muestra dada, sino también las concentraciones relativas de varios compuestos de una mezcla. Para hacer esto debe construirse una escala, o curva de calibración, usando varias concentraciones conocidas para cada compuesto de interés. El gráfico que resulta de la concentración respecto a la absorbancia se hace a mano o usando un software de ajuste de curvas apropiado, que usa una fórmula matemática para determinar la concentración en la muestra. La repetición de este proceso para cada compuesto en una muestra da un modelo de varios espectros de absorción que en conjunto reproducen la absorción observada. En el caso de PR se han construido curvas de calibración que están en función de la concentración del polidiacetileno las cuales varían dependiendo de la concentración de este polímero.

En la práctica, el uso de una curva de calibración, más que un solo punto de comparación, reduce la incertidumbre en la medida final por exclusión de la interferencia aleatoria en la preparación de los estándares.

### **5.8 Incertidumbre**

En todo sistema de medida está asociado una incertidumbre, es decir, un rango de error que depende del número de instrumentos de medida que se utilicen. Esta incertidumbre crece a medida que aumentamos el número de variables en nuestra medición.

En dosimetría relativa con PR, nos encontramos con diversas fuentes de incertidumbre durante el proceso de conversión de la respuesta de la película (DO neta) en dosis. Estas fuentes de incertidumbre se pueden dividir en dos grupos <sup>18,19, 20</sup>: Incertidumbre en el proceso de calibración y la incertidumbre en el proceso de medición de la dosis desconocida.

- a) La incertidumbre en el proceso de calibración tiene dos componentes:

-La incertidumbre en la dosis (incertidumbre en el dosímetro de referencia utilizado, en la homogeneidad del haz de referencia, etc.)

-La incertidumbre en la  $DO_{neta}$  medida (incertidumbre estadística en la lectura entre diferentes piezas de PR, la falta de uniformidad en la zona de exploración, etc.).

b) La incertidumbre en el proceso de medición de la dosis desconocida tiene varios componentes:

-La incertidumbre aportada por el escáner o instrumento óptico de medida

-La incertidumbre en la  $DO$  neta medida

-La incertidumbre de las diferencias entre la calibración y el proceso de determinación de la dosis desconocida (las diferencias en el desarrollo post-irradiación, diferencias de temperatura, los cambios a largo plazo en la PR, etc.)

La determinación de la incertidumbre total en la medida de la dosis es fundamental ya que para planes de tratamiento la incertidumbre total no debe de sobrepasar el 5% de la dosis de prescripción, de acuerdo con AAPM TG-42<sup>21</sup> y AAPM TG-45<sup>22</sup>.

## **6. OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS**

### **General**

Estudiar y cuantificar la no uniformidad de la película radiocrómica EBT3 mediante espectroscopia de absorción antes y después de ser irradiadas diferentes dosis.

### **Particulares**

1. Obtener los espectros de absorción para una matriz de 10 x 10 puntos con área de escaneo de 2 cm x 2 cm en 5 películas radiocrómicas EBT3 no irradiadas.
2. Obtener los espectros de absorción para una matriz de 10 x 10 puntos con área de escaneo de 2 cm x 2 cm en las 5 películas radiocrómicas EBT3 después de ser irradiadas a 0.5, 1, 2, 3 y 5 Gy.
3. Comparar los espectros de absorción obtenidos en cada una de las películas radiocrómicas antes y después de ser irradiadas a 0.5, 1, 2, 3 y 5 Gy.
4. Analizar y cuantificar las variaciones en la absorbancia de las películas radiocrómicas EBT3 no irradiadas y las películas radiocrómicas EBT3 irradiadas a diferentes dosis.

## **7. MATERIALES Y EQUIPO**

### **7.1 Películas radiocrómicas GAFCHROMIC EBT3**

Para el desarrollo de este trabajo se utilizaron películas radiocrómicas modelo EBT3 con número de lote Lot# A01171301 y tamaño comercial 20.3 cm x 25.4 cm. Las cuales fueron cortadas en muestras de 2 cm X 2 cm, las cuales fueron almacenadas en sobres opacos y alejadas de la luz.



Figura 8.1 Película Radiocrómica EBT3

## 7.2 Mesas de traslación automáticas thorlabs de 150 mm

Se utilizaron dos mesas de traslación lineal automatizadas de 150mm cuya resolución de movimiento puede alcanzar los 100 nm. Estas mesas pueden ser acopladas para tener rangos de movimiento en 3 dimensiones en los ejes X, Y, Z. En la figura 7.2.1 se muestra una de las mesas individuales y en la figura 7.2.2 se muestra como pueden ser acopladas las mesas para ofrecer un rango de movimiento de 2 dimensiones.



Figura 7.2.1 Mesa de traslación automática thorlabs de 150 mm



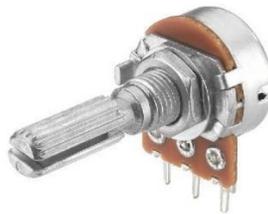
Figura 7.2.2 Mesas de traslación acopladas

### 7.3 Foto detectores de alta velocidad

Se utilizó un fotodetector polarizado de Thorlabs que cuenta con un fotodiodo acoplado de alta velocidad para monitorear la fuente de luz, al sistema de medida se le acoplo un potenciómetro de 50 k $\Omega$ . Para que pudiera ser conectado a una tarjeta de adquisición de datos.



7.3.1. Fotodetector



7.3.2 Potenciómetro de 50 k $\Omega$

### 7.4 Espectrómetro.

Se utilizó un espectrómetro miniatura modelo BLUE-WAVE StellarNet que puede ser utilizado para mediciones en rangos de longitud de onda de 200-1150nm. Cuya electrónica con un digitalizador de alta velocidad de 16 bits permite una rápida adquisición de datos y una señal de ruido de 1000: 1.



Figura 8.4.1 Espectrómetro BLUE-WAVE Stellarnet

## 7.5 Lámpara

Como fuente de luz se utilizó una lámpara de halógeno con filamento tungsteno SL1 Stellarnet debido a que cuenta con una amplia gama espectral que va de 350nm a 2500nm, la cual es adecuada para mediciones de color, reflectancia, transmitancia y absorbancia. También cuenta con un comportamiento uniforme ya que su tiempo de estabilización es de 1 min.



Figura 8.5.1 Lámpara de halógeno Stellarnet

## 7.6 Tarjeta de adquisición de datos

Se utilizó una placa de programación arduino UNO como tarjeta de adquisición de datos para los valores de salida del fotodiodo, monitorear las variaciones de la lámpara y realizar una corrección de ser necesario.



Figura.8.6.1 Placa de programación arduino UNO

## 7.7 Computadora

Para realizar la toma de medidas se utilizó un computador donde se conectaron las mesas de traslación, la tarjeta de adquisición de datos y el espectrómetro.

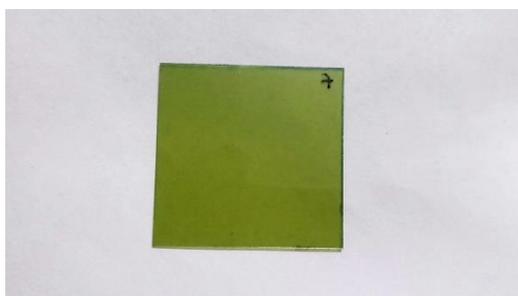


Figura 7.7.1 Computadora

## 8. METODOLOGIA

Para el manejo de las películas radiocrómicas se utilizaron las recomendaciones que marca el manual del fabricante.

1. Las PR EBT3 fueron cortadas a partir de una lámina en secciones de 2 cm x 2 cm; Se enumeraron en la esquina superior derecha con un marcador y se almacenaron en sobres opacos hasta que fueron requeridas.



2. Se realizó un arreglo óptico como el que se muestra en la figura 9.2.1;
  - a) Se acoplaron las mesas de traslación automáticas de tal forma que se logró obtener un movimiento horizontal y vertical.
  - b) Se elaboró un porta muestras como el mostrado en la figura 9.2.2, el cual, se mantiene fijo en la mesa correspondiente al movimiento horizontal, en cuya

zona central superior se puede montar e intercambiar películas de 2cm x 2 cm

- c) Se colocó la lámpara del lado izquierdo del arreglo experimental y en el spot de salida del haz de luz se fijó una mira que focaliza el haz de luz en un punto lo más pequeño posible el cual está alineado con la ventana del porta muestras donde se fija la película radiocrómica. En una rendija de salida que tiene la lámpara se fijó el fotodetector para medir las variaciones que tuviera la luz enviada a la muestra.
- d) Se conectó el cable Bnc de salida de datos del foto detector a la tarjeta arduino uno en los pines analógicos 0 y Gnd.
- e) Del lado derecho del arreglo experimental se alineo y fijó el espectrómetro a 2 mm de distancia de la película radiocrómica, de tal forma que llegara la máxima intensidad de luz al spot de entrada del espectrómetro.
- f) Las mesas, la tarjeta de adquisición de datos y el espectrómetro fueron conectados a los puertos USB del computador donde se registraron las medidas como se explica en el paso 3.

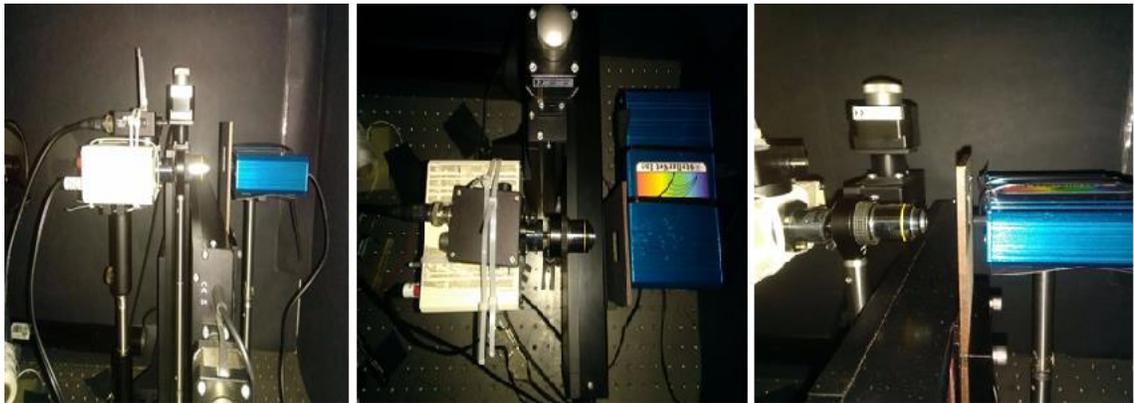


Figura 9.2.1 Arreglo óptico de escaneo de películas EBT3

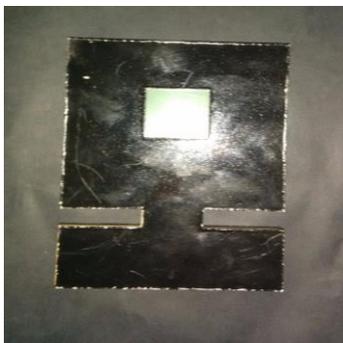


Figura. 9.2.2 Porta muestras para películas radiocrómicas.

3. Se elaboró un programa de escaneo para la película mediante labview, en el cual, se pueden controlar las siguientes variables:
  - a) Distancia entre cada punto a escanear: En nuestro estudio se eligió una resolución de milímetro a milímetro debido a que es el tamaño de las zonas de trabajo en dosimetría de cabeza y cuello.
  - b) El tamaño de la zona que se va a escanear: Se eligió una zona central de la película de un tamaño de  $1 \text{ cm}^2$  es decir  $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$  horizontal y vertical respectivamente, con lo cual, se generó una base de datos de 100 puntos, ya que el movimiento de nuestro sistema es de mm a mm.
  - c) El tiempo de integración del espectrómetro: Debido a la distancia y sensibilidad del espectrómetro se eligió un tiempo de integración de 50 ms para no saturar la señal, pero que es suficientemente intensa para generar señales estables.
  - d) El tiempo que se detiene en cada punto para tomar las medidas: Se puede ajustar el tiempo que se detendrá entre cada punto para realizar las medidas, se eligió un tiempo de espera entre medidas. Este parámetro se puede reducir, pero para evitar vibraciones mecánicas que puedan afectar las medidas se eligió .5 segundos.

Eligiendo este tiempo el tiempo promedio para escanear completamente la película es de 2:30 minutos.

- e) El número de fotodiodos que se puedan colocar: La tarjeta de adquisición de datos tiene la opción de agregar más fotodiodos en caso de ser necesarios, en nuestro caso basta con conectar uno solo que mida las variaciones de la lámpara.
  - f) El número de escaneos: Se puede ajustar el número de escaneos que se le puedan aplicar a la película radiocrómica, en este caso solo se eligieron dos escaneos para evitar dañar o sobreexponer la película a la luz de la lámpara.
  - g) Guardado de los datos: Se puede seleccionar el formato para almacenar los datos, en nuestro caso fue una base de datos con extensión .dat
4. Una vez elegida la configuración inicial, se caracterizó la luz de la lámpara durante 45 min para asegurarnos de que fuera lo suficientemente estable para nuestro estudio.
  5. Ya caracterizada la lámpara se escaneo nuevamente sin película para determinar la intensidad inicial sin la muestra  $I_0$ . Esta medida se tomó 2 minutos antes de colocar la película ya que resultado de la caracterización se determinó que prácticamente se mantiene estable en tiempos de uso de 5 a 45 minutos, es decir no varía significativamente su intensidad.
  6. Se montó la película radiocrómica número 77 en el porta muestras, se procedió al escaneo, y se almacenaron los datos con lo cual se obtuvo la intensidad "I"; Se intercambió la película número 77 para colocar la película número 78, y se repitió el mismo procedimiento, así sucesivamente hasta la película número 80.

7. Una vez guardados los datos de  $I_0$  e  $I$  se realizó el cálculo de la D.O. mediante la ecuación. Esto para las longitudes de onda en el rango de 400 a 800 nm.

$$DO_{\lambda} = \text{Log}_{10} \frac{I_0}{I}$$

8. Una vez escaneadas las películas y determinada la D.O. se procedió a irradiar las películas en el acelerador lineal modelo Novalis con una energía nominal de 6 MV en modo de fotones, propiedad de la Unidad de Radio neurocirugía del INNN (Instituto Nacional de Neurología y Neurociencia). A las dosis de 0.5, 1, 2, 3 y 5 Gy una dosis para cada película en orden ascendente, con un campo de 10 cm<sup>2</sup> para abarcar toda la zona de la película.
9. Una vez irradiadas se dejaron reposar durante un día para evitar efectos de polimerización, posteriormente se volvieron a caracterizar utilizando los pasos 6 y 7.
10. Ya realizada la caracterización se realizó el análisis de la desviación estándar de las películas antes y después de ser irradiadas.

## 9. RESULTADOS Y DISCUSION

### 9.1 Caracterización de la lámpara

En la figura 9.1.1 se muestran las gráficas correspondientes al espectro obtenido por la lámpara utilizada en el arreglo óptico, donde el coeficiente de variación es de 0.0021, lo cual en términos de porcentaje muestra una variación promedio de 0.21 % la cual es menor al 1%. Este sería el grado de incertidumbre aportado por nuestra fuente luminosa.

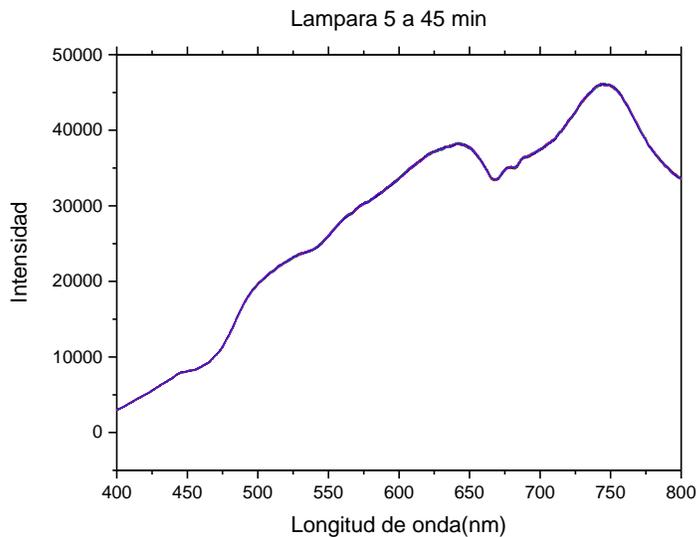


Figura 9.1.1 Espectros de la lámpara de 5 a 45 minutos.

### 9.2.1 Densidad óptica de las películas sin irradiar

Una vez caracterizada la lámpara se determinó que es lo suficientemente estable como para realizar las medidas de los espectros de absorción y calcular la DO de las películas sin irradiar. En la figura 9.2.1 Se muestra el valor promedio de la densidad óptica de las 5 películas con su respectiva barra de error.

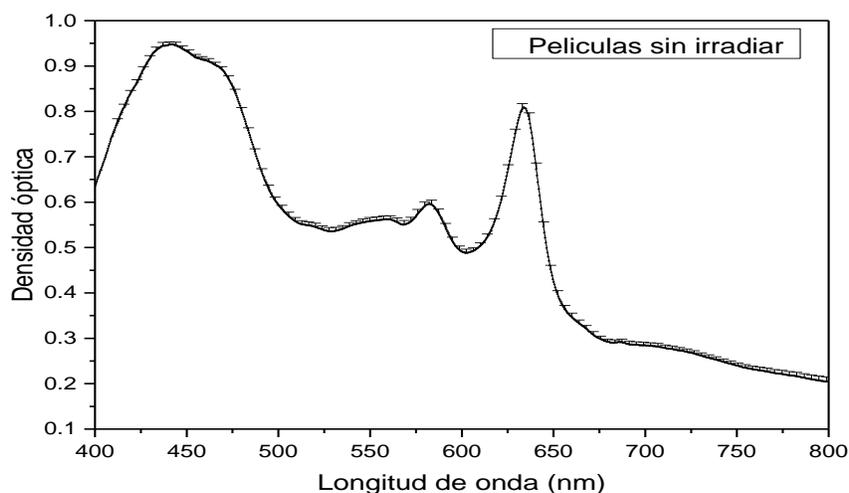


Figura 9.2.1 Películas sin irradiar

### 9.2.2 Desviación estándar de las películas sin irradiar

En la figura 9.2.2 se muestra la desviación estándar correspondiente a cada longitud de onda de las 5 películas sin irradiar, en esta caso se resaltó el rango de 600 y 700 nm ya que es el correspondiente al canal rojo que se utiliza para dosis bajas. El espectro de absorción de las PR EBT3 muestra su banda de absorción característica alrededor de 636 nm <sup>(23,24)</sup>, esta longitud de onda la PR EBT3 presenta mayor sensibilidad para dosis menores a 8 Gy, aproximadamente <sup>(23, 25)</sup>.

Esta es la razón por la cual se recomienda utilizar un sistema óptico que trabaje cerca de los 636 nm para leer las PR EBT3 <sup>[24, 26]</sup>:

- Escáner: 600-700 nm
- Láser rojo: 633 nm
- Espectrofotómetro operando a 636 nm.

Si la PR EBT3 fuera uniforme, los espectros de absorción medidos para los 5 puntos deberían superponerse. Este fenómeno ya ha sido observado y se ha atribuido a la **falta de uniformidad en la capa activa** de la película <sup>(27)</sup>.

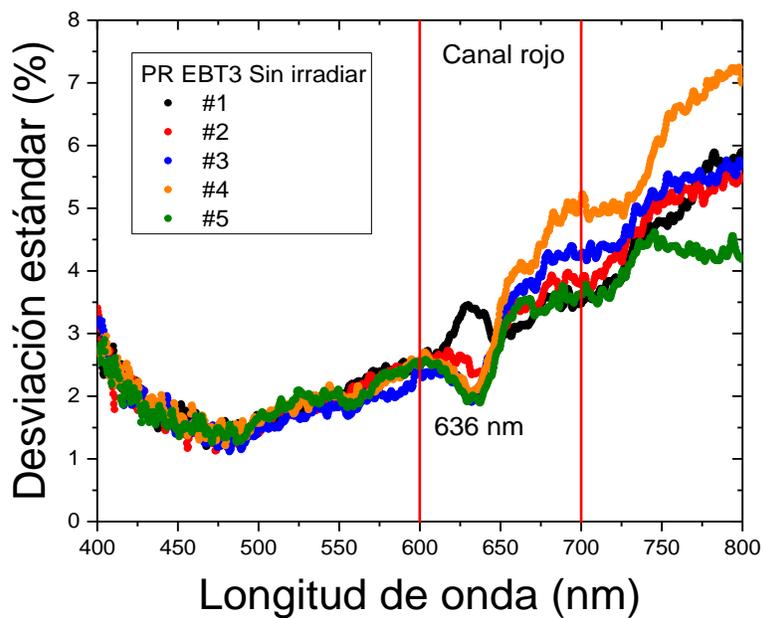


Figura 9.2.2 Desviación estandar de las películas EBT3 sin irradiar

### 9.3.1 Películas irradiadas a diferentes dosis

En la figura 9.3.1 se muestra la densidad óptica de las 5 películas irradiadas a las dosis de 0.5, 1, 2, 3 y 5 Gy.

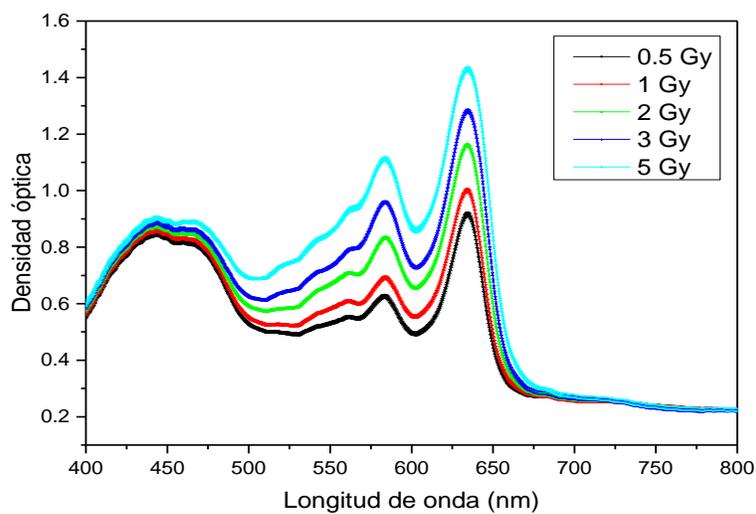


Figura 9.3.1 Películas irradiadas de 0.5 a 5 Gy

### 9.3.2 Desviación estándar de las películas irradiadas

En la figura 9.3.2 se muestra la desviación estándar correspondiente a las películas irradiadas de 0.5 a 5 Gy, en cada punto de las longitudes de onda, resaltando el canal rojo que va de 600 a 700 nm.

Como se mencionó anteriormente, la falta de uniformidad de las PR EBT3 no presentan un comportamiento definido, esto se muestra en la figura 9.2.2

Tampoco se observa una dependencia de la falta de uniformidad en la capa activa de la PR EBT3 con la dosis de irradiación, como lo muestra la figura 9.3.2

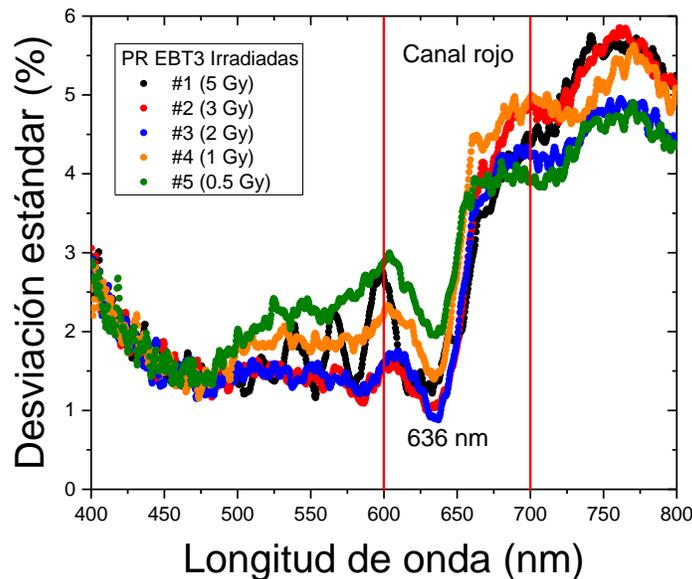


Figura 9.3.2 Desviación estándar de las películas irradiadas

### 9.4 Espectros de absorción de las PR EBT3

A continuación se muestra una comparativa entre resultados obtenidos mediante el espectrofotómetro empleando el método de estudio propuesto con el espectrofotómetro y resultados reportados anteriormente utilizando un sistema de lectura de cama plana. En la figura 9.4.1 se muestran los resultados obtenidos por el sistema donde se emplea el espectrofotómetro, se determinó que hubo una falta de uniformidad en la capa activa de la PR EBT3, correspondiente a  $\Delta DO_{\text{neto}} \leq$

5.5%, mientras que usando el escáner de cama plana hubo una falta de uniformidad en la capa activa de la PR EBT3 correspondiente a  $\Delta DO_{\text{neta}} \leq 10\%$ <sup>(23)</sup> (figura 9.4.2)

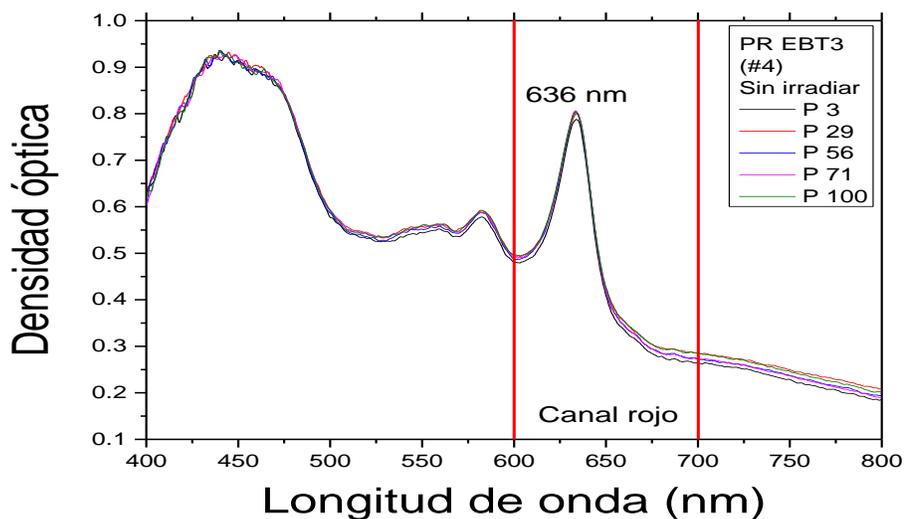


Figura. 9.4.1 Espectro de absorción neta de las PR EBT3 sin irradiar

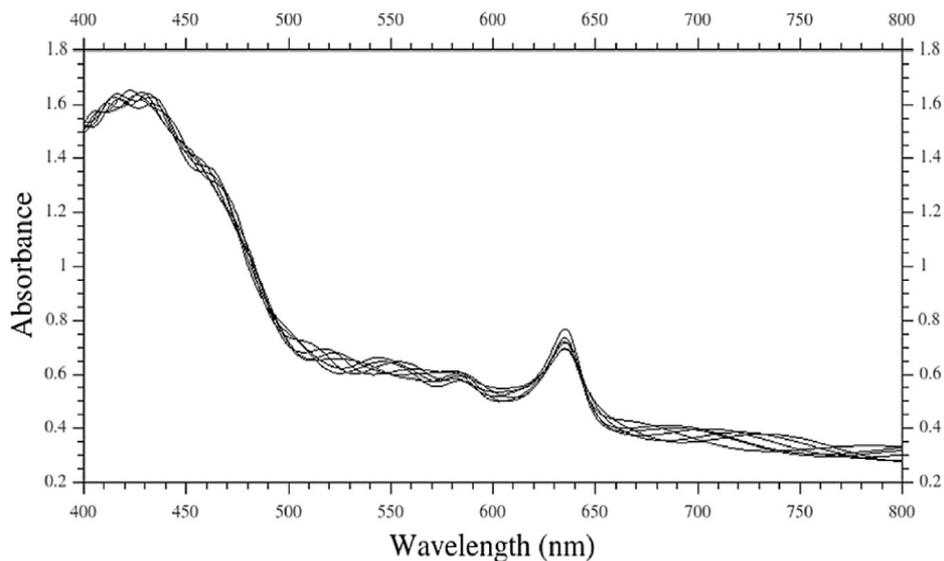


Fig. 3. Absorption spectra of six different non-irradiated EBT3 radiochromic films pieces.

Figura 9.4.2 Lectura de películas mediante escáner de cama plana

## 9.5 Falta de uniformidad de las películas EBT3

La falta de uniformidad en la capa activa de la película radiocrómica no tiene un comportamiento definido, sin embargo, en el intervalo de interés dosimétrico (de 600 a 700 nm) la falta de uniformidad disminuye de 2.6% a 600 nm hasta 2.1% en 632 nm, después de este punto empieza a aumentar hasta 5.2% en 700 nm, para la PR EBT3 sin irradiar. En el grafico 9.5.1 se muestra el porcentaje de desviación estándar correspondiente a cada longitud de onda; en el grafico 9.5.2 se muestra como varia la uniformidad de la capa activa después de ser irradiada a 1 Gy.

Se observa que la falta de uniformidad para las PR EBT3 irradiadas tiene un comportamiento similar que en la PR EBT3 sin irradiar, disminuye de 2.2 a 1.4% entre 600 y 634 nm, en este punto se observa un aumento hasta llegar a 5% en 700 nm.

Se puede observar que la falta de uniformidad en la capa activa e la PR EBT3 es menor cuando esta es irradiada, esto se puede atribuir a que un campo de radiación homogénea tiende a producir una densidad de polímeros homogénea; Sin embargo, por naturaleza, la capa activa presenta una falta de uniformidad mostrada por los valores de la desviación estándar en las PR EBT3 irradiadas.

Hemos visto que la falta de uniformidad en la PR EBT3 ha sido estudiada y reportada en trabajos anteriores, en los que se utiliza un escáner para la lectura de las PR:

- León-Marroquín et al.<sup>(26)</sup> reportaron una falta de uniformidad en el sistema PR EBT3 – escáner del 0.3% para el canal rojo y,
- Casanova-Borca et al. <sup>(25)</sup> encuentran una falta de uniformidad menor al 1%.

Cabe mencionar que con el escáner obtenemos la densidad óptica promedio en la región de interés que estamos estudiando; mientras que el espectrofotómetro nos da información puntual. Además, el espectrofotómetro es el sistema óptico con mayor sensibilidad debido a que toma valores de la densidad óptica en la banda de absorción de las PR EBT3 (636 nm).

Por lo tanto, el espectrofotómetro es más sensible a la falta de uniformidad en la capa activa de las PR EBT3 proporcionando valores más apegados a la realidad de este fenómeno.

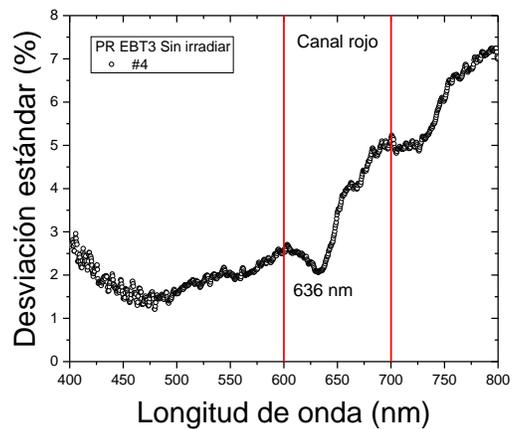


Figura 9.5.1 Falta de uniformidad en la capa activa de las PR EBT3 sin irradiar.

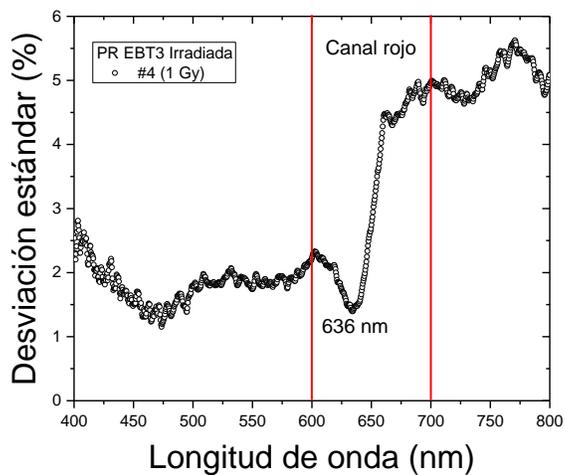


Figura 9.5.2 Falta de uniformidad en la capa activa de las PR EBT3 irradiadas

## 10. CONCLUSIONES

Las PR EBT3 presentan una falta de uniformidad en su capa activa que llega a ser de un 2.2% antes de ser irradiadas, este fenómeno de no uniformidad de las PR EBT3 se atenúa después de irradiar las películas disminuyendo hasta un 1.4% en la zona de interés dosimétrico correspondiente al canal rojo de 636 nm.

Se puede observar que la falta de uniformidad en la capa activa de la PR EBT3 es menor cuando esta es irradiada, esto se puede atribuir a que un campo de radiación homogénea tiende a producir una densidad de polímeros homogénea.

El espectrofotómetro es más sensible a la falta de uniformidad en la capa activa de las PR EBT3 proporcionando valores más apegados a la realidad de este fenómeno.

La falta de uniformidad que presenta la capa activa de las PR EBT3 debe considerarse en la determinación de la dosis, ya que en un tratamiento convencional de radioterapia la incertidumbre total debe ser menor al 5% <sup>(28)</sup> y en uno de radiocirugía menor al 2% <sup>(29)</sup>.

## 11. BIBLIOGRAFÍA

- 1.- C. Huet, S. Dagois, S. Derreumaux, F. Trompier, C. Chenaf, I. Robbes (2011). "Characterization and optimization of EBT2 radiochromic films dosimetry system for precise measurements of output factors in small fields used in radiotherapy"
- 2.- Martin J. Butson, Peter K.N. Yua, Tsang Cheunga, Peter Metcalfeb (2003) "Radiochromic film for medical radiation dosimetry"
- 3.- Andre Micke, David F. Lewis, and Xiang Yu (2011). Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction, International Specialty Products, 1361 Alps Road, Wayne, New Jersey 07470
- 4.- Ralf Dreindl, Dietmar Georg, MarkusStock, "Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films"

5.- DavideCusumano,M.Sc., Maria L.Fumagalli,M.Sc., MarcelloMarchetti,M.D., Laura Fariselli,M.D., and ElenaDeMartin,M.Sc.”Dosimetric verification of stereotactic radiosurgery/stereotactic radiotherapy dose distributions using GafchromicEBT3 “

6.-Cember, Introduction to health physics.

7.- Illustration of the operating principle of a linear accelerator. (From Brobeck WM.Particle Accelerator

8.- Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry

9.- GAFCHROMIC™ EBT3 Dosimetry Film

10.- M. A. Stevens, J. R. Turner, R. H. Hugtenburg and P. H. Butler,“High resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner,” Phys. Med. Biol.41, 2357–2365 (1996).

11.- Efficient Protocols for Accurate Radiochromic Film Calibration and Dosimetry

12. - S.G. Ju, Y.C. Ahn, S.J. Huh, I.J. Yeo, Med. Phys. 29 (2002) 351.

13.- C. Danciu, B.S. Proimos, J.C. Rosenwald, B.J. Mijnheer, Med. Phys. 28 (2001) 966.

14.- [http://www.espectrometria.com/espectrometra\\_de\\_absorcin](http://www.espectrometria.com/espectrometra_de_absorcin)

15.- <http://www.stellarnet.us/wp-content/uploads/StellarNet-BLUE-Wave-SPEC.pdf>

16.- Santiago Gómez Ruiz, Isabel Sierra Alonso. Analisis Instrumental, Volume 1,pag 47

17.- Devic S. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. *Phys Med.* 2011;27:122–34

18.- Van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic (TM) EBT film of a 6 MV photon beam in water: what level is achievable?. *Med Phys.* 2008;35:704-716.

19.- Sarfehnia A, Kawrakow I, Seuntjens J. Direct measurement of absorbed dose to water in HDR Ir-192 brachytherapy: water calorimetry, ionization chamber, GafChromic film, and TG-43. *Med Phys.* 2010;37:1924-1932.

20.- Schulz RJ, Almond PR, Cunningham JR, Holt JG, Loevinger R, Suntharalingam N, et al. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, AAPM TG 21 *Med Phys.* 1983;10(6):741-771.

21.- Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, Van de Geijn J, Weinhaus MS. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med Phys.* 1994;21(7): 1093–1121.

22.- American Association of Physicists in Medicine. Stereotactic Radiosurgery. Woodbury, NY: American Institute of Physics; 1995. Report No. 54 Task Group 42

23.- E.Y. Leon-Marroquín et al./*Radiation Measurements* 89 (2016) 82-88.

24.- Devic et al.(2015), “Correcting scan-to-scan response variability for a radiochromic film-based reference dosimetry system”

25.- Casanova-Borca et al (2013), “Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification”.

26.- E.Y.Leon-Marroquin et al (2017) "Analysis of the absorption spectra of EBT2 and EBT3 radiochromic films"

27.-Devic et al (2005) "Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner."

28.- Andreo P and Morales J. (2000) "Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density"

29.-Niroomand-Rad "Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55"