



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MÉXICO

INSTITUTO NACIONAL DE  
INVESTIGACIONES NUCLEARES



INNN

FACULTAD DE MEDICINA

*Fotodegradación inducida por dos  
sistemas ópticos de lectura en tres tipos de  
películas radiocrómicas y su contribución a  
la incertidumbre total en la determinación de  
la dosis absorbida*

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

P R E S E N T A

*Jadhiel Dan Tetlalmatzi Cruz*

**Comité de Tutores:** Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López  
Dra. en C. Olivia Amanda García Garduño  
Dr. en C.S Gerardo Jiménez Aviles



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2023

Este trabajo se realizó en el

Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos

Facultad de Medicina

Universidad Autónoma del Estado de México

y

Laboratorio de Física Médica y Unidad de Radioneurocirugía Instituto Nacional de

Neurología y Neurocirugía

“Manuel Velasco Suárez”

## **Agradecimientos Institucionales**

A la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMex), por su apoyo con la Beca de Escolaridad y la Beca de Movilidad Nacional.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por su apoyo con la Beca Nacional.

Al Laboratorio de Física Médica y Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”, por su importante participación en este proyecto.

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Contenido</b>   |           |
| Resumen.....   | 8         |
| Abstract .....   | 9         |
| Abreviaturas.....  | 10        |
| Índice de figuras.....   | 11        |
| Indice de tablas .....   | 14        |
| <b>1 CAPITULO. INTRODUCCION.....</b>                                 | <b>15</b> |
| <b>2 CAPITULO. ESTADO DEL ARTE .....</b>                             | <b>17</b> |
| <b>2.1 Pregunta de investigación.....</b>                            | <b>17</b> |
| <b>2.2 Hipótesis .....</b>   | <b>17</b> |
| <b>2.3 Objetivos.....</b>  | <b>18</b> |
| 2.3.1 General .....  | 18        |
| 2.3.2 Específicos .....  | 18        |
| <b>3 CAPITULO. MARCO TEORICO .....</b>                               | <b>18</b> |
| <b>3.1 Acelerador lineal .....</b>                                   | <b>18</b> |
| <b>3.2 Películas radiocrómicas.....</b>                              | <b>20</b> |
| <b>3.3 Características generales .....</b>                           | <b>21</b> |
| 3.3.1 Películas radiocrómicas Gafchromic EBT3.....                   | 21        |
| 3.3.2 Películas radiocrómicas Gafchromic EBT XD .....                | 23        |
| 3.3.3 Películas radiocromicas Gafchromic MD V3.....                  | 23        |
| 3.3.4 Manejo de las películas radiocrómicas.....                     | 24        |
| <b>3.4 Sistemas ópticos.....</b>                                     | <b>25</b> |
| 3.4.1 Escáner.....   | 26        |
| 3.4.2 Láser de He-Ne .....   | 27        |
| <b>3.5 Densidad óptica.....</b>                                      | <b>28</b> |
| <b>3.6 Degradación de los polímeros .....</b>                        | <b>28</b> |
| 3.6.1 Fotodegradación.....   | 29        |
| <b>3.7 Incertidumbre total en la determinación de la dosis .....</b> | <b>29</b> |
| <b>4 CAPITULO. METODOLOGÍA .....</b>                                 | <b>30</b> |
| <b>4.1 Diseño del estudio.....</b>                                   | <b>30</b> |
| <b>4.2 Universo y Muestra.....</b>                                   | <b>30</b> |

|              |   |    |
|--------------|---|----|
| <b>4.3</b>   | <b>Procedimientos</b> .....   | 30 |
| <b>4.3.1</b> | Uso, manejo y almacenamiento de las películas.....                    | 31 |
| 4.3.2        | Irradiación de las muestras .....                                     | 32 |
| 4.3.3        | Medición de la densidad óptica neta con el escáner de cama plana..... | 33 |
| 4.3.4        | Medición de la densidad óptica neta con Láser He-Ne.....              | 36 |
| <b>5</b>     | <b>CAPITULO. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b> .....                         | 39 |
| <b>6</b>     | <b>CAPITULO. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO</b> .....                  | 46 |
| <b>7</b>     | <b>CAPITULO. REFERENCIAS</b> .....                                    | 47 |
| <b>8</b>     | <b>Anexos</b> .....   | 50 |

## Resumen

Las películas radiocrómicas han brindado una opción muy fiable para la realización de la dosimetría en protocolos de calidad que garanticen la impartición de dosis indicada en equipos de radiocirugía o radioterapia, sin embargo, estas aún cuentan con múltiples variables que pueden afectar a su respuesta y rendimiento. El objetivo de esta tesis es mostrar la presencia de fotodegradación inducida por el sistema óptico de lectura en diferentes tipos de películas radiocrómicas que pueda afectar directamente a la incertidumbre total en la determinación de dosis, minimizando su contribución; también, determinar dónde existe mayor fotodegradación respecto al escáner de cama plana o en láseres de He-Ne. Los tres modelos de películas radiocrómicas empleados en este trabajo son: EBT3, EBT XD y MD-V3.

Los datos se procesarán a partir de la medición del valor de pixel obtenido de un escáner de cama plana en modo de transmisión al digitalizar cada muestra de película radiocrómica irradiada y no irradiada, obteniendo la densidad óptica neta variable que está en función, entre otros parámetros, de las administradas por un acelerador lineal y del número de lecturas realizadas en el sistema óptico.

Así como para el escáner, se realizará el análisis de la película radiocrómica con dos láseres de helio-neón, con longitudes de onda de 543 y 633 nm, respectivamente, que permitirán el cálculo de la densidad óptica neta mediante los voltajes arrojados por un fotodiodo (de silicio) que forma parte del sistema óptico esto permitirá realizar una comparación entre las densidades ópticas netas obtenidas de los sistemas ópticos y se calculará la incertidumbre generada por cada lectura y digitalizador utilizado.

## **Abstract**

Radiochromic films have provided a very reliable option for the performance of dosimetry in quality protocols that guarantee the delivery of the indicated dose in radiosurgery or radiotherapy equipment, however, these still have multiple variables that can affect their response and performance. The objective of this thesis is to show the presence of photodegradation induced by the optical reading system in different types of radiochromic films that can directly affect the total uncertainty in the dose determination, minimizing its contribution; also, to determine where there is greater photodegradation with respect to the flatbed scanner or He-Ne lasers. The three radiochromic film models employed in this work are: EBT3, EBT XD and MD-V3.

The data will be processed from the measurement of the pixel value obtained from a flat bed scanner in transmission mode when digitizing each sample of irradiated and non-irradiated radiochromic film, obtaining the variable net optical density which is a function, among other parameters, of those administered by a linear accelerator and the number of readings made in the optical system.

As well as for the scanner, the analysis of the radiochromic film will be performed with two helium-neon lasers, with wavelengths of 543 and 633 nm, respectively, which will allow the calculation of the net optical density by means of the voltages thrown by a photodiode (silicon) that is part of the optical system. This will allow a comparison between the net optical densities obtained from the optical systems and the uncertainty generated by each reading and digitizer used will be calculated.

## Abreviaturas

**$DO_{neta}$** . Densidad óptica neta.

**SO**. Sistema óptico.

**PR**. Película radiocrómica.

**RT**. Radioterapia.

**SRS**. Radiocirugía estereotáctica.

**CCD**. Dispositivo de carga acoplada.

**He-Ne**. Helio-Neon.

**AAMP TG**. Asociación de físicos médicos en medicina, tarea de grupo.

**UV**. Ultravioleta.

**MeV**. Megaelectrónvolts.

**KeV**. Kiloelectrónvolts.

**Linac**. Acelerador lineal.

**PPP**. Pixeles por pulgada.

**Mm**. Milímetros.

**Nm**. Nanómetros.

**Cm**. Centímetros.

**LiPCDA**. Sal de litio del ácido pentacosa-10,12-diinoico.

**SSD**. Distancia fuente-superficie.

**UM**. Unidad monitor.

**$\mu\text{m}$** . Micrómetro.

**LED**. Diodo emisor de luz.

**Gy**. Gray.

## Índice de figuras

|   |    |
|---|----|
| Figura 3.1. Esquema de los principales componentes del acelerador lineal (14).....  | 20 |
| Figura 3.2. Película radiocrómica Gafchromic EBT3.....  | 21 |
| Figura 3.3. Estructura de la PR EBT3 (21). ....   | 22 |
| Figura 3.4.Estructura química de a) monómeros de diacetileno; b) polímeros tras la exposición a la radiación ionizante (16). ....   | 22 |
| Figura 3.5. Estructura de la PR EBT XD (23).....  | 23 |
| La estructura de la PR es similar a los otros dos modelos, EBT3 y EB XD, teniendo diferencia en el espesor de su capa activa, manejando tan solo 10 $\mu\text{m}$ y sustratos de 125 $\mu\text{m}$ de espesor (Figura 3.6) (24). ....   | 24 |
| Figura 3.7. Estructura de la PR MD V3. (24). ....   | 24 |
| Figura 3.8. Escáner Epson 11000XL. ....   | 27 |
| Figura 3.9. Medida de la densidad óptica neta de una PR en interacción a una fuente de luz.....   | 27 |
| Este trabajo se llevó a cabo utilizando películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 (Figura 4.1), Gafchromic EBT XD (Ashland Specialty Ingredients, NJ, USA) de tamaño comercial 20.3 cm x 25.4 cm (Figura 4.4), y Gafchromic MD V3 (Ashland Specialty Ingredients, NJ, USA) de 12.7 cm x 12.7 cm (Figura 4.5). Las películas radiocrómicas se pueden recortar en fragmentos más pequeños mientras se mantengan todas sus características, siempre que se sigan las normas de uso y manejo adecuadas. Para todos los experimentos realizados, se extrajeron muestras cuadradas de 2 cm x 2 cm de cada modelo (Figura 4.2) ..... | 30 |
| Figura 4.3. Muestras de PR de tamaño de 2 cm x 2 cm. ....   | 31 |
| Figura 4.4. PR Gafchromic EBT3. ....  | 31 |
| Figura 4.5. PR Gafchromic EBT XD.....   | 31 |
| Figura 4.6. PR Gafchromic MD V3. ....   | 31 |
| Figura 4.7. Irradiación de muestras de PR en el acelerador Varian. ....   | 33 |
| Para el primer sistema de lectura óptica, se utilizó el escáner de cama plana Epson 11000XL (Figura 4.8). Se realizaron un total de 20 lecturas para cada muestra y cada  |    |

|  |    |
|--|----|
| modelo, reservando tres muestras de cada dosis y cada modelo para su posterior lectura en el segundo sistema de lectura óptica.....  | 33 |
| Figura 4.9. Lectura de muestras de PR en el escáner Epson 11000XL. ....  | 34 |
| Figura 4.10. Programa ImageJ (V1.2) procesando las lecturas de las muestras PR. ....   | 35 |
| Figura 4.11. Sistema óptico de lectura láser montado.....  | 37 |
| Los filtros utilizados fueron de la marca ThorLabs del kit Absorptive ND Filter Kits, modelo NEK01 y número de serie TP01611228 (Figura 4.12). Estos filtros se utilizaron en las siguientes muestras según el modelo: ..... | 38 |
| Figura 4.13. Filtros ThorLabs Absorptive ND Filter Kits, modelo NEK01 y número de serie TP01611228.....  | 39 |
| Figura 5.1. Comportamiento de la DOneta respecto al número de lecturas realizadas en cada muestra PR EBT3 de diferentes dosis. ....  | 40 |
| Figura 5.2. Comportamiento de la DOneta respecto al número de lecturas realizadas en cada muestra PR EBT XD de diferentes dosis. ....  | 40 |
| Figura 5.3. Comportamiento de la DOneta respecto al número de lecturas realizadas en cada muestra PR MD V3 de diferentes dosis. ....   | 41 |
| Figura 5.4. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 minuto de interacción con el láser de 633 nm para la EBT3 a diferentes dosis. ....  | 41 |
| Figura 5.5. Figura 5.4. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 minuto de interacción con el láser de 633 nm para la EBT XD a diferentes dosis.....   | 42 |
| Figura 5.6. Figura 5.4. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 minuto de interacción con el láser de 633 nm para la MD V3 a diferentes dosis. ....   | 42 |
| Figura 5.7. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 2 minutos de interacción con el láser de 543 nm para la EBT3 a diferentes dosis. ....   | 43 |
| Figura 5.8. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 2 minutos de interacción con el láser de 543 nm para la EBT XD a diferentes dosis.....  | 44 |
| Figura 5.9. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 2 minutos de interacción con el láser de 543 nm para la MD V3 a diferentes dosis. ....  | 44 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 5.10. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 hora de interacción con el láser de 543 nm para los modelos EBT3, EBT XD y MD V3 para las dosis más altas usadas. .... | 45 |
| Figura 5.11. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 hora de interacción con el láser de 543 nm para los modelos EBT3, EBT XD y MD V3 para las muestras sin irradiar. ....  | 45 |
| Figura 8.1. Constancia de participación en el III Congreso de Ingeniería y Física Aplicada a la Biomedicina (CIFAB).....   | 50 |

## **Indice de tablas**

|   |    |
|---|----|
| Tabla 5.1. Desviación estándar de cada muestra para EBT3.....   | 40 |
| Tabla 5.2. Desviación estándar de cada muestra para EBT XD..... | 40 |
| Tabla 5.3. Desviación estándar de cada muestra para MD V3.....  | 41 |

## 1 CAPITULO. INTRODUCCION

La teleterapia es una modalidad de la radioterapia (RT), en donde por medio de un equipo externo se irradia a distancia de un volumen determinado con partículas cargadas o radiación ionizante controlada (1). Un caso particular es la radiocirugía estereotáctica (SRS), que permite la administración de altas dosis de forma precisa a volúmenes reducidos, minimizando la dosis en tejido sano adyacente, por lo que requiere de pocas sesiones de tratamiento y es de carácter ambulatorio (2). Sin embargo, debido a las altas energías usadas, se requieren comisionamientos y pruebas de calidad más precisos que otros, por lo que la elección del dosímetro adecuado juega un papel muy importante para la realización de dichos protocolos que garanticen el éxito en el tratamiento y la salud del paciente (3).

En el mercado existe gran variedad de dosímetros que, dependiendo de sus características serán, más usados en ciertos procedimientos. En este sentido toman relevancia las películas radiocrómicas (PR) (4), las cuales cambian de coloración al interactuar con la radiación ionizante y alteran su densidad óptica neta la cual permite relacionarla a la dosis absorbida (5). Las películas radiocrómicas gozas de características tales como: independencia de la energía y la tasa de dosis, equivalencia a tejido, poca sensibilidad a la radiación ultravioleta, fácil manejo, tolerancia al agua, alta resolución espacial y permiten realizar dosimetría bidimensional, propiedades que las ponen en ventaja frente a otros dosímetros en radiocirugía, convirtiéndolas en una excelente opción(6).

Las películas radiocrómicas EBT3, MD V3 y EBT XD han sido de las más usadas en los últimos años, pues presentan algunas ventajas respecto a modelos anteriores, tales como el diseño simétrico que permite eliminar su dependencia con la cara de escaneo (7), la implementación de poliéster mate que evita la formación de anillos de Newton, con lo cual permite tener mayor precisión, y una capa activa amarilla que disminuye la sensibilidad a la luz ultravioleta (UV).

La adquisición de la dosis absorbida de la PR se lleva a cabo con el uso de un sistema óptico (SO) de lectura que mide la densidad óptica neta mediante la dependencia de radiación-ennegrecimiento existente en la película. Un SO se constituye de una fuente de haz

luminosa y un detector que recibe la luz transmitida del medio (8), por lo que existen muchos dispositivos de lectura. Algunos de los más usados son los escáneres de cama plana con fuente de luz fluorescente de espectro de emisión ancho y dispositivo de carga acoplada (CCD, Charge Coupled Device), también se pueden usar láseres helio-neón (He-Ne) de diferentes longitudes de onda (9).

En la dosimetría que se realiza con PR se deben contemplar y cuantificar las incertidumbres que afectan a la incertidumbre total en la determinación de dosis con el fin de minimizar su contribución (10). En este caso, existe una fotodegradación inducida por el sistema óptico de lectura de la PR debido a su constitución polimérica que afectará la obtención de dosis, por lo que también debe tomarse en cuenta, pues esta incertidumbre generada por la fotodegradación será influenciada por el tipo de fuente lumínica, la dosis administrada y las veces que se dé lectura, donde la incertidumbre total en la adquisición de la dosis debe ser menor del 5% para RT según la AAPM TG-42 y AAPM TG-45, sin embargo, dado que no existen trabajos previos que analicen la presencia de fotodegradación en películas radiocrómicas, este trabajo analizará si es generada por los sistemas ópticos de lectura así como su posible contribución a la incertidumbre total de la dosis absorbida.

### **Planteamiento del problema**

Para realizar una dosimetría completa de las películas radiocrómicas (PR), es esencial analizar la PR con algún sistema óptico (SO) para obtener la relación dosis-respuesta ( $DO_{neta}$ ). Este proceso implica un cambio de color a negro posterior a la irradiación, indicando la modificación de la densidad óptica neta ( $DO_{neta}$ ) y permitiendo cuantificar la dosis absorbida durante la administración de un tratamiento.

Aunque hay varios sistemas ópticos para medir la respuesta ( $DO_{neta}$ ) de las PR, los más frecuentemente 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). Alternativamente, se puede emplear un láser de Helio-Neón (He-Ne) con banda de emisión en 632.8 nm (rojo) y 543 nm (azul).

En el proceso de lectura de los dosímetros, tal es el caso de la PR para la obtención de la  $DO_{neta}$ , existen múltiples incertidumbres intrínsecas al dispositivo. Una posible incertidumbre debida de la diferencia entre la calibración y el proceso de determinación de la dosis desconocida se puede originar debido a la variación en el valor de la  $DO_{neta}$  de la PR por la fotodegradación inducida por los sistemas ópticos de lectura. Por lo anterior es fundamental evaluar el grado de fotodegradación de la PR durante el proceso de lectura y su contribución a la incertidumbre total en la determinación de la dosis.

## **2 CAPITULO. ESTADO DEL ARTE**

La radiocirugía puede ser usada como un tratamiento único o adyuvante en el tratamiento de cáncer en el área de cuello y cabeza que, mediante la inmovilización total de la cabeza y la planificación computarizada tridimensional administra dosis con precisión submilimétrica empleando campos pequeños de radiación (11). También puede presentar gradientes altos en tasa de dosis y equilibrio electrónico lateral bajo en el área (12), lo cual hace necesaria la aplicación de programas de calidad más rigurosos y exactos que permitan garantizar el éxito en el tratamiento, así como la salud del paciente (5).

### **2.1 Pregunta de investigación**

¿Se puede inducir fotodegradación en las películas radiocrómicas EBT3, EBT XD y MD-V3 mediante los sistemas ópticos de lectura (escáner de cama plana y láser de He-Ne) de tal manera que contribuya de forma importante a la incertidumbre total en la determinación de la dosis?

### **2.2 Hipótesis**

Los sistemas ópticos de lectura (escáner de cama plana y láser de He-Ne) modifican la respuesta (valor de la  $DO_{neta}$ ) de las películas radiocrómicas EBT3, EBT XD y MD-V3 debido a su fotodegradación inducida por la fuente de luz de dichos sistemas, contribuyendo de forma importante a la incertidumbre total en la determinación de la dosis.

## **2.3 Objetivos**

### **2.3.1 General**

Evaluar la fotodegradación de las películas EBT3, EBT XD y MD-V3 debido al número de lecturas usando dos sistemas ópticos y su contribución a la incertidumbre total en la determinación de la dosis.

### **2.3.2 Específicos**

- 1.- Medir la respuesta óptica ( $DO_{neta}$ ) de películas EBT3, EBT XD y MD-V3 no irradiadas como función del número de lecturas usando un escáner de cama plana.
- 2.- Medir la respuesta óptica ( $DO_{neta}$ ) de películas EBT3, EBT XD y MD-V3 no irradiadas como función del número de lecturas usando un láser de He-Ne.
- 3.- Medir la respuesta óptica ( $DO_{neta}$ ) de películas EBT3, EBT XD y MD-V3 irradiadas con rayos X de 6 MV a diferentes dosis como función del número de lecturas usando un escáner de cama plana.
- 4.- Medir la respuesta óptica ( $DO_{neta}$ ) de películas EBT3, EBT XD y MD-V3 irradiadas con rayos X de 6 MV a diferentes dosis como función del número de lecturas usando un láser de He-Ne.
- 5.- Evaluar la fotodegradación en cada uno de los casos (escáner y láser) como función de la dosis y el número de lecturas.
- 6.- Evaluar la incertidumbre total en la determinación de la dosis usando ambos sistemas ópticos de lectura.

## **3 CAPITULO. MARCO TEORICO**

### **3.1 Acelerador lineal**

Los aceleradores lineales (linac, linear Accelerator) son un sistema que permite generar electrones o rayos X de altas energías para su uso con fines radioterapéuticos a patologías como el cáncer (13).

El funcionamiento básico de un linac consiste en el suministro de corriente directa a los distintos componentes del equipo como el klistrón o magnetrón y al cañón de electrones. Mientras el cañón produce electrones de alta velocidad por medio de emisión termoiónica al tubo acelerador, el klistrón también envía microondas a este tubo con el fin de proporcionar energía a los electrones acelerados que irán de los KeV hasta los MeV y posteriormente serán seleccionados de forma en que solo queden los electrones con la energía requerida. Para obtener haces de electrones, simplemente basta con pasar los electrones discriminados hacia un blanco de bajo número atómico y el dispersor genere haces monoenergéticos, por otra parte, si solo se requieren haces de fotones, los electrones colisionaran hacia el blanco (cuyo número atómico debe ser alto) como el tungsteno que permita obtener rayos X de frenado de altas energías. Por último, los haces obtenidos, ya sean de fotones o electrones, serán moldeados conforme a la geometría requerida para irradiación del volumen deseado (14)(Figura 3.1).

Comúnmente, para radiocirugía (RC) se usan energías que van de los 4 a los 10 MeV, lo que permite al equipo rotar entorno a un punto el cual está dentro del paciente (volumen a tratar) (15).

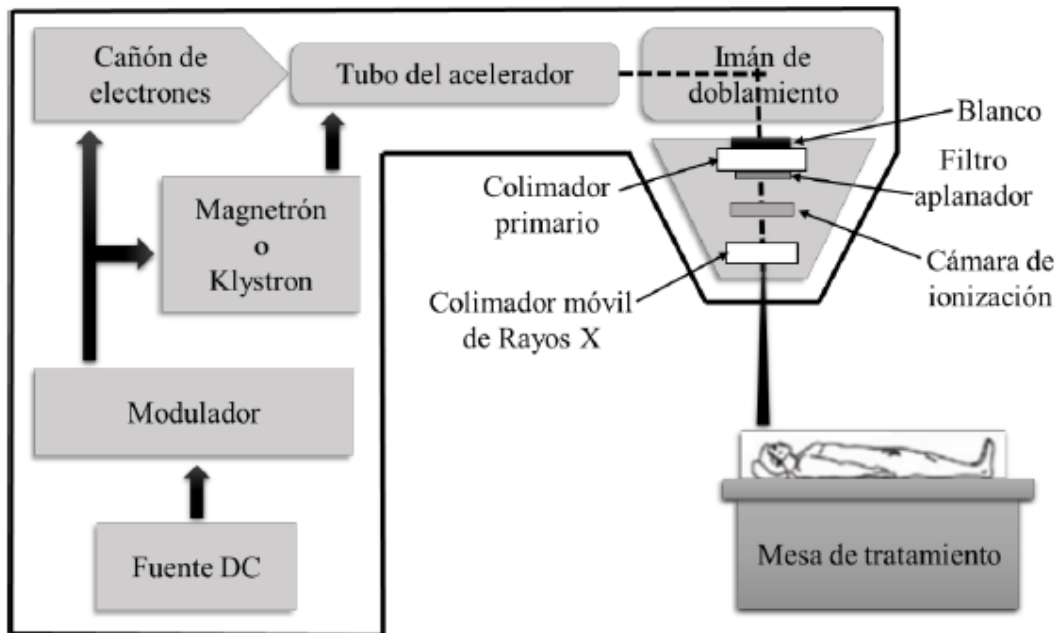


Figura 3.1. Esquema de los principales componentes del acelerador lineal (14).

Estos sistemas, así como los tratamientos, resultan ser mucho más exigentes que otro tipo de técnicas de radioterapia utilizadas contra el cáncer, por lo que la elección de un dosímetro adecuado permite garantizar, de forma adecuada, la aplicación de los controles de calidad garantizando la correcta administración de la dosis prescrita sin afectar tejido sano.

### 3.2 Películas radiocrómicas

Debido a la importancia que tiene la elección del dosímetro para garantizar la realización óptima del control de calidad, y, por consiguiente, el buen funcionamiento del equipo, las películas radiocrómicas logran destacar por sus características frente a otros dispositivos de dosimetría, pues brindan una alta resolución espacial de 1200 líneas/mm y la capacidad de obtener una dosimetría bidimensional (16). Estas funcionan a través de su dependencia de la dosis administrada por la radiación ionizante y la coloración de la PR, a medida que la dosis aumente la PR irá cambiando de color el cual permanecerá incluso aún después de la irradiación y, en consecuencia, su densidad óptica neta (17,18).

### 3.3 Características generales

Algunas de las características que brindan las PR es su independencia de la tasa de dosis, cierta resistencia al agua, fácil manejo, revelado instantáneo, poca sensibilidad a la luz de interiores, menor costo, así como su capacidad de flexibilidad, que permite adecuarlas a distintos tipos de pruebas (19).

En el mercado existen muchas marcas de películas radiocrómicas y tipos de PR con intervalos de dosis distintos, para el empleo en diferentes tratamientos o equipos en los que se pretendan utilizar. Algunas de las PR más utilizadas son de GAFchromic, Ashland Advanced Materials, Bridgewater NJ, que han ido mejorando con cada versión que sale (17).

#### 3.3.1 Películas radiocrómicas Gafchromic EBT3

El modelo de PR de Gafchromic EBT3 (EBT, external beam therapy; figura 2), contienen una capa activa de 26-28  $\mu\text{m}$  de color amarillo constituida del monómero LiPCDA (sal de litio del ácido pentacosa-10,12-diinoico), mejor conocida como monómeros de diacetilo, recubierta de dos láminas de poliéster mate de 120  $\mu\text{m}$ . Esta estructura permite la protección de la película por daños físicos además de quitar la dependencia por dirección, así como los anillos de Newton (20)(Figura 3.2.).



Figura 3.2. Película radiocrómica Gafchromic EBT3.

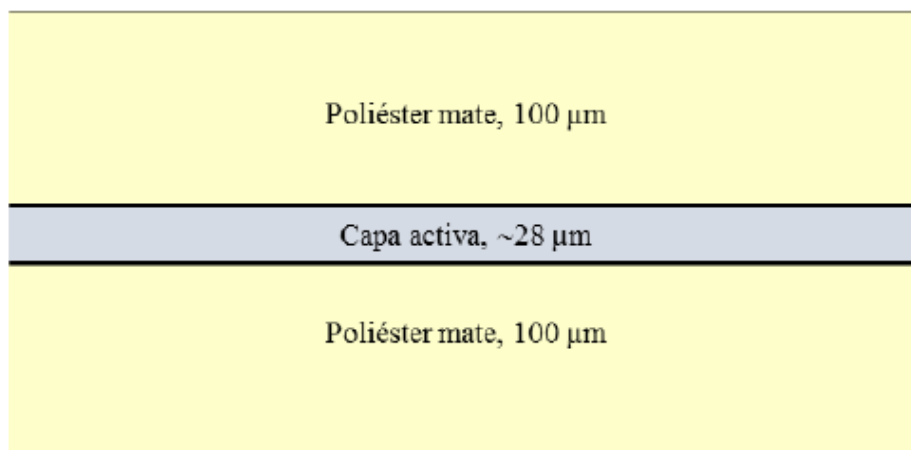


Figura 3.3. Estructura de la PR EBT3 (21).

La capa activa tiene un número atómico efectivo de 7.26 que la hace muy similares al del agua de 7.3, por lo que resulta equivalente al tejido suave (21). Funciona mediante la polimerización generada por la dosis de radiación ionizante administrada que transforma al diacetilo en moléculas de polidiacetileno (Figura 3.4), lo cual se manifiesta a simple vista como un ennegrecimiento de la PR. Este color se volverá más oscuro a medida que la dosis absorbida aumente, y a pesar de que su coloración se manifiesta de forma inmediata, es necesario dejar pasar un mínimo de 24 horas para su lectura, pues las PR presentan coloración postirradiación, por lo que no es apto para archivo o guardado (22).

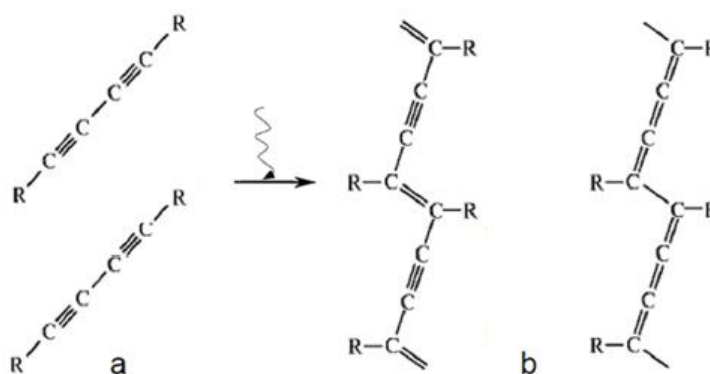


Figura 3.4. Estructura química de a) monómeros de diacetileno; b) polímeros tras la exposición a la radiación ionizante (16).

### 3.3.2 Películas radiocrómicas Gafchromic EBT XD

El modelo de PR Gafchromic EBT XD está destinado preferentemente para su uso con fotones de alta energía, maneja rango de aplicación de 0.4 a 40 Gy, por lo que son una muy buena opción para su aplicación en la radiocirugía estereotáctica y la Radioterapia Estereotáctica Extracraneal (SBRT).

Su composición es similar al modelo EBT3, teniendo una ligera variación en los grosores de la capa activa, ya que esta consta de un grosor de 25  $\mu\text{m}$ , y sustratos de poliéster mate de 125  $\mu\text{m}$  (Figura 3.5). La capa activa engloba el componente activo, un colorante marcador, estabilizadores y otros factores que proporcionan a la película su capacidad de respuesta, prácticamente inmune a las fluctuaciones energéticas. El grosor de la capa activa puede experimentar pequeñas variaciones entre distintos lotes de producción. (23).

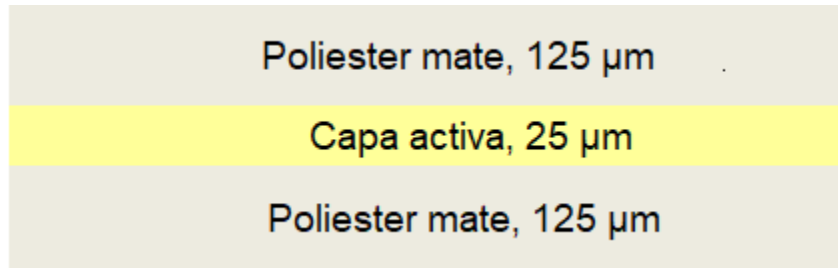
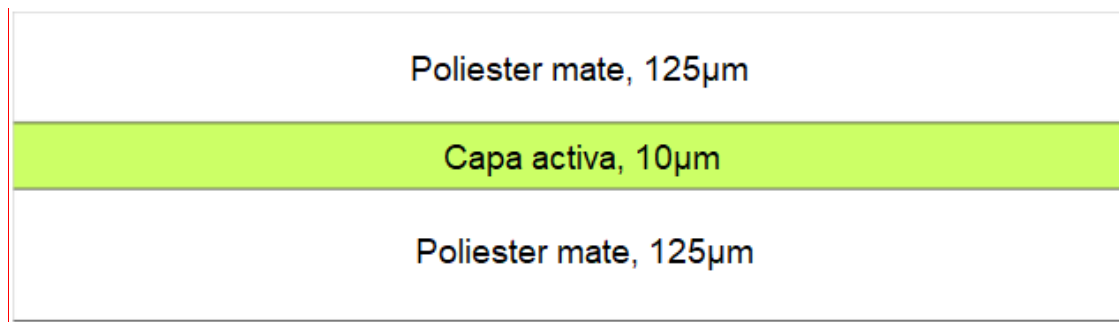


Figura 3.5. Estructura de la PR EBT XD (23).

### 3.3.3 Películas radiocrómicas Gafchromic MD V3

Gafchromic MD V3, al igual que el modelo EBT XD, está diseñada de fotones de alta energía. Sus características son muy similares al modelo EBT3, con la particularidad de que el rango de dosis dinámica es de 1 Gy a 100 Gy, además, puede funcionar como película de autorrevelado y dado que la película radiocrómica no requiere procesamiento posterior a la exposición, no hay productos químicos para desechar y la película se puede manipular y utilizar sin necesidad de un cuarto oscuro, también es independiente de la energía a los fotones de 0.2 MeV de energía o más.

La estructura de la PR es similar a los otros dos modelos, EBT3 y EB XD, teniendo diferencia en el espesor de su capa activa, manejando tan solo 10  $\mu\text{m}$  y sustratos de 125  $\mu\text{m}$  de espesor (Figura 3.6) (24).



*Figura 3.7. Estructura de la PR MD V3. (24).*

### 3.3.4 Manejo de las películas radiocrómicas

Se han observado múltiples ventajas que ofrecen las PR, sin embargo, el uso de éstas también conlleva una serie de complicaciones y recomendaciones para no afectar la lectura y el estado de la misma película.

- a) Mantener a temperatura ambiente de aproximadamente 20° C, evitando exponer a una temperatura superior de los 60°C (25).
- b) Únicamente hacer manipulación de los bordes, pues puede verse seriamente afectada la lectura si se manipula en otras áreas distintas de la película.
- c) Si se recortarán pequeñas piezas cuadradas, hacerlo antes de su irradiación y tomar en cuenta la zona de daño por trauma mecánico existente por el recorte que ronda de los 5 a los 10 mm (26).
- d) Se debe calibrar cada lote de películas adquiridas antes de usarse.
- e) No debe existir un tiempo muy grande entre la calibración y la lectura para que la humedad no genere cambios en la incertidumbre total (27).
- f) Se pueden rotular con cualquier marcador y borrar con cualquier disolvente (28)

g) Al usar recortes, siempre se deben acomodar y mantener en el sentido de escaneo, pues debido a que polímeros se alinean de manera paralela a la dimensión más corta de la película (25).

h) Las PR pueden permanecer presionadas siempre y cuando las superficies sean homogéneas, evitando así que se rayen.

i) Mantener en una zona aislada de radiaciones ionizantes (26).

j) Deben ser guardadas en sobres opacos de modo en que las películas estén aisladas de la luz.

### 3.4 Sistemas ópticos

Debido a que las PR se basan en el ennegrecimiento post-irradiación, y por consecuencia, al cambio de su densidad óptica neta, es necesario el uso de un sistema óptico de lectura para la obtención de relación respuesta-dosis que permita obtener la cuantificación de este cambio para obtener la dosimetría completa.

Hay diversos SO que permiten medir la  $DO_{neta}$  de las PR, alguno de los más usados son los escáneres de cama plana con fuente de luz fluorescente de espectro de emisión ancho y dispositivo de carga acoplada o diodo emisor de luz (light-emitting diode, LED) (10). No obstante, es posible el uso de láseres Helio-Neón (He-Ne) de 632.8 nm (rojo) y 543 nm (verde), donde se tiene una sensibilidad en el análisis de dosis de las PR dependiendo de la longitud de onda asociada (29).

En cualquier sistema óptico la fuente de luz es el elemento principal para las mediciones de densidad óptica neta, por ello debe cumplir con diversas características, entre las que se incluyen: 1) el espectro de emisión; 2) el tamaño (en sistemas en movimiento); 3) uniformidad (en sistemas de imágenes); 4) la potencia de salida; y 5) la polarización, así como el tipo de detector utilizado, ya que las propiedades del detector tienen un impacto directo en la respuesta de la densidad óptica neta. Algunas de las características clave a tener en cuenta para los detectores de luz son: 1) sensibilidad; 2) eficiencia espectral; 3)

linealidad; y 4) resolución de la señal. Los detectores más sensibles para las mediciones de densidad óptica neta suelen emplear algún método de conteo de fotones transmitidos (30).

#### 3.4.1 Escáner

En la realización de la dosimetría clínica, uno de los SO más utilizados es el escáner de cama plana en modo de transmisión (Figura 3.8), pues el costo de este equipo, así como su capacidad de realizar dosimetría de dos dimensiones que se acopla con la alta resolución de las PR y su intervalo dosimétrico amplio la vuelven una opción atractiva frente a otros mecanismos más sofisticados (31). No obstante, al realizar la lectura de las PR es necesario tener en cuenta algunas características y factores de importancia que permitan el óptimo funcionamiento del SO para disminuir su contribución a la incertidumbre total en la determinación de la dosis (32), estas son:

- a) Variación de respuesta en función de la orientación relativa entre la película y el escáner.
- b) Uniformidad significativa en la región de escaneo.
- c) Factores de escaneo.
- d) Rendimiento del escáner.
- e) Incertidumbre del escáner.
- f) Rango dinámico por canal de color.
- g) Modo de escaneo y la curva de respuesta de la película (33).



Figura 3.8. Escáner Epson 1100XL.

### 3.4.2 Láser de He-Ne

Un láser constituye un mecanismo que produce y amplifica un haz de radiación electromagnética a través de una emisión estimulada que está bajo control.

Los láseres pueden emitir radiación con energías variables de energía, así como una distribución temporal de pulsos o continua. Los láseres presentan ciertas propiedades únicas en comparación con las fuentes ordinarias de luz, como: alta monocromaticidad, coherencia y direccionalidad (34,35).

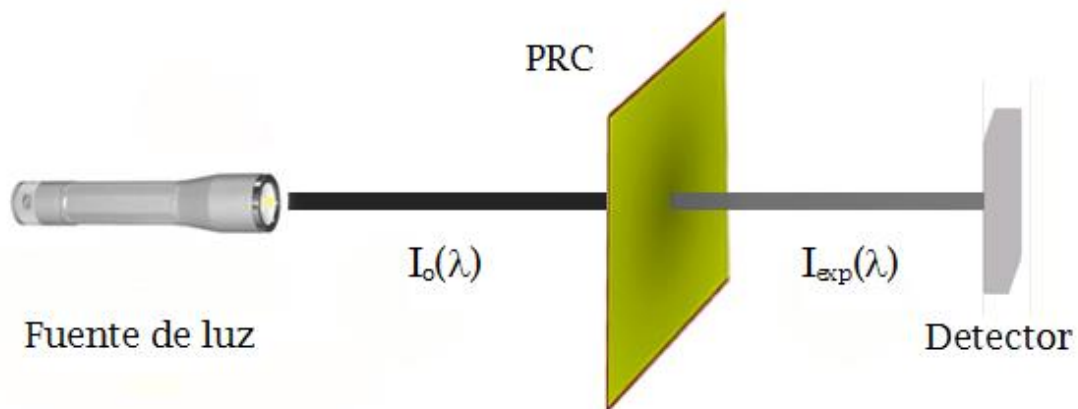


Figura 3.9. Medida de la densidad óptica neta de una PR en interacción a una fuente de luz.

### 3.5 Densidad óptica

El sistema de lectura de la película radiocrómica proporciona una medición proporcional a la dosis absorbida. La respuesta de la PR a la irradiación es expresada en términos del cambio en su densidad óptica y representa la diferencia en densidades ópticas de la misma muestra de película, posterior a la irradiación ( $DO_{irrad}$ ) y antes de la irradiación ( $DO_{noirrad}$ ).

$$DO_{neta} = -\log_{10} \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde  $I_0$  es la intensidad del haz que incide en la muestra de PR,  $I(\lambda)$  y  $I_0(\lambda)$  son las intensidades de luz proveniente de la muestra irradiada (Figura 3.9) y no irradiada (0 Gy) respectivamente (36). La densidad óptica, también conocida como absorbancia, es función de la longitud de onda a la cual se está midiendo la intensidad de la luz (37).

### 3.6 Degradación de los polímeros

Los polímeros son cadenas o conjuntos macromoléculas, las cuales pueden formar cadenas de unidades pequeñas llamadas monómeros, estos pueden ser naturales o artificiales, con estructura lineal o ramificado, y cristalinos o amorfos (también llamados desordenados) (38).

A altas temperaturas, los polímeros exhiben comportamientos distintivos, dividiéndose principalmente en dos categorías: los termoplásticos y los termoestables o rígidos. Los termoplásticos, al ser sometidos a presión y calor, se ablandan y fluyen, permitiendo su remodelación repetida, aunque la degradación química limita la cantidad de ciclos de moldeo posible. Por otro lado, los materiales termoestables no pueden experimentar este proceso, ya que al endurecerse con el aumento de la temperatura y presión, no pueden ablandarse ni fluir para ser moldeados (39).

La degradación de los polímeros engloba cualquier alteración no deseada en sus propiedades debido a un agente externo, que termina por modificar su estructura inicial, este proceso se manifiesta mediante la decoloración, la erosión de la superficie, la disminución de propiedades mecánicas, etc... (40), uno de estos agentes es la fotodegradación generada por la radiación.

La radiación en general, incluyendo la radiación por partículas aceleradas, puede ser capaz de alterar las propiedades físicas de los polímeros dependiendo de su energía (41,42).

### 3.6.1 Fotodegradación

Las sustancias orgánicas son afectadas de diversas formas por las radiaciones, en específico, por las de alta energía, visible y ultravioleta, esto debido a que suelen estar expuestas a la luz solar(43), esta interacción implica una absorción del fotón incidente en el polímero del compuesto, por lo que su molécula pasa de un estado de menor energía a otro de mayor energía, generando una fotorreacción donde el resultado es la fotólisis del polímero o su descomposición. En consecuencia, es necesario protegerlos y atenuar estos efectos mediante compuestos químicos en el proceso de elaboración (44).

## 3.7 Incertidumbre total en la determinación de la dosis

La incertidumbre es inherente en cualquier dosímetro y su correspondiente proceso de lectura, y la PR no es la excepción, ya que nos encontramos muchas fuentes de incertidumbre al momento de transformar la respuesta de la película ( $DO_{neta}$ ) en dosis. Estas fuentes de incertidumbre se dividen dos grupos: Incertidumbre en el proceso de calibración y la incertidumbre en el proceso de medición de la dosis desconocida (10).

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 el  $DO_{neta}$  medida (incertidumbre estadística en la lectura entre diferentes piezas de PR, inhomogeneidades en la PR, la falta de homogeneidad en la zona de exploración, etc.) (26).

b) La incertidumbre en el proceso de medición de la dosis desconocida tiene tres componentes: La incertidumbre en el proceso de calibración (dando como resultado la incertidumbre en el ajuste de la curva dosis-respuesta). La incertidumbre en la DO neta medida (igual que el anterior, pero ahora para la medición de la pieza de PR). 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 y el escáner, etc.). Por lo tanto, la incertidumbre total en la determinación de la dosis es un dato fundamental que debe considerarse cuando se debe decidir sobre las aplicaciones del sistema dosimétrico con PR, debido a que la incertidumbre total en la deposición de la dosis en un tratamiento de RT debe ser menor del 5% de la dosis de prescripción, de acuerdo con AAPM TG-42 y AAPM TG-45 (37).

## **4 CAPITULO. METODOLOGÍA**

### **4.1 Diseño del estudio**

Tipo de estudio: enfoque cuantitativo, experimental, prospectivo y longitudinal.

### **4.2 Universo y Muestra**

- a) Universo: películas Gafchromic EBT3
- b) Método de muestreo: muestreo aleatorio por conglomerado
- c) Tamaño de muestra: 1 hoja de película Gafchromic EBT3 de tamaño 20.3 cm x 25.4 cm, 1 hoja de película Gafchromic EBT XD de tamaño 20.3 cm x 25.4 cm y 1 hoja de película Gafchromic MD V3 de tamaño 12.7 cm x 12.7 cm.

### **4.3 Procedimientos**

Este trabajo se llevó a cabo utilizando películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 (Figura 4.1), Gafchromic EBT XD (Ashland Specialty Ingredients, NJ, USA) de tamaño comercial 20.3 cm x 25.4 cm (Figura 4.4), y Gafchromic MD V3 (Ashland Specialty Ingredients, NJ, USA) de 12.7

cm x 12.7 cm (Figura 4.5). Las películas radiocrómicas se pueden recortar en fragmentos más pequeños mientras se mantengan todas sus características, siempre que se sigan las normas de uso y manejo adecuadas. Para todos los experimentos realizados, se extrajeron muestras cuadradas de 2 cm x 2 cm de cada modelo (Figura 4.2)

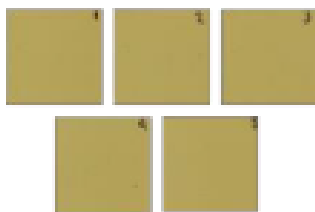


Figura 4.3. Muestras de PR de tamaño de 2 cm x 2 cm.

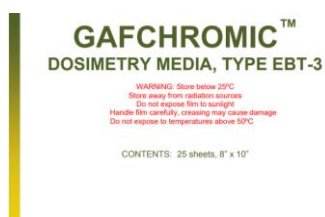


Figura 4.4. PR Gafchromic EBT3.

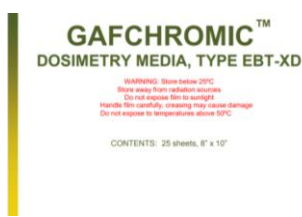


Figura 4.5. PR Gafchromic EBT XD.

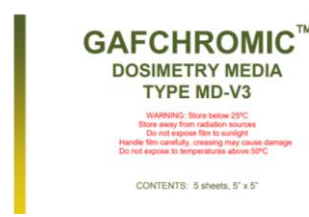


Figura 4.6. PR Gafchromic MD V3.

#### 4.3.1 Uso, manejo y almacenamiento de las películas

El manejo, uso y almacenamiento de las películas radiocrómicas se llevaron a cabo de acuerdo con las recomendaciones del fabricante y las directrices de AAPM TG-55, con el propósito principal de minimizar cualquier factor que pudiera incrementar la incertidumbre en el proceso de determinación de la dosis. A continuación, se detallan las prácticas específicas que se siguieron.

- a) Corte de las películas: Todas las PR se cortaron con 48 horas de antelación a su escaneo y/o irradiación. Durante este proceso, se manipularon cuidadosamente, sujetándolas únicamente por los bordes y evitando ejercer presión sobre superficies no homogéneas.
- b) Marcado de los recortes: Los recortes de PR, que tenían dimensiones de 2 cm x 2 cm, se etiquetaron con un número en la parte superior derecha con el fin de preservar la dirección de escaneo, evitando así confusiones.

- c) Condiciones ambientales: Las PR se manejaron en condiciones normales de luz, humedad y temperatura para evitar cualquier influencia no deseada en los resultados.

#### 4.3.2 Irradiación de las muestras

Para llevar a cabo la irradiación de las películas, se siguieron las siguientes condiciones y procedimientos.

- a) Configuración de Irradiación: Las películas se dispusieron en grupos de 6 en un maniquí de agua sólida PlasticWater® CIRS-PCW500 (CIRS, Virginia, USA). La colocación se realizó a una profundidad de 10 cm y de manera perpendicular al haz de fotones.
- b) Equipo de Irradiación: Se utilizó un acelerador lineal Varian True Beam STx con una energía nominal de 6 MV.
- c) Parámetros de Irradiación: La distancia fuente-superficie (SSD) se mantuvo en 100 cm, campo de irradiación 10 cm x 10 cm, tasa de dosis se ajustó a 500 unidades monitor por minuto (UM/min).
- d) Almacenamiento adecuado: Después de la irradiación, las películas radiocrómicas se almacenaron en sobres.

Se garantizó que se mantuvieran alejadas de cualquier fuente de radiación para preservar su integridad y evitar exposiciones innecesarias.

Estas condiciones y procedimientos garantizaron un proceso de irradiación controlado y preciso para las películas, lo cual es esencial para obtener mediciones confiables de dosis. El almacenamiento adecuado en sobres alejados de fuentes de radiación contribuyó a mantener la calidad de las películas radiocrómicas y prevenir cualquier alteración no deseada.

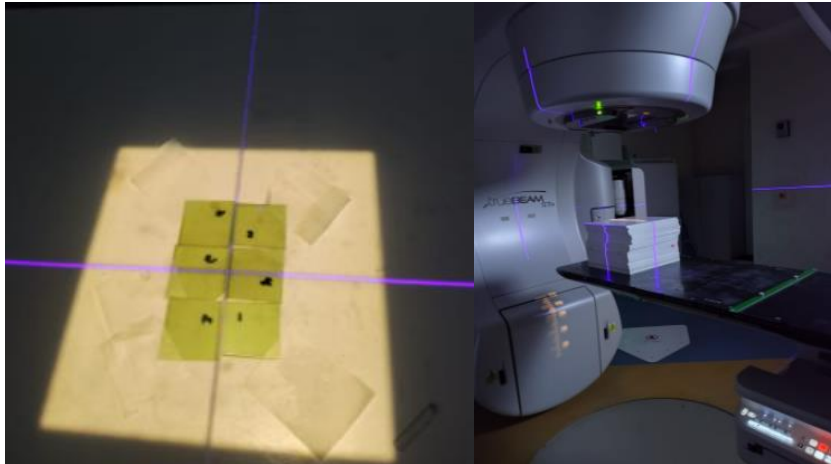
Las cantidades de muestras obtenidas y las dosis a las que se irradió cada modelo de película fueron las siguientes:

EBT3: Dosis de 0, 1, 2, 5, 7.5 y 10 Gy, con correspondientes unidades monitor (UM) de 0, 151, 302, 754, 1131 y 1508 UM, respectivamente.

EBT XD: Dosis de 0, 1, 2, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 Gy, con correspondientes unidades monitor (UM) de 0, 151, 302, 754, 1508, 2262, 3017, 3771, 4525, 5279 y 6033 UM, respectivamente.

MD V3: Dosis de 0, 1, 2, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 Gy, con correspondientes unidades monitor (UM) de 0, 151, 302, 754, 1508, 2262, 3017, 3771, 4525, 5279 y 6033 UM, respectivamente.

Se irradiaron 6 muestras por dosis, como se muestra en la figura con el fin de disminuir la contribución de la incertidumbre estadística (33) (las muestras correspondientes a la dosis de 0 Gy no fueron irradiadas).



*Figura 4.7. Irradiación de muestras de PR en el acelerador Varian.*

#### 4.3.3 Medición de la densidad óptica neta con el escáner de cama plana

Para el primer sistema de lectura óptica, se utilizó el escáner de cama plana Epson 11000XL (Figura). Se realizaron un total de 20 lecturas para cada muestra y cada modelo, reservando tres muestras de cada dosis y cada modelo para su posterior lectura en el segundo sistema de lectura óptica.

Todas las películas se sometieron a lectura en modo de transmisión, con una resolución de 72 puntos por pulgada (ppp), lo que equivale a un tamaño de píxel de 0.35 mm x 0.35 mm.



*Figura 4.8. Lectura de muestras de PR en el escáner Epson 1100XL.*

Durante el proceso de lectura de las películas radiocrómicas (PR), se implementaron diversas medidas para garantizar la precisión y confiabilidad de los resultados. Estas medidas incluyeron:

- a) Limpieza meticulosa del escáner: Se llevó a cabo una limpieza exhaustiva de la superficie del escáner antes de la lectura, con el objetivo de eliminar cualquier partícula de polvo que pudiera afectar la calidad de las imágenes de las PR.
- b) Preparación anticipada del escáner: El escáner se encendió con 15 minutos de anticipación a la lectura, permitiendo así su estabilización y evitando fluctuaciones de temperatura que pudiesen influir en los resultados.
- c) Uso de máscara negra: Se utilizó una máscara negra que rodeaba toda la superficie de la película en la cama del escáner, con el fin de prevenir la influencia de la luz dispersa en las áreas periféricas de la imagen. Se tomaron precauciones para no cubrir la franja de calibración del escáner y se aseguró de que no hubiera espacio de aire entre la máscara y la cama del escáner, evitando así la aparición de patrones de Moiré.

d) Posicionamiento cuidadoso de las películas: Cada película se ubicó en el centro de la cama del escáner con el propósito de garantizar que la respuesta no se viera afectada por posibles variaciones en la uniformidad de la fuente de luz. Solo se hicieron excepciones en los casos en que se evaluó la uniformidad en la superficie de escaneo.

e) Formato de archivo TIFF: Las imágenes resultantes se guardaron en formato TIFF para su posterior procesamiento y análisis.

Una vez importadas las imágenes de las PR al software de análisis ImageJ (v.1.2), se llevaron a cabo las siguientes acciones:

f) Análisis de la componente roja: Se enfocó en la componente roja de las imágenes para obtener mediciones precisas.

g) Obtención de valores de intensidad de luz transmitida (I): A través de los histogramas de las imágenes, se extrajeron los valores de la intensidad de luz transmitida (I) en una región de interés (ROI) de 1.5 cm x 1.5 cm.

h) Cálculo de la desviación estándar (SD(I)): Además de la intensidad de luz transmitida, se calculó la desviación estándar asociada (SD(I)) en la misma región de interés (ROI).

Estas medidas y procedimientos rigurosos aseguraron la calidad de los datos recopilados durante la lectura de las películas radiocrómicas y su posterior análisis, lo cual resulta esencial para obtener resultados precisos en dosimetría.

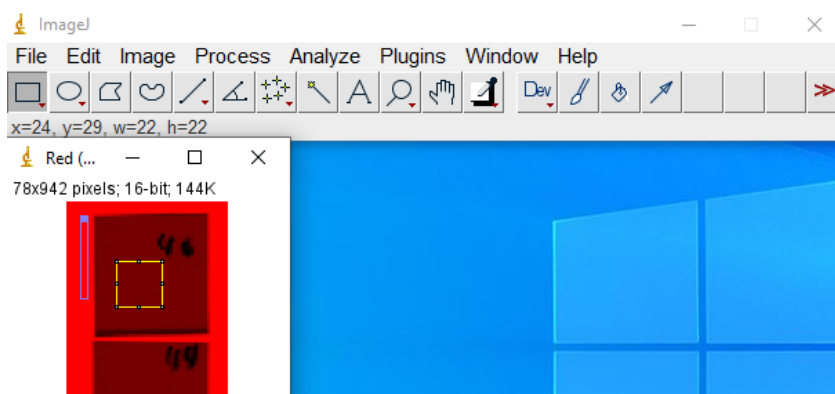


Figura 4.9. Programa ImageJ (V1.2) procesando las lecturas de las muestras PR.

#### 4.3.3.1 Análisis de la respuesta de la película

La  $DO_{neta}$  está relacionada con la intensidad por la Ley de Lambert-Beer, la cual se mencionó con anterioridad en la ecuación 1, Consecuentemente, utilizando la expresión de propagación del error, obtenemos la desviación estándar asociada a la densidad óptica neta ( $SD(DO_{neta})$ )

#### 4.3.4 Medición de la densidad óptica neta con Láser He-Ne

Para el segundo sistema óptico, se diseñó una configuración láser que facilita la colocación de las muestras de PR y permite establecer parámetros de lectura, como el tiempo de adquisición, la cantidad de puntos de lectura, la distancia entre cada punto de lectura y el número de recuentos por segundo.

Esta configuración incluyó los siguientes componentes:

- a) Fuente de luz puesto a 0.35 mW (láser de 633 nm o 543 nm).
- b) Atenuador de disco.
- c) Cristal divisor de haz.
- d) Sistema de bloqueo de haz (que permitió bloquear el haz de luz al finalizar el tiempo
- e) de adquisición de lectura en un punto de la muestra).
- f) Mesa de movimiento Thorn Labs (también utilizada como soporte para las muestras).
- g) Kits de filtros atenuadores ThorLabs Absorptive ND Filter (que mantuvieron la señal de transmitancia de las muestras dentro de los rangos de voltaje de adquisición de los fotodiodos).
- h) Dos fotodiodos Thorlabs DET36A/M-SI Detector, 350-1100nm, con un rango de voltaje de adquisición de 0 a 5 V (uno de los fotodiodos adquirió la señal de referencia "D" y el segundo fotodiodo adquirió la señal de transmitancia "T").

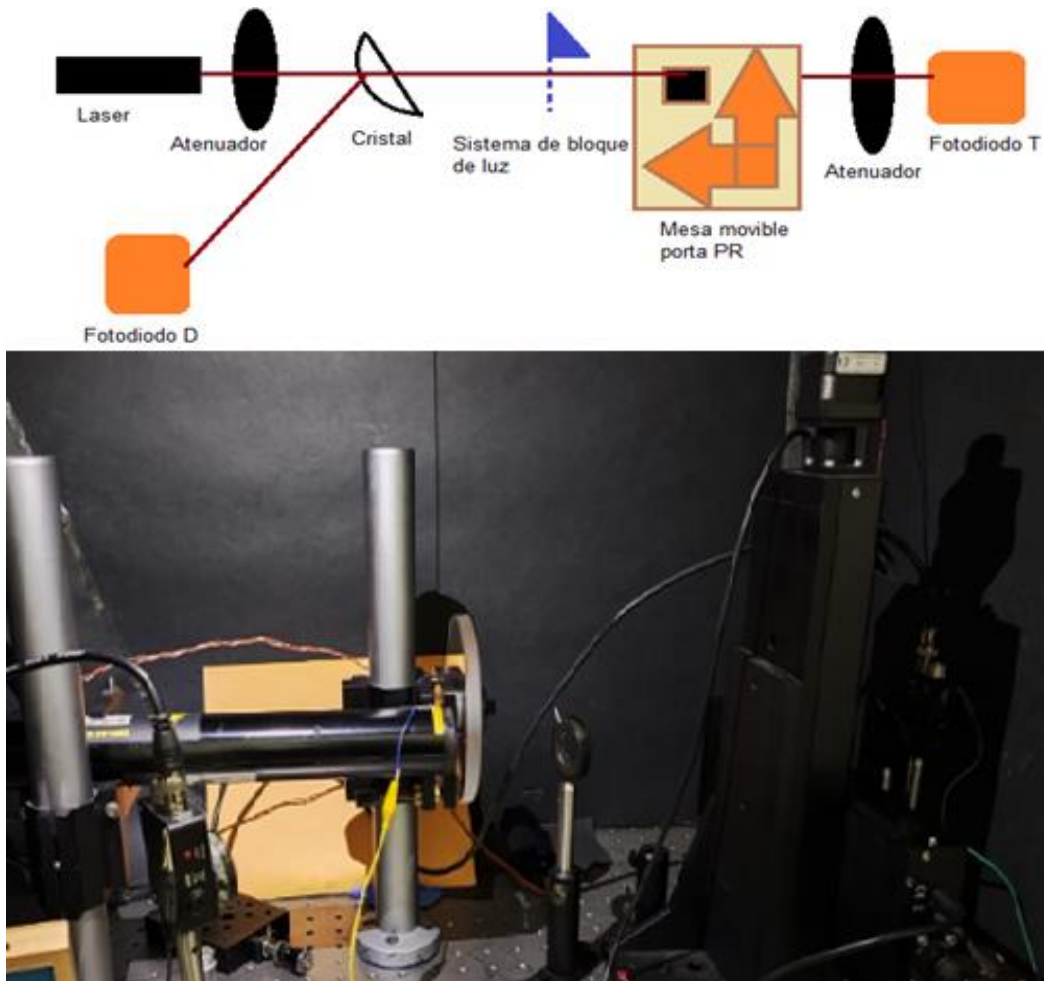


Figura 4.10. Sistema óptico de lectura láser montado.

De manera análoga a la metodología empleada con el escáner de cama plana, se llevó a cabo las mediciones de las muestras utilizando este sistema óptico.

#### 4.3.4.1 Proceso de lectura de muestras en el sistema óptico por láser

La muestra se colocó en la mesa de movimiento con un porta muestras, y esta mesa se posicionó según las medidas indicadas en el programa:

- a) Distancia de 0.5 cm de margen a las orillas para evitar contribuciones por distorsiones mecánicas de corte de las muestras.
- b) 0.5 cm de distancia entre cada punto de lectura, lo que resultó en un área de lectura  $1\text{cm}^2$  centrada en la muestra.
- c) Posición de puntos de lectura efectiva horizontal: 0, 5 y 10 mm.

- d) Posición de puntos de lectura efectiva vertical: 0, 5 y 10 mm.
- e) Cuentas por segundo (S/s): 20 S/s.
- f) Tiempo de lectura de 1 minuto para el láser de 633 nm y 2 minutos para el láser de 543 nm.

El haz láser pasó a través de un disco atenuador cuyo objetivo era mantener el haz dentro del rango de voltaje necesario para el fotodiodo de referencia, evitando así la saturación. Luego, el haz incidió sobre un cristal divisor inclinado a 45 grados. Una parte de este haz se dirigió al fotodiodo que se utilizó como referencia para obtener la densidad óptica neta exclusiva de la muestra leída, mientras que la otra parte del haz continuó su curso e irradió la muestra durante un tiempo especificado en el programa. Después de atravesar la muestra y atenuarse, el haz pasó por un segundo filtro que variaba dependiendo de la transmitancia de cada muestra, con el mismo objetivo de mantener el haz dentro del rango de voltaje de los fotodiodos. Finalmente, el haz llegó al fotodiodo de transmitancia.

Las muestras se leyeron en este sistema óptico después de dos días de su manipulación, donde se leyó una muestra de cada dosis para los láseres de 633 nm y 543 nm, esto se hizo para cada modelo. La muestra restante se reservó para determinar los parámetros de lectura mencionados anteriormente.

Los filtros utilizados fueron de la marca ThorLabs del kit Absorptive ND Filter Kits, modelo NEK01 y número de serie TP01611228 (Figura 4.11). Estos filtros se utilizaron en las siguientes muestras según el modelo:

**Modelo EBT3:**

Filtro 3.0: 0Gy, 1Gy y 2Gy.

Filtro 2.0: 5Gy y 7.5Gy.

Filtro 1.0: 10Gy.

**Modelo EBT XD:**

Filtro 3.0: 0Gy, 1Gy, 2Gy y 5Gy.

Filtro 2.0: 10Gy y 15Gy.

Filtro 1.0: 20Gy, 25Gy, 30Gy, 35Gy y 40Gy.

Modelo MD V3:

Filtro 3.0: 0Gy, 1Gy, 5Gy y 10Gy.

Filtro 2.0+0.6: 15Gy.

Filtro 2.0: 20Gy, 25Gy, 30Gy, 35Gy y 40Gy.



Figura 4.12. Filtros ThorLabs Absorptive ND Filter Kits, modelo NEK01 y número de serie TP01611228.

#### 4.3.4.2 Análisis de la respuesta de la película

Con los datos obtenidos de los fotodiodos, se obtuvo la transmitancia relativa dada por la expresión

$$Transmitancia_{relativa} = \frac{F_T}{F_R} \text{ ecuación 2}$$

Donde  $F_T$  es la señal de transmitancia de cada muestra dependiente del sistema y  $F_R$  es la señal de referencia, que, en función del tiempo, nos dio el comportamiento de la densidad óptica en interacción a cada láser.

## 5 CAPITULO. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se obtuvieron las siguientes gráficas al analizar el comportamiento de la  $DO_{neta}$  en relación con la cantidad de veces que se leyó cada muestra de diferentes dosis para cada uno de los modelos: EBT3, EBT XD y MD V3 en el escáner Epson 11000XL.EBT3

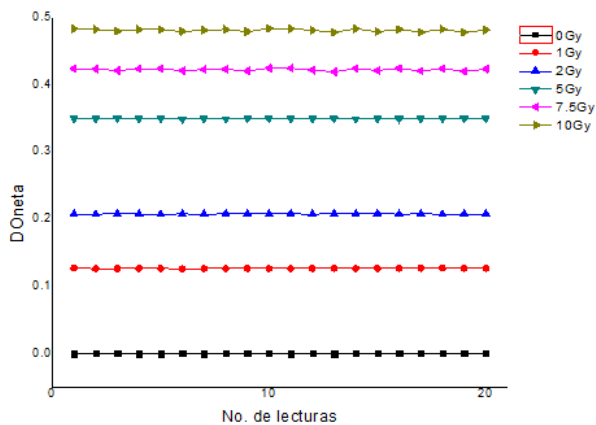


Figura 5.1. Comportamiento de la DOneta respecto al número de lecturas realizadas en cada muestra PR EBT3 de diferentes dosis.

| Dosis (Gy) | Desv. Est. |
|------------|------------|
| 0          | 0.0001     |
| 1          | 0.0002     |
| 2          | 0.0002     |
| 5          | 0.0002     |
| 7.5        | 0.0015     |
| 10         | 0.0017     |

Tabla 5.1. Desviación estándar de cada muestra para EBT3.

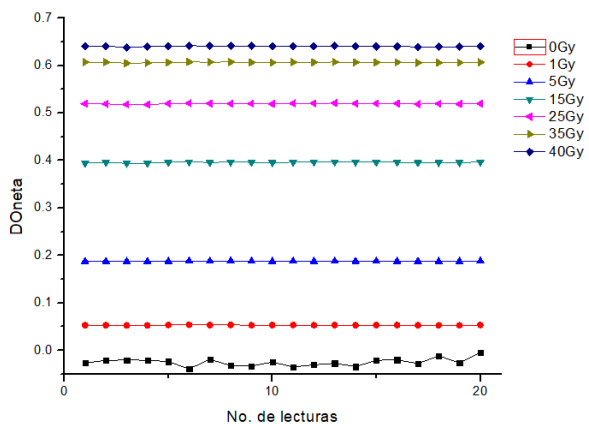


Figura 5.2. Comportamiento de la DOneta respecto al número de lecturas realizadas en cada muestra PR EBT XD de diferentes dosis.

| Dosis (Gy) | Desv. Est. |
|------------|------------|
| 0          | 0.0002     |
| 1          | 0.0002     |
| 2          | 0.0004     |
| 5          | 0.0003     |
| 10         | 0.0003     |
| 15         | 0.0007     |
| 20         | 0.0006     |
| 25         | 0.0006     |
| 30         | 0.0005     |
| 35         | 0.0005     |
| 40         | 0.0006     |

Tabla 5.1. Desviación estándar de cada muestra para EBT XD.

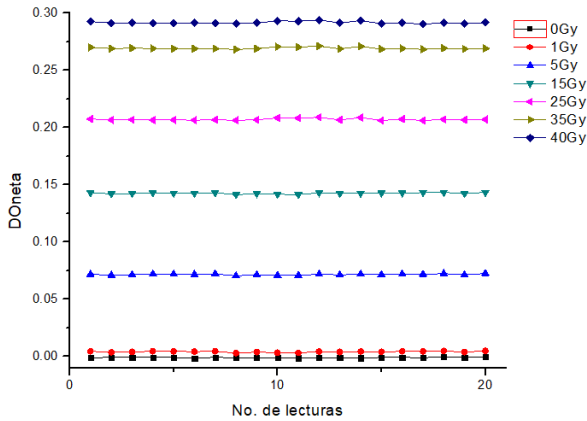


Figura 5.3. Comportamiento de la  $DO_{neta}$  respecto al número de lecturas realizadas en cada muestra PR MD V3 de diferentes dosis.

| Dosis (Gy) | Desv. Est. |
|------------|------------|
| 0          | 0.0001     |
| 1          | 0.0004     |
| 2          | 0.0005     |
| 5          | 0.0004     |
| 10         | 0.0004     |
| 15         | 0.0005     |
| 20         | 0.0006     |
| 25         | 0.0006     |
| 30         | 0.0008     |
| 35         | 0.0006     |
| 40         | 0.0008     |

Tabla 5.1. Desviación estándar de cada muestra para MD V3.

Estos resultados revelaron un comportamiento constante de la  $DO_{neta}$ , con variaciones apenas perceptibles en las dosis más altas de cada modelo. Esto se hace aún más evidente al observar la desviación estándar de cada muestra.

En contraste, al evaluar la evolución de cada muestra en interacción con el sistema óptico de láser de 633 nm.

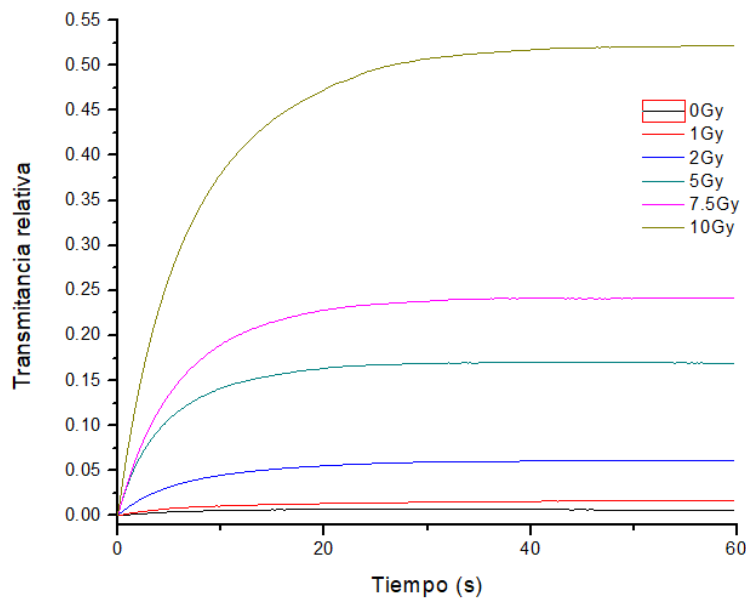


Figura 5.4. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 minuto de interacción con el láser de 633 nm para la EBT3 a diferentes dosis.

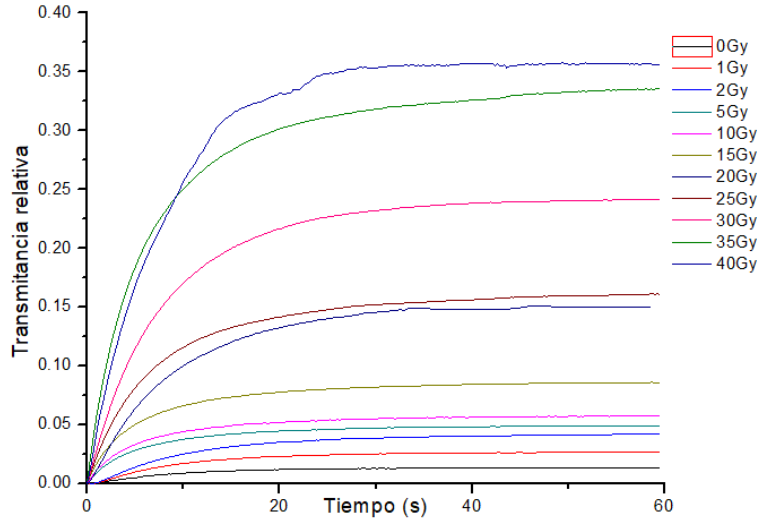


Figura 5.5. Figura 5.4. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 minuto de interacción con el láser de 633 nm para la EBT XD a diferentes dosis.

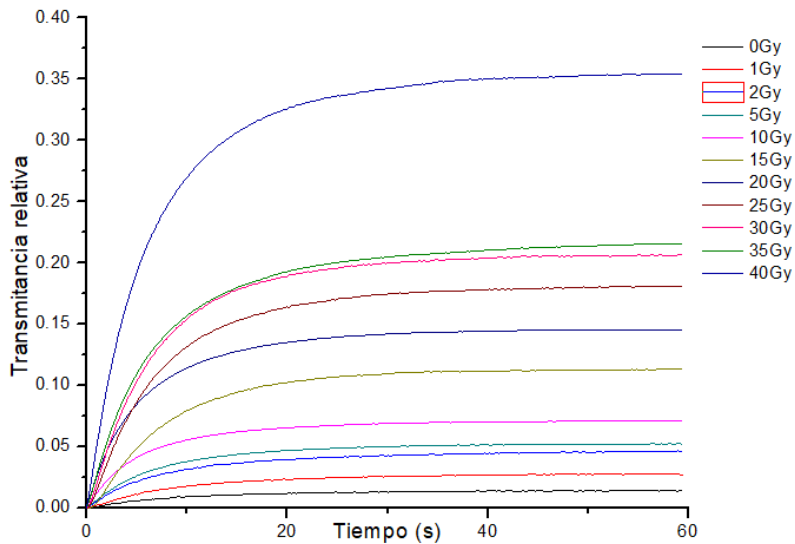


Figura 5.6. Figura 5.4. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 1 minuto de interacción con el láser de 633 nm para la MD V3 a diferentes dosis.

Durante el uso del láser de 633 nm, se observó un cambio notable en la transmitancia de cada muestra. Se notó un crecimiento en la transmitancia para todas las muestras, con un cambio más significativo en las dosis más altas de cada modelo. Estas dosis más altas estuvieron en el límite del rango dinámico de dosis para los modelos EBT3 y EBT XD, que fueron las muestras de 10 Gy y 40 Gy respectivamente, y cerca de este rango para el modelo MD V3. Hubo una variación apenas perceptible en las muestras no irradiadas de los tres modelos de películas radiocrómicas.

Esto implicó una disminución de la  $DO_{neta}$  en relación con el incremento de la dosis absorbida. Además, todas las curvas se volvieron constantes a partir del segundo 30, lo que parece contradecir la lógica de lo que se esperaría al interactuar con la radiación electromagnética. Sin embargo, esto se debe al espectro de los tres modelos de películas radiocrómicas, ya que uno de los picos de saturación está cerca de la longitud de onda de 633 nm. Al llegar a la saturación en cada muestra como resultado de su interacción con el haz de láser rojo, la transmitancia comenzó a aumentar, generando un efecto destructivo en el polímero de la capa activa que indica la  $DO_{neta}$ . Esto continuó hasta alcanzar una estabilización en la que no hubo más aumento ni disminución.

Sin embargo, en el caso del sistema óptico con un láser de 543 nm, el comportamiento fue diferente. El láser verde de 543 nm resultó en una disminución en la transmitancia relativa, lo que a su vez generó un aumento en la  $DO_{neta}$ .

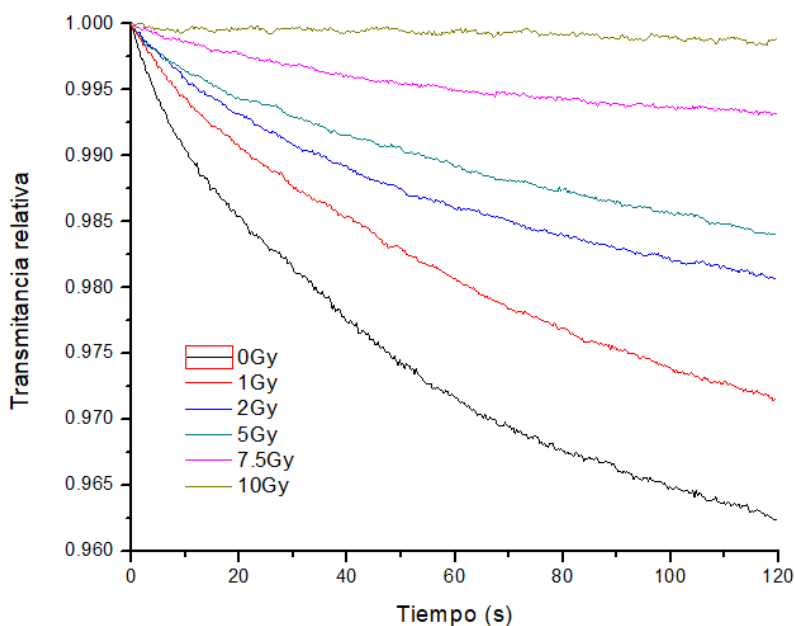


Figura 5.7. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 2 minutos de interacción con el láser de 543 nm para la EBT3 a diferentes dosis.

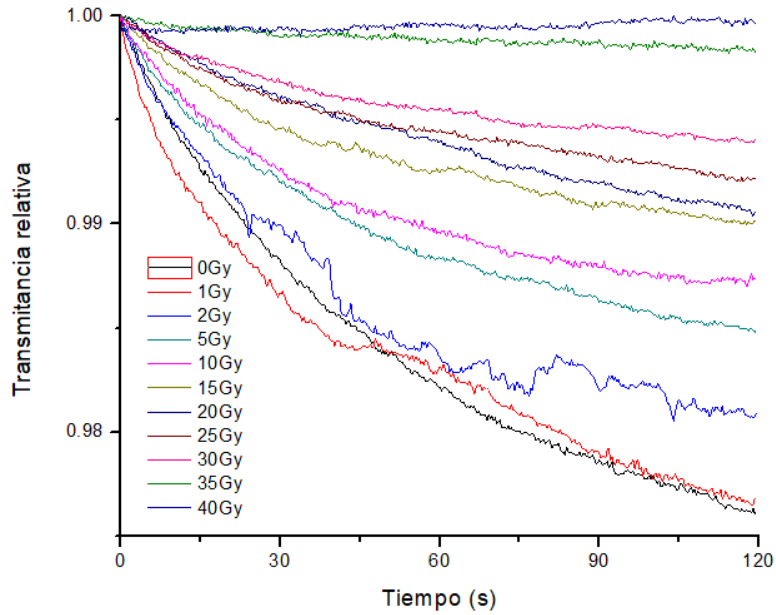


Figura 5.8. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 2 minutos de interacción con el láser de 543 nm para la EBT XD a diferentes dosis.

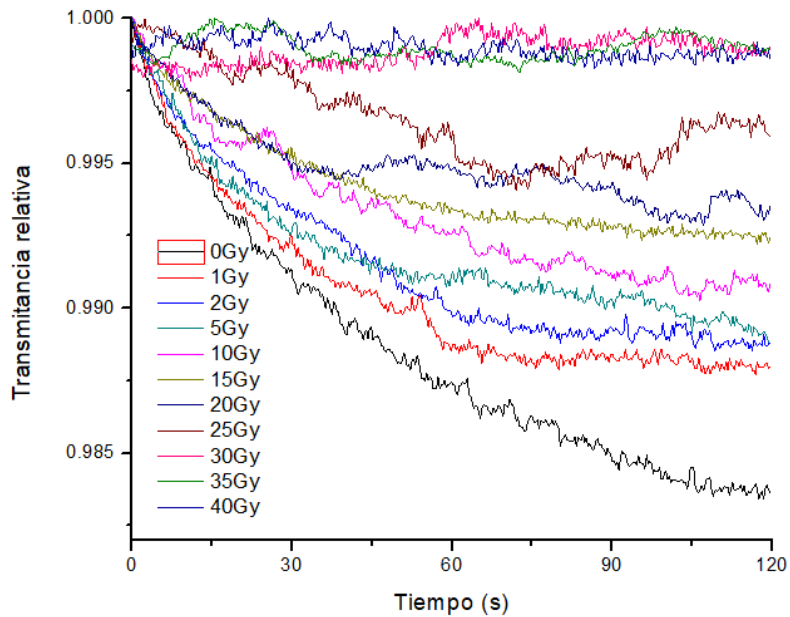


Figura 5.9. Variación de la transmitancia con respecto al tiempo a 2 minutos de interacción con el láser de 543 nm para la MD V3 a diferentes dosis.

En este sistema óptico, el comportamiento generado por el láser verde al interactuar con cada muestra es consistente en los tres modelos. Sin embargo, su principal diferencia con el láser rojo radica en la caída de las curvas, que no alcanzaron una linealidad a pesar de tener un tiempo de interacción de 2 minutos para todos los modelos.

Cuando se dejó que el láser verde interactuara con las muestras con dosis más altas y más bajas durante una hora.

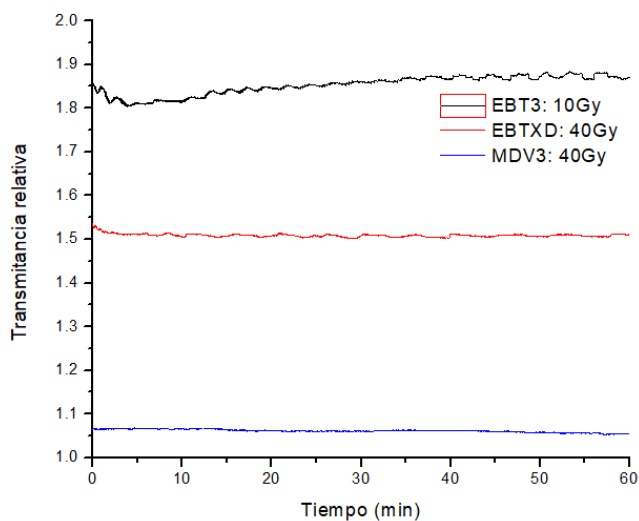


Figura 5.10. Variación de la transmittancia con respecto al tiempo a 1 hora de interacción con el láser de 543 nm para los modelos EBT3, EBT XD y MD V3 para las dosis más altas usadas.

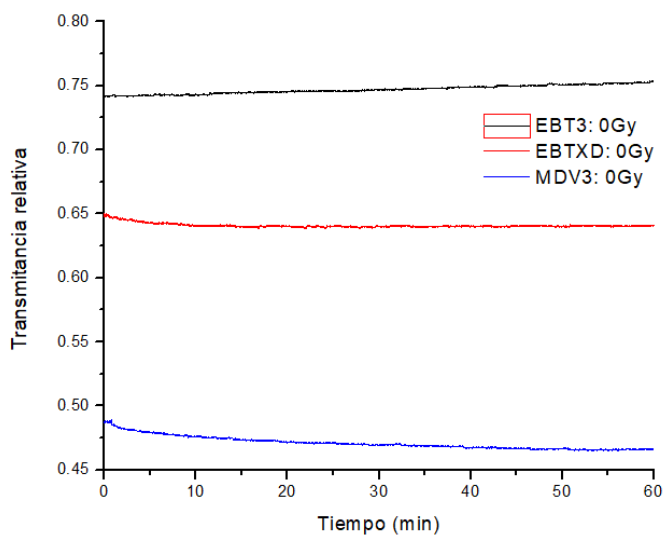


Figura 5.11. Variación de la transmittancia con respecto al tiempo a 1 hora de interacción con el láser de 543 nm para los modelos EBT3, EBT XD y MD V3 para las muestras sin irradiar.

Se observó que las curvas de las muestras de los modelos EBT XD y MD V3 continuaron mostrando una tendencia a la disminución de la transmittancia, cayendo de manera más abrupta en los primeros 20 minutos. En contraste, las muestras de EBT3 también experimentaron una caída, pero solo durante los primeros 5 minutos. Después de ese

tiempo, la transmitancia comenzó a aumentar. Esto podría explicarse por el rango dinámico más limitado de EBT3 en comparación con los otros dos modelos de películas radiocrómicas.

## 6 CAPITULO. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En relación a la fotodegradación, no se identificó una contribución significativa atribuible al escáner Epson 11000XL. Este fenómeno no fue la causa predominante de las variaciones observadas en la respuesta, ya que estas resultaron de otras fuentes de incertidumbre asociadas al sistema óptico, más que de la fotodegradación per se. Este resultado era esperado, dado el alto grado de eficiencia inherente a los sistemas ópticos de lectura.

Por otro lado, el sistema óptico basado en el láser de 543 nm exhibió un comportamiento distinto. En este caso, la  $DO_{neta}$  aumentó a medida que la dosis absorbida en las películas radiocrómicas disminuyó, conforme a lo anticipado debido a la naturaleza intrínseca de las películas radiocrómicas, las cuales tienden a oscurecerse al interactuar con radiación electromagnética. Por consiguiente, la transmitancia relativa continuó disminuyendo en todos los modelos hasta que la interacción cesó. Sin embargo, es fundamental considerar que diferentes fuentes de luz pueden tener efectos diversos en función de su energía. Vale mencionar la excepción del modelo EBT3, cuyo rango dinámico de dosis se satura, generando un efecto análogo al observado con el láser de 633 nm. Esta divergencia podría deberse a la tecnología subyacente, dada la reconocida inferioridad del modelo EBT3 en comparación con los otros dos modelos utilizados. No obstante, se requieren investigaciones adicionales para discernir las razones precisas de esta disparidad con respecto a los otros modelos.

Por su parte, el sistema óptico operado con láser de 633 nm condujo a una disminución en la  $DO_{neta}$  (y, por ende, un incremento en la transmitancia) conforme aumentaba la dosis absorbida en las películas radiocrómicas. Este efecto, a su vez, fue una consecuencia de la fotodegradación en la capa activa de las muestras. No obstante, la naturaleza exacta de este efecto difirió de lo anticipado, posiblemente debido a las características de los espectros de absorción de los tres modelos, los cuales se aproximan a los 633 nm. Este fenómeno podría indicar una fotodegradación de los polímeros en la capa activa, lo que resultaría en una mayor transmisión del haz a través de las películas radiocrómicas.

El presente trabajo plantea diversas perspectivas para futuras investigaciones. Entre ellas, se encuentra la necesidad de profundizar en la comprensión de las variaciones en la  $DO_{neta}$  (y la transmitancia) al emplear láseres de diferentes longitudes de onda, como uno de 430 nm que corresponde al rango visible del azul. Asimismo, se deben explorar los efectos de diferentes tiempos de interacción, dado que este proyecto se centró en verificar la existencia de la fotodegradación inducida. Si bien se llevaron a cabo mediciones adicionales, estas se restringieron a un punto aleatorio en las muestras no irradiadas y en las de mayor dosis de cada modelo. Por lo tanto, se requiere una mayor recolección de datos estadísticos para determinar si la disminución de la transmitancia persiste o si alcanza una eventual linealidad. Además, en el caso del sistema óptico con láser de 633 nm, es necesario realizar investigaciones adicionales para comprender en mayor profundidad la interacción con la capa activa y determinar si existe efectivamente una degradación de los polímeros contenidos en las películas radiocrómicas o si otras variables entran en juego.

## 7 CAPITULO. REFERENCIAS.

1. de Andrade M, Clapis MJ, do Nascimento TG, Gozzo T de O, de Almeida AM. Prevenção de reações de pele devido à teleterapia em mulheres com câncer de mama: Revisão integrativa. Rev Lat Am Enfermagem. 2012;20(3):604–11.
2. Petti PL, Rivard MJ, Alvarez PE, Bednarz G, Daniel Bourland J, DeWerd LA, et al. Recommendations on the practice of calibration, dosimetry, and quality assurance for gamma stereotactic radiosurgery: Report of AAPM Task Group 178. Vol. 48, Medical Physics. 2021.
3. de Martin E, Alhujaili S, Fumagalli ML, Ghielmetti F, Marchetti M, Gallo P, et al. On the evaluation of edgeless diode detectors for patient-specific QA in high-dose stereotactic radiosurgery. Physica Medica. el 1 de septiembre de 2021;89:20–8.
4. Tyler M, Liu PZY, Chan KW, Ralston A, McKenzie DR, Downes S, et al. Characterization of small-field stereotactic radiosurgery beams with modern detectors. Phys Med Biol. 2013;58(21).
5. Wilcox EE, Daskalov GM. Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife. Med Phys. 2008;35(6).

6. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Vol. 25, Medical Physics. 1998.
7. Padilla-Cabal F, Kuess P, Georg D, Palmans H, Fetty L, Fuchs H. Characterization of EBT3 radiochromic films for dosimetry of proton beams in the presence of magnetic fields. *Med Phys*. 2019;46(7).
8. Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys Med Biol*. 2009;54(4).
9. Khan MI, Tahir MB, Rafique M, Iqbal T, Zulfiqar S, Zahoor A, et al. Commissioning and evaluation of a radiochromic EBT3 film dosimetry system. *J Radiother Pract*. 2019;18(1).
10. Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys*. 2008;35(7).
11. Paskalev KA, Seuntjens JP, Patrocinio HJ, Podgorsak EB. Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter). *Med Phys*. 2003;30(2).
12. Patibandla MR, Livingston D, Patel SH, Mukherjee S, Sheehan JP, Donahue J. A Review of Common Applications of Stereotactic Radiosurgery for the Neuroradiologist. *Neurographics*. 2018;8(1).
13. Park JW, Kim Y, Parc YW. Dependency of a compact and analytic gain function for the linac with multiple bunch compressors on the initial density modulation. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*. 2021;999.
14. Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. Khan's The Physics of Radiation Therapy. 2019.
15. Santos Ortega M, Gutierrez Diaz J, Rodriguez Villalba S, Garcia Berrocal I, Samblas Garcia J, Bustos Perez De Salcedo JC, et al. Radiocirugia basada en acelerador lineal en el tratamiento del neurinoma del acustico. *Oncologia*. 1996;19(8).
16. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. Vol. 32, *Physica Medica*. 2016.
17. Morales JE, Butson M, Hill R, Crowe SB, Trapp J v. Monte Carlo calculated output correction factors for Gafchromic EBT3 film for relative dosimetry in small stereotactic radiosurgery fields. *Phys Eng Sci Med*. 2020;43(2).
18. Casolaro P. Radiochromic films for the two-dimensional dose distribution assessment. Vol. 11, *Applied Sciences (Switzerland)*. 2021.
19. Méndez I, Rovira-Escutia JJ, Casar B. A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using Radiochromic.com. *Radiol Oncol*. 2021;55(3).
20. González-López A. Useful optical density range in film dosimetry: Limitations due to noise and saturation. *Phys Med Biol*. 2007;52(15).
21. Tomori S, Kadoya N, Takayama Y, Kajikawa T, Shima K, Narazaki K, et al. A deep learning-based prediction model for gamma evaluation in patient-specific quality assurance. *Med Phys*. 2018;45(9).
22. Callens M, Crijns W, Simons V, de Wolf I, Depuydt T, Maes F, et al. A spectroscopic study of the chromatic properties of GafChromic™EBT3 films. *Med Phys*. 2016;43(3).

23. Palmer AL, Dimitriadis A, Nisbet A, Clark CH. Evaluation of Gafchromic EBT-XD film, with comparison to EBT3 film, and application in high dose radiotherapy verification. *Phys Med Biol* [Internet]. el 29 de octubre de 2015 [citado el 3 de octubre de 2022];60(22):8741. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/60/22/8741>
24. Yamada H, Parker A. Gafchromic™ MD-V3 and HD-V2 film response depends little on temperature at time of exposure. *Radiation Physics and Chemistry*. el 1 de julio de 2022;196:110101.
25. Rink A, Lewis DF, Varma S, Vitkin IA, Jaffray DA. Temperature and hydration effects on absorbance spectra and radiation sensitivity of a radiochromic medium. *Med Phys*. 2008;35(10).
26. Martišíková M, Ackermann B, Jäkel O. Analysis of uncertainties in Gafchromic® EBT film dosimetry of photon beams. *Phys Med Biol*. 2008;53(24).
27. Yu PKN, Butson M, Cheung T. Does mechanical pressure on radiochromic film affect optical absorption and dosimetry? *Australas Phys Eng Sci Med*. 2006;29(3).
28. Fuss M, Sturtewagen E, de Wagter C, Georg D. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol*. 2007;52(14).
29. Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Evaluation of the magnitude of EBT Gafchromic film polarization effects. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2009;32(1).
30. Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao ST, Grams MP, Lewis DF, Soares CG, Van Battum LJ, et al. Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55. *Med Phys*. 2020;47(12).
31. Ranade MK, Li JG, Dubose RS, Kozelka J, Simon WE, Dempsey JF. A prototype quantitative film scanner for radiochromic film dosimetry. *Med Phys*. 2008;35(2).
32. Devic S, Aldelaijan S, Mohammed H, Tomic N, Liang LH, Deblois F, et al. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC film. *Med Phys*. 2010;37(5).
33. Devic S, Wang YZ, Tomic N, Podgorsak EB. Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry. *Med Phys*. 2006;33(11).
34. Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, Podgorsak EB, Soares CG, Kirov AS, et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. *Med Phys*. 2004;31(9).
35. Bouchard H, Lacroix F, Beaudoin G, Carrier JF, Kawrakow I. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Med Phys*. 2009;36(6).
36. Martínez Guijarro Mª Remedios nombre. Análisis instrumental: Espectrometría de Absorción Atómica (EAA).
37. León Marroquin EY, Herrera González JA, Camacho López MA, Villarreal Barajas JE, García-Garduño OA. Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(5).
38. Kaldybaev RT, Aimenov ZT, Nabiev DS, Begalieva AK, Kaldybaeva GY. Investigation of the development of biodegradable polymer materials based on microcrystalline cellulose to increase the vegetation period of cotton. *Izvestiya*