



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO
INSTITUTO NACIONAL DE
NEUROLOGÍA Y NEUROCIROLOGÍA
“MANUEL VELASCO SUAREZ”**



FACULTAD DE MEDICINA

“Validación de un densitómetro óptico
basado en visión para dosimetría con
película radiocrómica en el control de
calidad de tratamientos de
radiocirugía”

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRA EN FÍSICA MÉDICA**

P R E S E N T A

Yanneth Tzitzin Chávez Gutiérrez

**Comité de
Tutores:**

**Dr. Miguel Ángel Camacho López
Dr. Gerardo Jiménez Aviles
Dra. Olivia Amanda García Garduño**



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO 2024

Índice

Resumen

Summary

1. Introducción	11
1.1 Técnicas de radioterapia	11
1.3 Dosímetros	13
2. Estado del arte	14
2.1 Películas radiocrómicas	15
2.2 Dosimetría con película radiocrómica	16
2.3 Lectura y digitalización de las películas radiocrómicas	17
2.3.1 Sensor CCD en escáner de cama plana	18
2.3.2 Sensor CMOS en sistema dosimétrico basado en visión	19
2.4 Planteamiento del Problema	20
2.5 Pregunta investigación	21
2.6 Hipótesis	21
2.7 Objetivos	22
3. Marco teórico	23
3.1 Espectros de absorción	24
3.2 Digitalizadores y sensores utilizados en sistemas ópticos	25
3.3 Escáner de cama plana	26
3.4 Densitómetro basado en visión	27
3.5 Índice Gamma	29
3.5.1 Formalismos del índice gamma	30
4. Metodología	32
4.1 Infraestructura y apoyo técnico disponible	32
4.2 Procedimientos	34
4.2.1 Muestreo de películas radiocrómicas	34
4.2.2 Curva de calibración de las películas radiocrómicas	34
4.2.2.1 Curvas de calibración escaner de cama plana	36
4.2.2.2 Curvas de calibración densitómetro óptico basado en visión	37
4.2.3 Curva de ajuste	38
4.2.4 Obtención de incertidumbres	38
4.2.5 Irradiación y digitalización del plan de tratamiento	38
4.2.6 Obtención del Índice Gamma	39
5. Resultados y discusión	39
5.1 Curvas de calibración para películas radiocrómicas	39
5.2 Coeficientes de ajuste	41
5.3 Análisis de Incertidumbre	41
5.4 Análisis de sensibilidad	43
5.5 Obtención del Índice Gamma	44
6. Conclusiones y trabajo futuro	46
7. Referencias bibliográficas	51

Resumen

En entornos clínicos, las películas radiocrómicas se han utilizado ampliamente como dosímetros relativos para garantizar una distribución precisa de dosis durante los tratamientos. Cuando se utilizan en campos de radiación reducidos, como los empleados en radiocirugías estereotácticas, estas películas ofrecen ventajas notables. Como objetivo de este protocolo de investigación, se estableció validar un sistema dosimétrico basado en equipos de visión para digitalizar películas radiocrómicas de modelos EBT3 y EBT-XD.

La validación del sistema dosimétrico basado en visión se llevó a cabo mediante la determinación del índice gamma, para varios planes de tratamiento. Estableciendo como criterio de aprobación para el índice gamma, de 2%/2mm el cual cumple o supera el 95% para el plan de tratamiento de radioterapia utilizados.

Para el cálculo del índice gamma, primero se obtuvieron las curvas de calibración de cada modelo de películas, y posteriormente con la simulación de tratamientos se obtuvieron las curvas isodosis. El sistema experimental cumple con el índice gamma esperado del 2%/2mm el cual cumple o supera el 95% de los puntos en concordancia, y puede ser considerarlo como un sistema óptico adecuado para lectura de distribuciones de dosis en películas radiocrómicas, lo cual es esencial para garantizar la precisión de distribución dosis en cualquier plan de tratamiento establecido.

Summary

In clinical settings, radiochromic films have been widely used as relative dosimeters to ensure accurate dose distribution during treatments. When used in reduced radiation fields, such as those used in stereotactic radiosurgery, these films offer remarkable advantages. The objective of this research protocol was to validate a dosimetric system based on vision equipment for digitizing EBT3 and EBT-XD model radiochromic films.

The validation of the vision-based dosimetric system was carried out by determining the gamma index for various treatment plans. The approval criterion for the gamma index was established as 2%/2mm, which meets or exceeds 95% for the radiotherapy treatment plan used.

For the calculation of the gamma index, first the calibration curves of each film model were obtained, and later with the simulation of treatments the isodose curves were obtained. The experimental system complies with the expected gamma index of 2%/2mm, which meets or exceeds 95% of the points in agreement, and can be considered as an adequate optical system for reading dose distributions in radiochromic films, which is essential to guarantee the accuracy of dose distribution in any established treatment plan.

Abstract

La implantación y análisis del sistema óptico basado en visión, se realizará mediante la determinación del índice gamma de un plan de tratamiento. Se establece como criterio de aprobación que el índice gamma sea de 2%/2mm con $\geq 95\%$ de los puntos de distribución de dosis que superen el criterio en los planes de tratamiento de radioterapia.

Para obtener el índice gamma, primero se obtendrán las curvas de calibración de cada modelo de película, y posteriormente con la simulación del tratamiento se obtendrán las curvas de isodosis. Si el sistema experimental cumple con el índice gamma esperado, podemos considerarlo un sistema óptico adecuado para la lectura de distribuciones de dosis en películas radiocrómicas, imprescindible para garantizar la exactitud de la distribución de dosis en cualquier plan de tratamiento establecido.

Índice de figuras

<i>Fig. 1 Sistema dosimétrico basado de visión [27]</i>	16
<i>Fig. 2 Arreglo sensor CCD [30]</i>	19
<i>Fig. 3 Arreglo sensor CMOS [30]</i>	20
<i>Fig. 4 No uniformidad lateral de la densidad óptica neta de doble canal, evaluada para nueve escáneres [34]</i>	21
<i>Fig. 5 Espectros de absorción neta de la película radiocrómica EBT3 para un rango de dosis de 0-20 Gy [39]</i>	24
<i>Fig. 6 Espectro de absorción neta de película radiocrómica EBT-XD [38]</i>	25
<i>Fig. 7 Sensibilidad espectral sensor CCD, CMOS y ojo humano [43]</i>	26
<i>Fig. 8 Sistema basado en visión [27]</i>	27
<i>Fig. 9 Representación esquemática del índice gamma [56]</i>	30
<i>Fig. 10 Curvas de calibración obtenidas para las películas radiocrómicas (a) EBT3 (b) EBT-XD</i>	40
<i>Fig. 11 Propagación de incertidumbre total obtenido para películas radiocrómicas (a) EBT3 (b) EBT-XD</i>	42
<i>Fig. 12 Análisis de sensibilidad en películas radiocrómicas (a) EBT3 (b) EBT-XD</i>	44
<i>Fig. 13 Curvas isodosis para Índice Gamma (a) EBT3 (b) EBT-XD</i>	45

Índice de tablas

<i>Tabla 1 Geometría y características PRC</i>	23
<i>Tabla 3 Material e infraestructura</i>	33
<i>Tabla 4 Parámetros de ajuste obtenidos para canal rojo de la digitalización</i>	41
<i>Tabla 5 Resultados del índice Gamma para las películas radiocrómicas EBT3 y EBT-XD obtenidos del análisis de la componente roja de la digitalización del plan de tratamiento.</i>	46

1. Introducción

El objetivo de la radioterapia es la administración de altas dosis de radiación ionizante (rayos X, rayos gamma, rayos de electrones o protones) para eliminar o dañar las células cancerosas [1]. Para asegurar que la dosis de radiación sea la adecuada y no dañe tejido sano circundante, es importante aplicar un control de calidad que verifique la dosis administrada mediante dosímetros. Los dosímetros son dispositivos utilizados para medir la cantidad de radiación que el paciente recibe o puede recibir en cada sesión de tratamiento [2].

1.1 Técnicas de radioterapia

La radioterapia moderna utiliza una variedad de técnicas avanzadas para aumentar la precisión en la administración de dosis de radiación, mejorar el control tumoral y reducir los efectos secundarios en los tejidos sanos circundantes. La radioterapia de arco volumétrico modulado (VMAT), la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la radioterapia conformada en 3D (3D-CRT) son algunas de las técnicas más populares, cada una con características únicas que permiten adaptar el tratamiento a las necesidades del paciente.

1. Radioterapia en 3D conformada (3D-CRT) La 3D-CRT es una técnica que utiliza imágenes tridimensionales obtenidas por tomografía computarizada (TAC) o resonancia magnética (RM) para planificar el tratamiento de manera precisa. Esta tecnología permite que los haces de radiación se conformen a la forma de un tumor, lo que reduce la exposición de los tejidos sanos adyacentes. A pesar de ser una de las técnicas más convencionales, su precisión ha dado lugar a la creación de tratamientos más sofisticados.
2. En comparación con la 3D-CRT, la IMRT es un avance significativo porque permite ajustar el haz de radiación a la forma del tumor y cambiar la intensidad de la radiación en cada campo. Esto permite

administrar dosis altas directamente al tumor mientras se protegen mejor los órganos y tejidos sanos que lo rodean. En el tratamiento de tumores cerca de estructuras importantes, como la médula espinal o el cerebro, la IMRT es particularmente útil.

3. La técnica de VMAT, que es una evolución de la IMRT, utiliza radiación mientras un acelerador lineal gira alrededor del paciente en arcos completos o parciales. La intensidad y la forma del haz de radiación cambian constantemente durante este movimiento. Esta técnica permite la entrega de dosis más rápida y efectiva que la IMRT, lo que reduce significativamente los tiempos de tratamiento sin comprometer la precisión en la distribución de dosis. VMAT es un tratamiento muy efectivo para tumores complejos y de gran tamaño.

Estas técnicas han dado a los clínicos herramientas más precisas y eficaces para tratar diferentes tipos de cáncer, transformando el panorama de la radioterapia. La elección de un método sobre otro depende de aspectos como la localización y el tipo de tumor, así como las características del paciente, lo que permite un enfoque de tratamiento más individualizado y seguro.

1.2 TPS (Sistema de planificación de tratamiento)

El TPS (Sistema de planificación de tratamiento por sus siglas en inglés), diseña y optimiza los planes de tratamiento de radioterapia. Su principal función es calcular las distribuciones de dosis que se administrará al paciente, asegurando de tener buena cobertura en el tumor a tratar y cuidando los límites de dosis para los órganos de riesgo que se encuentren cerca. Los planes de tratamiento son realizados por medio de un software específico que dependerá del equipo que se esté utilizando.

Es crucial entonces mencionar el aseguramiento de calidad (QA por sus siglas en inglés), especialmente cuando se hace uso de las técnicas mencionadas anteriormente.

El aseguramiento de calidad nos dará la garantía de reducción de errores, seguridad del paciente y la optimización de la efectividad de los tratamientos.

1.3 Dosímetros

El dosímetro es un dispositivo, sistema o instrumento que mide o evalúa las cantidades de exposición, kerma, dosis absorbida o dosis equivalente, o sus derivadas temporales (tasas) o cantidades relacionadas de radiación ionizante, directa o indirectamente [3].

Existen diversos tipos de dosímetros, los cuales varían de acuerdo a el uso y aplicación que se le quiere dar. Algunos son utilizados para dosimetría personal como lo son los dosímetros TLD (Dosímetro termoluminiscente), OSL (luminiscencia estimulada ópticamente), y otro tipo de dosímetros que nos ayudan a realizar pruebas de calidad como lo son las películas radiocrómicas.

La implementación de las películas radiocrómicas (PRC) como dosímetros, se ha convertido en una herramienta clínica para la verificación y garantía de calidad del tratamiento [4], ya que son de bajo costo, poseen un número atómico efectivo similar al del agua, lo que las hace prácticamente equivalentes al tejido biológico y se puede tener una lectura precisa de la incidencia de radiación ionizante que está siendo entregada en el tratamiento [5], [6]. Existen varios modelos distintos de películas radiocrómicas, en el caso de este protocolo de investigación, se utilizarán películas radiocrómicas EBT3 que cuentan con un número atómico de 7.26 y películas EBT-XD de 7.37, en comparación a 7.3 para el agua [7]. Estas películas se basan en la propiedad de modificar las características estructurales del elemento cristalino sensitivo que las compone, el cual cambia de coloración al ser expuesto a radiación ionizante [8]. Algunas de las ventajas con las que se pueden contar al utilizar películas radiocrómicas, son las siguientes: Alta resolución espacial, permanencia de medición, linealidad, no requieren procesamiento químico, físico o térmico. Las desventajas de las películas que se tienen que tomar en cuenta, podrían ser: Que son sensibles a la luz ambiente, su lectura no es instantánea, se requiere de cuidados y procedimientos

complejos para procesar y llevar a cabo las lecturas de las películas, y tienen dependencia de la calidad del haz y de la orientación de la película [9], [10].

La lectura de las PRC se lleva a cabo con un sistema óptico. Comúnmente en la clínica suele utilizarse un escáner de cama plana para realizar la digitalización de las películas, este escáner es generalmente puesto en modo transmisión, y sus detectores CCD (*Charge Coupled Device, dispositivo de carga acoplada*) recolectan la luz transmitida a través de la película. A pesar de que su uso es válido, se busca poder obtener una mejor respuesta de las películas, validando un sistema óptico experimental previamente desarrollado. Este sistema dosimétrico basado en visión será evaluado a través de distribuciones de dosis administradas para tratamientos de radiocirugía. Se busca a partir de la evaluación, poder comparar de igual forma, su rendimiento con el escáner clínico, el cual cuenta con algunas deficiencias como la dispersión de luz y falta de uniformidad que presenta su fuente de luz [11]. Que se esperan mejorar o eliminar con el sistema experimental basado en visión.

2. Estado del arte

La radiocirugía estereotáctica es un procedimiento médico que utiliza radiación de alta precisión para tratar lesiones o enfermedades en el cerebro y otras partes del cuerpo. No requiere incisiones ni intervenciones invasivas, lo que lo diferencia de la cirugía convencional [12].

El volumen objetivo dentro del cuerpo se encuentra mediante el uso de un sistema de imágenes tridimensionales con coordenadas espaciales precisas. Luego, se aplica una alta dosis de radiación en el área donde se encuentra la lesión o el tumor, con el fin de destruir las células anormales y detener su crecimiento, sin afectar el tejido sano alrededor [13].

El procedimiento se lleva a cabo mediante el uso de máquinas de radioterapia especializadas, como sistemas de aceleradores lineales (LINAC) que utilizan rayos X

de altas energías para tratar los tumores [14]. Es crucial en este tipo de procedimientos, poder tener gran precisión en el cálculo de distribuciones de dosis y dosis absorbida, para evitar dañar a los tejidos sanos circundantes a el área en tratamiento. Esto se asegura, comparando las distribuciones de dosis obtenidas, con las calculadas por el sistema de plan de tratamiento el cual prescribe el valor de dosis con un rango de tolerancia, que será aplicado en el tratamiento [15]. Para poder comparar las distribuciones de dosis, existe una prueba de calidad (End-to-End test) la cual es una herramienta que permite verificar y validar toda la cadena de tratamiento a la que se someten los pacientes, desde la obtención de imágenes hasta la administración del tratamiento, haciendo uso de maniquíes antropomórficos que serán capaces de detectar cualquier error espacial o de dosis suministrado en el tratamiento [16].

El cálculo de dosis se hace aún más significativo cuando se utilizan campos pequeños de radiación, los cuales están generalmente definidos ente los $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ y $0.3\text{ cm} \times 0.3\text{ cm}$ [17]. El tamaño de campo es establecido como pequeño, cuando no se cumple con consideraciones de equilibrio de partícula cargada y energía. Para poder caracterizar estos haces de campos pequeños, se hace uso de distintos detectores como lo son las cámaras de ionización, películas radiocrómicas, entre otros [18] [19].

2.1 Películas radiocrómicas

Las películas radiocrómicas son dosímetros relativos que están formadas por una capa simple o doble de monómeros de microcristales orgánicos sensibles a la radiación, sobre una fina base de poliéster con un revestimiento transparente [20]. Al ser expuestas a la radiación, su capa activa se opaca dependiendo del nivel de radiación a la que haya sido expuesta, y la opacidad aumenta cuando la dosis absorbida aumenta también, por lo que no es necesario procesar la imagen para revelarla o fijarla ya que el proceso de polimeración de los monómeros en el cual las moléculas de monómeros forman redes tridimensionales de cadenas de polímero, hace que la opacidad de la película aumente [21]. Todas las películas radiocrómicas GafChromic (ASHLAND, EUA) constan de tres capas: Dos capas de poliester mate y una capa activa. Las capas

poliéster cubren y apoyan la capa activa, donde se distribuyen los fotomonómeros y el tinte amarillo [22].

El uso de las películas radiocrómicas ha jugado un papel importante en el cálculo de distribuciones de dosis para campos pequeños, ya que cuentan con numerosos beneficios como su baja dependencia energética, alta resolución espacial, que las califica para mediciones de distribuciones de dosis con gradientes de dosis elevados, y por otra parte también las benefician sus propiedades de coloración [23]. El tinte particular utilizado en las películas GAFchromic™ se encontró ser un orden de magnitud más sensible que los tipos anteriores de películas, lo que la hace ideal para utilizarse en mapeo de distribuciones de dosis por encima de 5 Gy [24] [25]. Estos beneficios, extienden el uso de las películas a dosimetría de campos pequeños de radiocirugía estereotáctica y fuentes de braquiterapia intravascular [26].

Los dos modelos de película radiocrómica que se utilizarán en el trabajo de investigación son: EBT3 y EBT-XD de GAFchromic™.

2.2 Dosimetría con película radiocrómica

La respuesta de la PRC a la irradiación es expresada en términos del cambio en su densidad óptica.

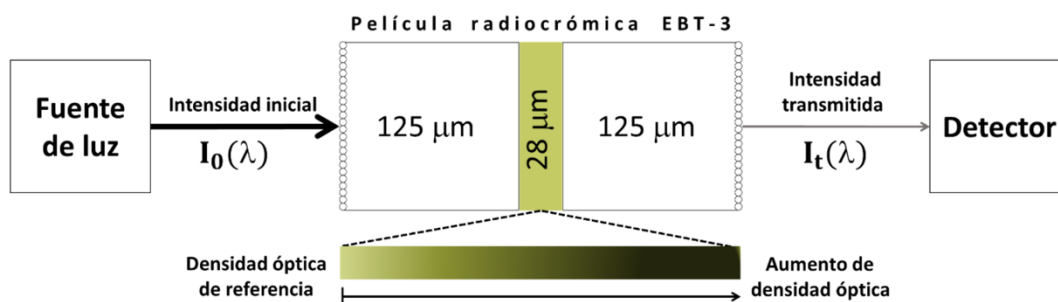


Fig. 1 Sistema dosimétrico basado de visión [27]

En el arreglo mostrado en la Figura 1, se tiene una fuente de luz, la cual tiene una intensidad inicial que incide sobre nuestra película radiocrómica y una intensidad

transmitida que es la que llega al detector. Mediante la intensidad transmitida y la de incidencia, podemos calcular la transmitancia a través de la Ecuación 1:

$$T = \frac{I_t(\lambda)}{I_o(\lambda)} \quad (1)$$

Transmitancia

Con la transmitancia definida se calcula la densidad óptica de la muestra mediante la Ecuación 2:

$$DO = \log \frac{1}{T} \quad (2)$$

Densidad óptica

El sistema dosimétrico basado en visión es capaz de capturar el cambio de densidad óptica reflejado en la película, a partir de la Ecuación 2. Mediante los cambios de densidad óptica se podrán generar curvas isodosis que nos proporcionarán la distribución de dosis que fue entregada por el plan de tratamiento.

2.3 Lectura y digitalización de las películas radiocrómicas

Debido a que la respuesta de las películas radiocrómicas con la radiación, es expresada en términos del cambio en su densidad óptica, deben existir sistemas ópticos que nos permitan la lectura de esta relación dosis-respuesta que nos proporcionan las películas. Y poder adquirir la distribución de dosis administrada para los planes de tratamiento y poder garantizar su administración adecuada.

La lectura de las películas radiocrómicas, se efectúa haciendo uso de un sistema óptico con el cual podremos digitalizar las películas radiocrómicas y así, relacionar la densidad óptica de las películas con la dosis depositada a través de una ecuación de ajuste, misma que permite cuantificar la dosis en un plan de tratamiento y generar las curvas isodosis que nos muestren la distribución de dosis que se aplicará en el

tratamiento. Actualmente, en la clínica se utilizan escáneres de cama plana que efectúan la digitalización. Para poder obtener la lectura de la película, el escáner es puesto generalmente en modo transmisión y sus detectores CCD recolectan la luz transmitida a través de la película. Este tipo de escáneres utilizados para digitalización de película radiocrómica, tienen espectros con varios picos de emisión. Se pueden identificar 5 picos estrechos localizados a 486, 542, 592, 610 y 626 nm para un escáner de cama plana Epson 11000XL [28]. Una vez digitalizadas las películas, estas son analizadas en un software para analizar las intensidades registradas para cada región de interés seleccionada de la película, y con esto poder obtener la densidad óptica asociada.

Existen fuentes de incertidumbre presentes en este tipo de sistemas dosimétricos utilizados en dosimetría con PRC. Una de las fuentes de incertidumbre puede provenir del escáner de cama plana utilizado, algunos sistemas pueden afectar a la película, otros son exclusivos del escáner que se utiliza, y el resto puede surgir de la interacción entre la película y el escáner [29].

Teniendo en cuenta las fuentes de incertidumbre que pueden surgir en la medición, existe un trabajo previo de un densitómetro basado en visión, que cuenta con un sensor CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor, semiconductor de óxido metálico complementario*) el cual es importante validar para su uso en clínica [27], ya que este sistema toma en cuenta factores como el *rango dinámico* de las PRC y el *ancho de banda* que mejor se ajusta a ella. Con esto, se disminuyen *efectos de incertidumbre* que existen en la medición de dosis por medio del escáner de cama plana comúnmente utilizado en clínica, como lo son: la *dispersión de luz* y la *falta de uniformidad* que presenta su fuente de luz.

2.3.1 Sensor CCD en escáner de cama plana

El funcionamiento del sensor CCD consiste en capturar fotones que son convertidos en fotoelectrones. Los fotoelectrones resultantes son capturados en fotocélulas y los

electrones son contados y almacenados con sus coordenadas [30]. Los sensores CCD transmiten la carga de un píxel en otro, para luego ser convertida en voltaje en un nodo de salida, como se muestra en la Fig. 2.

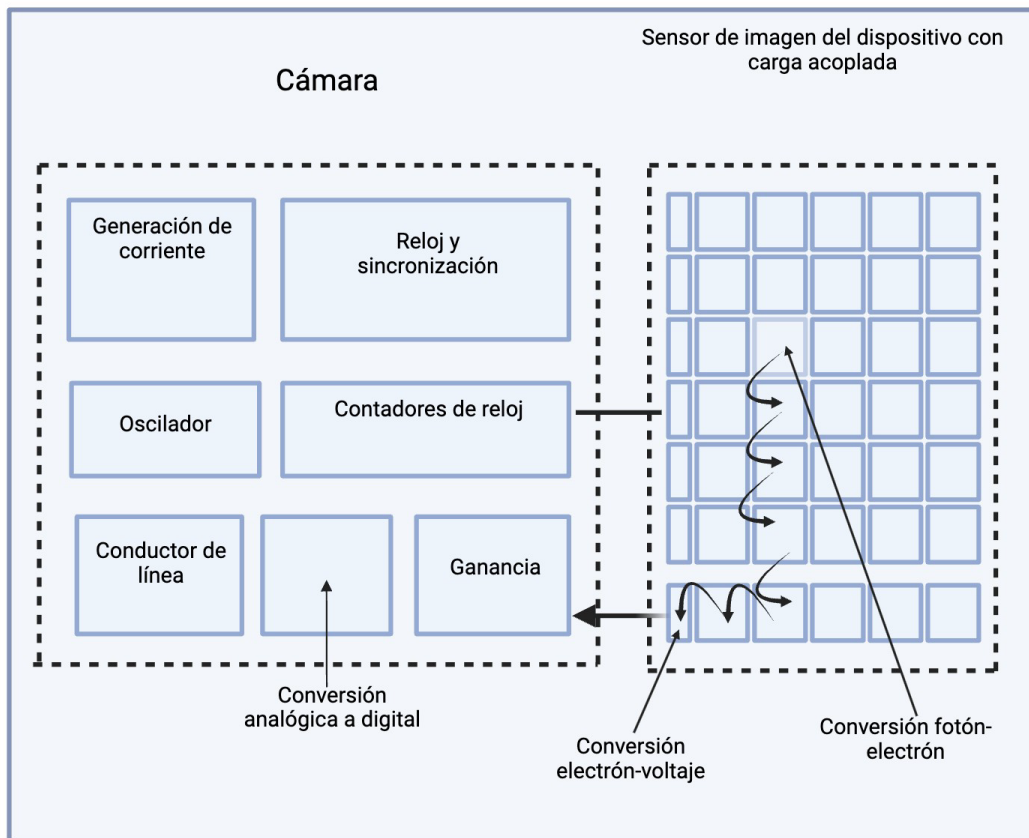


Fig. 2 Arreglo sensor CCD [30]

2.3.2 Sensor CMOS en sistema dosimétrico basado en visión

Al igual que los sensores CCD, los sensores CMOS utilizan el efecto fotoeléctrico para convertir la luz en electricidad. Se sigue el mismo principio de convertir los fotones de luz en fotoelectrones para ser capturados y almacenados en las fotocélulas. A diferencia del sensor CCD, el CMOS convierte instantáneamente la carga dentro de cada píxel, a voltaje. Como se muestra en la Fig. 3.

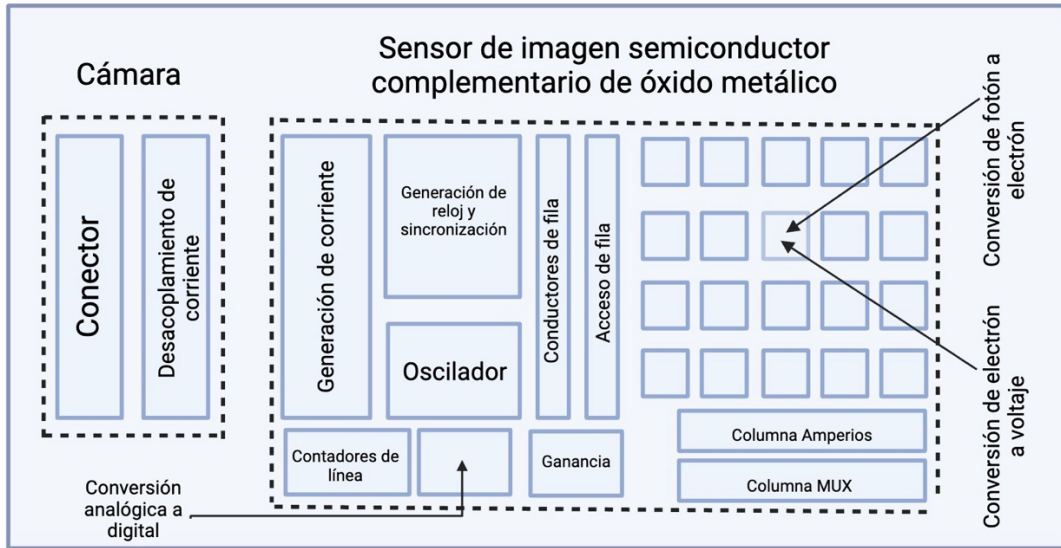


Fig. 3 Arreglo sensor CMOS [30]

2.4 Planteamiento del Problema

Los tratamientos de radiocirugía requieren de gran precisión en el cálculo de distribuciones de dosis. Para dosimetría de campos pequeños, se suelen utilizar películas radiocrómicas. Las PRC tienen capacidad de evaluar distribuciones de dosis, y nos proporcionan mediciones en tiempo real de la respuesta espectral [31] [32].

Usualmente en clínica se utiliza un escáner de cama plana para medir distribuciones de dosis de películas radiocrómicas, a pesar de que es válido su uso, se busca poder obtener una mejor respuesta de las películas, validando un sistema dosimétrico basado en visión que nos proporcione una óptima lectura de la película radiocrómica a analizar. Ya que en el escáner de cama plana existen algunas deficiencias como: la dispersión de luz y la falta de uniformidad [33] que presenta su fuente de luz. La Fig. 1 muestra la no uniformidad lateral de densidad óptica neta de doble canal, evaluada para nueve escáneres de cama plana [34]. Podemos notar que existen diferencias entre distintos escáneres y no existe constancia en las lecturas de digitalización de las películas. Se busca que, al validar el sistema dosimétrico basado en visión se tenga menor incertidumbre en las mediciones y que la fuente de luz y sensor a utilizar, sean los apropiados para cada película radiocrómica a utilizar.

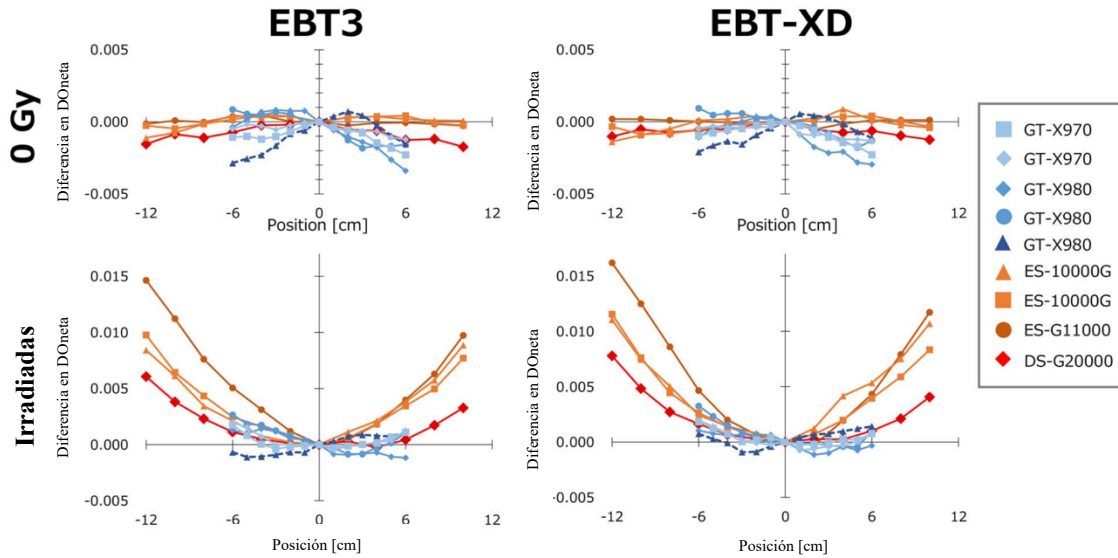


Fig. 4 No uniformidad lateral de la densidad óptica neta de doble canal, evaluada para nueve escáneres [34]

2.5 Pregunta investigación

¿El sistema dosimétrico de visión cumple con los criterios de validación necesarios para su uso como herramienta de lectura de distribuciones de dosis en un plan de tratamiento, en comparación con el escáner de cama plana utilizado en clínicas para la digitalización de PRC?

2.6 Hipótesis

Hipótesis alterna:

El sistema dosimétrico de visión es capaz de medir distribuciones de dosis con un criterio de índice gamma de 2%/2mm, con 95% de los puntos de distribución de dosis que aprueben el criterio en planes de tratamiento de radioterapia.

Hipótesis nula:

El sistema dosimétrico de visión es capaz de medir distribuciones de dosis con un criterio de índice gamma menor al 2%/2mm, con menos de 95% de los puntos de distribución de dosis que aprueben el criterio en planes de tratamiento de radioterapia.

2.7 Objetivos

Objetivo general:

Validar un densitómetro basado en visión para dosimetría con película radiocrómica en el control de calidad de tratamientos de radiocirugía.

Objetivos específicos:

1. Garantizar el uso adecuado de las PRC que se manipularán.
2. Evaluar la validez y precisión del sistema dosimétrico de visión como herramienta de lectura de distribuciones de dosis para un plan de tratamiento.
3. Comparar el desempeño del sistema dosimétrico de visión con el del escáner de cama plana utilizado en clínicas para la digitalización de PRC.

3. Marco teórico

EBT3	EBT-XD
<ul style="list-style-type: none"> • Rango dinámico: 0.1 Gy – 20 Gy • Mayor uniformidad, estructura simétrica 	<ul style="list-style-type: none"> • Rango dinámico: 0.1 Gy – 60 Gy • Proporciona pendientes más pronunciadas de las funciones de respuesta roja y verde que EBT3 a dosis más altas y por lo tanto es más deseable para mediciones a dosis > 10 Gy
<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 5px;">Poliéster mate, 100 μm</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 5px; background-color: #e6f2ff;">Capa activa, ~28 μm</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px;">Poliéster mate, 100 μm</div>	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 5px;">Poliéster mate, 125 μm</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-bottom: 5px; background-color: #e6f2ff;">Capa activa, ~25 μm</div> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px;">Poliéster mate, 125 μm</div>

Tabla 1 Geometría y características PRC

Para películas GafChromic, la absorción primaria se da en longitudes de onda del rojo 645 a 700 nanómetros (nm), podemos observarlo en la Fig. 5, que nos muestra el rango dinámico para las películas EBT3 y su espectro. Se puede tener un rango dinámico ampliado mediante el uso de escala de colores RGB (*Red-Blue-Green*) [35]. El canal rojo resulta ser entonces el canal óptimo en el que se da la absorción primaria de estas películas, ya que para el canal azul tenemos longitudes de onda entre 380 a 500 nm nanómetros (nm) y en el canal verde: 500 a 550 nm.

3.1 Espectros de absorción

Cada película radiocrómica está compuesta de distintos grosores de capa activa y de capa de poliéster mate. Las distintas características de cada película, les asigna particulares propiedades como lo es su rango dinámico y distinto espectro de absorción. En estudios previos se muestra que para la película EBT3 y sus antecesoras (EBT, EBT2) hay dos bandas principales de absorción centradas en 636-585 nm y algunos grupos han reportado una tercera banda con una menor intensidad centrada en 560nm [36] [37]. Para la película EBT-XD se reportan absorbancias netas en dos picos de absorción localizados en 636 nm y 585 nm [38].

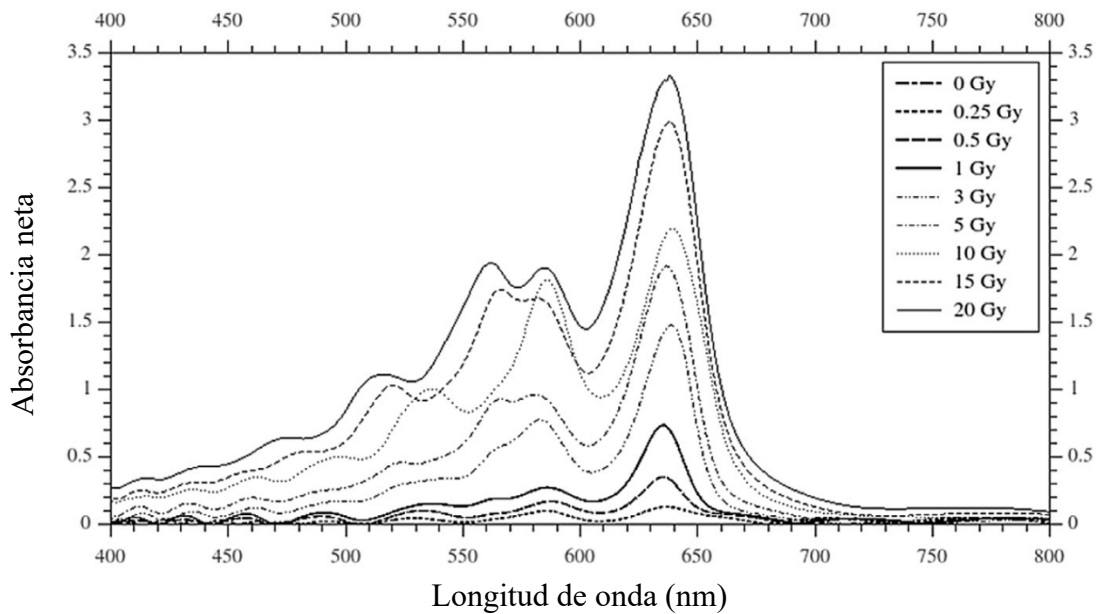


Fig. 5 Espectros de absorción neta de la película radiocrómica EBT3 para un rango de dosis de 0-20 Gy [39]

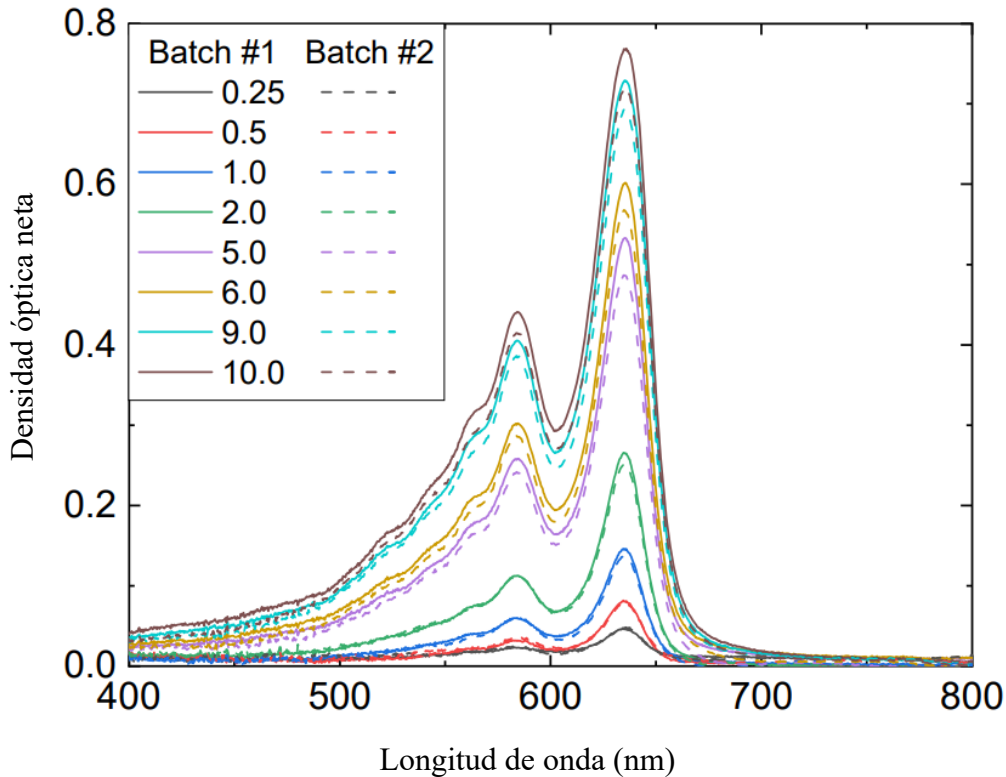


Fig. 6 Espectro de absorción neta de película radiocrómica EBT-XD [38]

Es importante localizar las bandas de absorción para cada una de las películas, para poder contemplar la fuente de luz óptima para la lectura de éstas, y el sensor CMOS que mejor se adapte a los rangos dinámicos de las muestras.

3.2 Digitalizadores y sensores utilizados en sistemas ópticos

Una de las principales diferencias entre los dos digitalizadores de película, es que cuentan con distintos sensores de detección que convierten la imagen óptica en señales eléctricas [40]. El escáner de cama plana que cuenta con sensores CCD y el densitómetro basado en visión que cuenta con sensores CMOS. Estos sistemas foto sensitivos tienen procesos de lectura distintos. Es crucial enfatizar la importancia de la sensibilidad espectral para cada uno de los sensores ya que las cámaras responden de forma diferente a la luz, esto es conocido como la respuesta espectral de la cámara

[41]. La medición de la sensibilidad espectral proporciona la información de la cámara a distintos espectros de luz. Podemos observar en la Fig. 7, la sensibilidad espectral para sensores CCD, CMOS, y el ojo humano. Se reporta que los sensores CCD y CMOS tienen una sensibilidad en longitudes de onda de aproximadamente 350-1050nm [42].

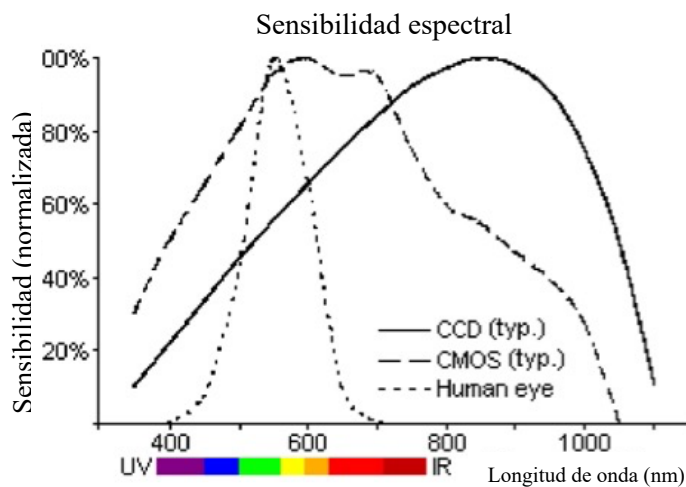


Fig. 7 Sensibilidad espectral sensor CCD, CMOS y ojo humano [43]

3.3 Escáner de cama plana

Los escáneres de cama plana han sido ampliamente utilizados para distintas mediciones en aplicaciones de dosimetría con película [44] [45]. Estos fueron diseñados para obtener escaneos fotográficos de alta calidad. Por lo general cuentan con una luz fluorescente como fuente de luz, con un espectro de emisión de banda ancha y un dispositivo de carga acoplada como detector (CCD). Los detectores que cuentan con luz fluorescente como fuente de luz, reportan menos sensibilidad en el canal verde que los escáneres con fuente de luz LED, e incertidumbre de dosis ligeramente mayor [46]. Otra incertidumbre asociada a los escáneres es su variación en la densidad óptica en la dirección de escaneado que es causada por la falta de uniformidad de la fuente de luz y/o la dispersión de luz [47].

En la adquisición de imágenes, los escáneres de cama plana permiten almacenar las imágenes en formato TIFF (*Tag Image Format*) en modo transmisión, de hasta 48 bits de profundidad de color en modo (Red-Blue-Green), es decir, 16 bits por canal de color (rojo, verde o azul). Al utilizar los escáneres para digitalización de películas radiocrómicas, se recomienda extraer el canal rojo de la imagen para mejorar la sensibilidad del escaneo. Esto se debe a que el espectro de absorción máximo de las películas se encuentra en la región del rojo [48].

3.4 Densitómetro basado en visión

La propuesta de este densitómetro basado en visión como sistema digitalizador de películas radiocrómicas, surge a partir de las incertidumbres presentes al momento de utilizar el escáner de cama plana. Este densitómetro basado en visión es un instrumento experimental utilizado para medir dosis, el cual utiliza cámaras de alta resolución para lograr su cometido. El sistema se compone de tres partes fundamentales: 1) fuente de luz, 2) cámara CMOS y 3) interfaz de control, adquisición y procesamiento de datos.

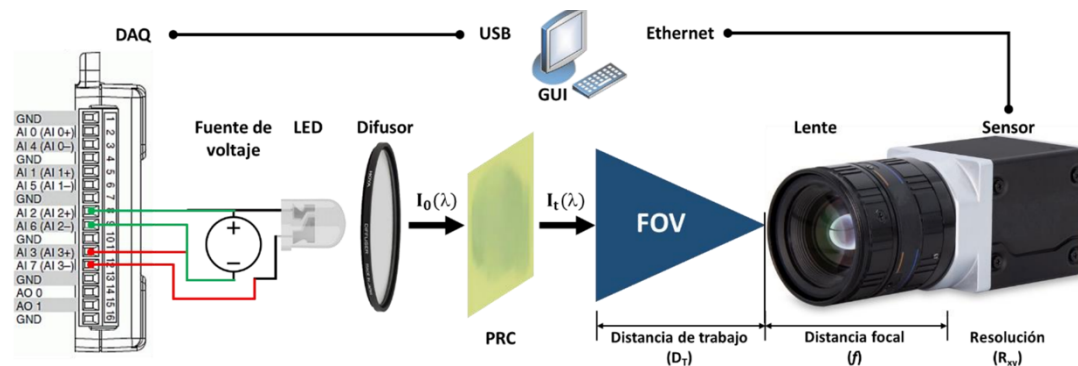


Fig. 8 Sistema basado en visión [27]

El sistema funciona a partir del principio de operación de las películas radiocrómicas en las cuales la respuesta de las películas a la irradiación será expresada en términos del cambio en su densidad óptica. El sistema entonces proporcionará una medición proporcional a la dosis absorbida.

La fuente de luz con la que cuenta el sistema de visión es una fuente de luz LED (*Light Emitting Diode*) de 6500K seguido de un difusor que ayudará a que la luz incida uniformemente en la superficie de la película [49]. Las diferencias en los espectros de emisión de luz de las lámparas LED y CCFL (*Cold Cathode Fluorescent Lamp; lámparas fluorescentes*), así como su potencial impacto en la sensibilidad del escáner de película, sugieren que el diseño de un sistema con fuente de luz LED puede mejorar la sensibilidad y la incertidumbre de la dosis en la dosimetría de la película radiocrómica [28].

El sistema basado en visión tiene como detector un sensor CMOS (*Complementary metal-oxide-semiconductor; Semiconductor de óxido metálico complementario*) de 2048×1088 px² con 8 bits por canal. Esta cámara consta de una zona fotosensible en la que se concentra la luz transmitida del sistema óptico, los fotones son absorbidos generando electrones en la zona semiconductor de la cámara. Un fotodiodo se encuentra en cada píxel del sensor, que a su vez está conectado secuencialmente a tres transistores. Estos transistores tienen la capacidad de activar y amplificar [50]. El sistema nos proporcionará los valores de lectura para cada región de interés (ROI) que procesamos, para cada color de canal: rojo, verde, azul. Cada píxel (i, j) de las regiones de interés, es normalizado en términos de su distorsión ($XY_{i,j}$), consumo de energía (P_{nGy}) y tiempo de exposición (E_{nGy}), antes de calcular la intensidad media ($norROI_n$) como se muestra en la Ecuación 3, y su desviación estándar ($\sigma norROI_n$) [51].

$$norROI_{i,j} = ROI_{i,j} XY_{i,j} \frac{P_{0Gy} E_{0Gy}}{P_{nGy} E_{nGy}} \quad (3)$$

Con los datos medios de cada ROI ($norROI_{i,j}$) se calcula la densidad óptica neta para las muestras (DO_{neta_n}) calculada por medio de la Ecuación 4

$$DOneta_n = \log \frac{\overline{norROI_{0Gy}}}{\overline{norROI_n}} \quad (4)$$

La desviación estándar asociada a $netOD_n$ (σ_{DOneta_n}) se obtiene mediante la Ecuación 5. Ya que se tienen que tomar en cuenta parámetros experimentales de la manipulación y el procesamiento de imágenes, la incertidumbre total (σ_{tot}) se define en la Ecuación 6, donde σ_{fit} corresponde a la desviación estándar del ajuste, y puede ser calculado mediante la Ecuación 7 donde SoS es la suma de los cuadrados de las diferencias entre los puntos de datos individuales y DoF son los grados de libertad (datos en el ajuste menos el número de variables en el modelo de ajuste) [52].

$$\sigma_{DOneta_n} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{norROI_{0Gy}}}{\overline{norROI_{0Gy}}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{norROI_n}}{\overline{norROI_n}}\right)^2} \quad (5)$$

$$\sigma_{tot} = \sqrt{(\sigma_{DOneta_n})^2 + (\sigma_{fit})^2} \quad (6)$$

$$\sigma_{fit} = \sqrt{\frac{SoS}{DoF}} \quad (7)$$

3.5 Índice Gamma

El índice gamma es una herramienta ampliamente utilizada para verificación de dosis, el cual compara el plan de tratamiento generado por el software contra el plan medido [54] [55]. Este índice nos proporciona una métrica de las dosis en coincidencia

calculadas por el plan de tratamiento y el plan entregado, utilizando la diferencia porcentual de dosis (DD) y la distancia en concordancia de los puntos ubicados (DTA).

3.5.1 Formalismos del índice gamma

El índice gamma es calculado encontrando la distancia Euclidiana mínima para cada uno de los puntos de referencia [56].

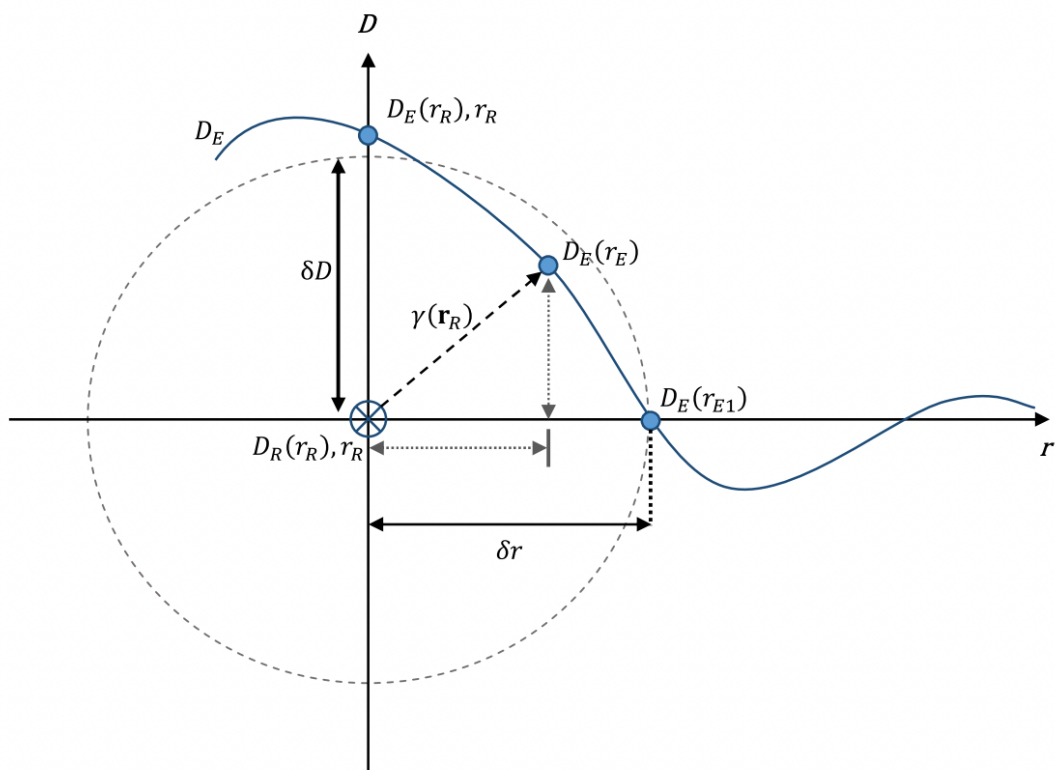


Fig. 9 Representación esquemática del índice gamma [56]

Cada uno de los puntos de referencia de la distribución de dosis se calcula respecto a los puntos de la distribución evaluada buscando:

1. La distancia entre el punto de referencia y el evaluado:

$$\Delta r(r_R, r_E) \quad (8)$$

2. La diferencia de dosis entre el punto de referencia y el evaluado

Donde r_R es el punto de referencia y r_E es el punto evaluado. La diferencia de dosis estará dada entonces por:

$$\Delta D(r_R, r_E) = D_E(r_E) - D_R(r_R) \quad (9)$$

Donde $D_E(r_E)$ es la dosis en un punto de la distribución de dosis evaluada. Para cada uno de los puntos en la distribución evaluada, calculamos el índice gamma utilizando la Ecuación 11:

$$\Gamma(r_R, r_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_R, r_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(r_R, r_E)}{\delta D^2}} \quad (10)$$

Donde δr es el criterio de diferencia de distancia y δD es el criterio de diferencia de dosis.

El índice gamma se toma entonces como el valor mínimo calculado sobre todos los puntos evaluados:

$$\gamma(r_R) = \min\{\Gamma(r_R, r_E)\} \forall \{r_E\} \quad (11)$$

Clínicamente es ampliamente aceptado un índice gamma de 2%/2mm para una tasa de aprobación del 90% y se ha demostrado que el límite de detección es de 4.07mm/4.07% [57].

4. Metodología

4.1 Infraestructura y apoyo técnico disponible

Para llevar a cabo la validación del sistema basado en visión publicado previamente en IOPScience como “Vision-based radiochromic film densitometer: setup and uncertainty analysis for its potential clinical usage”, se hará uso del sistema mencionado, utilizando películas radiocrómicas Gafchromic: EBT3 y EBT-XD. De igual forma, se variarán las fuentes de luz utilizadas para cada película radiocrómica, y el sensor CMOS que mejor se adapte a ellas. Para completar la validación, se realizarán las pruebas pertinentes en el Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos, Facultad de Medicina Universidad Autónoma del Estado de México y en el Laboratorio de Física Médica y Unidad de Radioneurocirugía, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía Manuel Velasco Suarez, en el cual se hará uso del acelerador lineal disponible: TrueBeam Varian STx para irradiar las películas radiocrómicas y administrar el plan de tratamiento para realizar el End-To-End test y comparar el índice gamma obtenido para cada sistema.

Materiales	Características	Fabricante
Irradiación		
Películas radiocrómicas	GAFCHROMIC EBT3 y EBT-XD	Ashland, Bridgewater NJ
Acelerador Lineal	Truebeam Varian STx	Varian Medical Systems, Palo Alto, California
Maniquí de Agua Sólida	Plastic Water CIRS PCW500	CIRS Inc, Melbourne, FL
Digitalización		
Escáner de Cama Plana	Epson Expression 11000 XL	Epson, Suwa, Japón
Sistema óptico	Densitómetro Basado en Visión	UAEMex
Procesamiento de datos		
Software	Características	Institución
Image J	Image J 1.47	INNN
Dose Lab	Dose Lab 4.11	INNN
VeriSoft	Comparación de distribuciones de dosis	INNN

Tabla 2 Material e infraestructura

4.2 Procedimientos

4.2.1 Muestreo de películas radiocrómicas

Para el desarrollo de este trabajo, se cortaron muestras de PRC EBT3 y EBT-XD de tamaño de 3 x 3 cm². El manejo de las muestras se llevó a cabo de acuerdo a las recomendaciones del TG 55 de la AAPM [58].

Las películas fueron marcadas en la parte superior derecha para poder identificar tu orientación, y fueron recortadas con tijeras. Las películas fueron recortadas en un cuarto oscuro en el que se contaba con una fuente de luz roja, para impedir que fueran expuestas lo menos posible a la luz ultravioleta que podría modificar la capa activa de la película. Una vez cortadas, se dejan guardadas en el cuarto oscuro, con el fin de que el trauma mecánico realizado en el corte no se hiciera presente en las mediciones que se fueran a realizar.

4.2.2 Curva de calibración de las películas radiocrómicas

Para poder obtener la curva de calibración de ambas películas, se irradiaron en los siguientes intervalos de dosis: EBT3: 0, 0,5, 1, 1,5, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10Gy, y EBT-XD: 0, 1, 2, 3, 5, 7,5, 10, 12,5, 15, 20, 25, 30, 40Gy. Cada muestra de película fue colocada a una profundidad de 5 cm en agua sólida y una SSD de 100 cm en el centro del haz. Con el fin de reducir la incertidumbre estadística, se irradiaron tres muestras de película para cada valor de dosis absorbida contemplada para la curva de calibración.

Una vez irradiadas, y habiendo pasado un lapso de tiempo de aproximadamente 72 horas para permitir que los polímeros de las películas se estabilizara, estas fueron digitalizadas con los dos sistemas ópticos a analizar, ajustados a 24 bits, con imágenes

en color en formato TIFF. Se analizan las imágenes obtenidas de ambos sistemas, en todos los canales: rojo, verde y azul.

Se hace uso del software ImageJ para poder analizar las imágenes, las cuales son importadas al sistema y se selecciona una región de interés (ROI) para cada película. En este caso se tomó una ROI de 40 x 40 en ImageJ y se pide analizar la intensidad y desviación estándar para esta ROI. Para cada dosis tenemos ahora asociada una intensidad y desviación estándar.

Las PRC se escanean 5 veces en la misma orientación que los escaneos de las películas no irradiadas, después de haber dejado pasar un periodo de 48 h después de la irradiación. Para procesar las imágenes, estas son importadas a un sistema de manipulación de imágenes que extraerá la componente roja de la imagen RGB obtenida, y determinará la intensidad de la imagen en escala de bits, este valor y la desviación estándar relacionada permiten obtener la densidad óptica neta de las películas irradiadas a través de la Ecuación (12).

$$DO_{neta} = \log \left(\frac{I_{Di}}{I_{0Gy}} \right) \quad (12)$$

Para poder convertir la respuesta de la película (DO_{neta}) a dosis, es necesario contar con la curva de calibración de la película. Esta curva de calibración cuenta con la relación de la dosis absorbida D_{fit} contra la respuesta de la película a los distintos niveles de radiación. La función de ajuste a los datos experimentales se realiza mediante un ajuste polinómico de 2° o 3er grado que se muestra en la Ecuación 13 [59]:

$$DO_{fit} = aDO_{neta} + bDO_{neta}^n \quad (13)$$

Donde a y b son parámetros de ajuste y n es el valor que minimiza la incertidumbre total.

Para poder obtener la curva de calibración para cada lote de películas, se realizará la irradiación de estas a distintos niveles de dosis y utilizando la Ecuación 4 obtendremos la función de ajuste que describirá a nuestra curva de calibración.

Se recomienda por resultados en la literatura, que la incertidumbre de dosis total asociada se exprese como se muestra en la Ecuación 14 [28]:

$$\sigma^2_{D_{tot}} = \sigma^2_{D_{exp}} + \sigma^2_{D_{fit}} \quad (14)$$

En donde,

$$\sigma_{D_{exp}} = \frac{\sqrt{(b + n \cdot c \cdot D_{Oneta}^{n-1})^2 \cdot \sigma^2_{D_{Oneta}}}}{D_{fit}} \times 100 \quad (15)$$

Y

$$D_{fit} = \frac{\sqrt{D_{Oneta}^2 \cdot \sigma_b^2 + D_{Oneta}^{2n} \cdot \sigma_c^2 + D_{Oneta}^{n+1} \cdot \sigma_{bc}}}{D_{fit}} \times 100 \quad (16)$$

Donde σ_b y σ_c están asociadas a incertidumbres de los parámetros de ajuste a y b y el término $D_{Oneta}^{n+1} \cdot \sigma_{bc}$ es la contribución a la incertidumbre total de la covarianza entre los parámetros b y c . $\sigma_{D_{Oneta}}$ está asociado a la densidad óptica experimental [28].

4.2.2.1 Curvas de calibración escaner de cama plana

Para obtener las curvas de calibración en el escaner, se llevó a cabo la digitalización de PRC en un escaner de cama plana EPSON Expression 11,000 XL. Antes de iniciar la lectura, es importante encender el equipo y dejarlo estabilizarse por al menos 30

minutos. El software utilizado fue el Epson Escaner que ya incluye el equipo, y se configuró mediante el software una digitalización en modo transmisión, con un tipo de imagen RGB, resolución 72 ppt, 24 bit de profundidad de color y todas las imágenes fueron guardadas en formato TIFF (Tagged Image File Format). Fue muy importante mantener la orientación de las películas a la hora del escaneo, se tenía que conciderar entonces la correcta posición de las películas con una visualización previa que el software nos permitía ver. Una vez obtenidas las imágenes, estas fueron procesadas en el software ImageJ en el que se descompuso la imagen en los tres colores (rojo, verde y azul) para el análisis de cada canal. Para cada muestra de película, se determinó una ROI en la que el sistema nos proporcionaba la intensidad y desviación estandar. Ya que se contaba con tres películas para cada valor de dosis, se promedió la intensidad y fue calculada la DOneta mediante la ecuación (12).

4.2.2.2 Curvas de calibración densitómetro óptico basado en visión

Para la obtención de las curvas de calibración con el sistema óptico basado en visión, película por película fue colocada en el área destinada para digitalización del sistema. Se abrían los softwares pertinentes en la computadora, y una vez colocada la película, se seleccionaba en el programa qué película estaría en medición y este ajustaría el voltaje para proporcionar la fuente de luz ideal para esta. Aparece un recuadro también que muestra si la película está correctamente colocada y que no se encuentre rotada para proporcionar una adquisición buena. Una vez verificado todo esto, se preciona el boton de adquirir y el sistema captura la digitalización y automáticamente la guarda en formato TIFF, RGB, 24 bits de profundidad de color y 72 ppt. Al igual que en el escaner, una vez obtenidas las imágenes, estas fueron procesadas en el software ImageJ en el que se descompuso la imagen en los tres colores (rojo, verde y azul) para el análisis de cada canal. Para cada muestra de película, se determinó una ROI en la que el sistema nos proporcionaba la intensidad y desviación estandar. Ya que se contaba con tres películas para cada valor de dosis, se promedió la intensidad y fue calculada la DOneta mediante la Ecuación (12).

4.2.3 Curva de ajuste

Una vez obtenida la curva de calibración, se realizó el ajuste a la curva de acuerdo con lo publicado por Devic et al, mediante la Ecuación (13).

En donde n fue variada para cada una de las películas hasta encontrar la curva de ajuste que mejor representara a la curva de calibración.

4.2.4 Obtención de incertidumbres

Se realizó un análisis de propagación de incertidumbres para las películas radiocrómicas en el canal rojo. El análisis se obtuvo de [60], en el que se mencionan tres incertidumbres asociadas: experimental, de ajuste y total mencionadas en Ecuación (14), Ecuación (15), Ecuación (16).

4.2.5 Irradiación y digitalización del plan de tratamiento

Se procede a la simulación del tratamiento para obtener las curvas de isodosis del plan administrado. Para irradiar el plan de tratamiento, primero se simuló en la planificación de tratamiento Eclipse. Se irradiaron las muestras utilizando un haz cónico de 5mm con una técnica (Volumetric modulated arc therapy) VMAT, permitiendo visualizar las curvas de isodosis de la irradiación. La película EBT3 fue irradiada con 8Gy, mientras que la película EBT-XD recibió una dosis de 20Gy.

4.2.6 Obtención del Índice Gamma

El análisis CDS se realizará determinando el índice gamma para un plan de tratamiento analizado en el canal rojo de la imagen. Se establece como criterio de aprobación un índice gamma de 2%/2mm con un porcentaje $\geq 95\%$ para el plan de tratamiento.

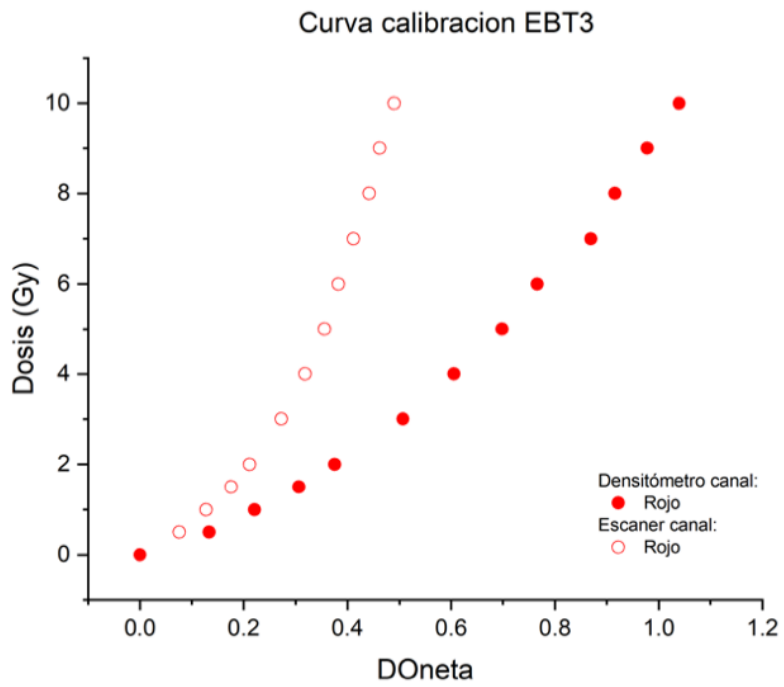
5. Resultados y discusión

5.1 Curvas de calibración para películas radiocrómicas

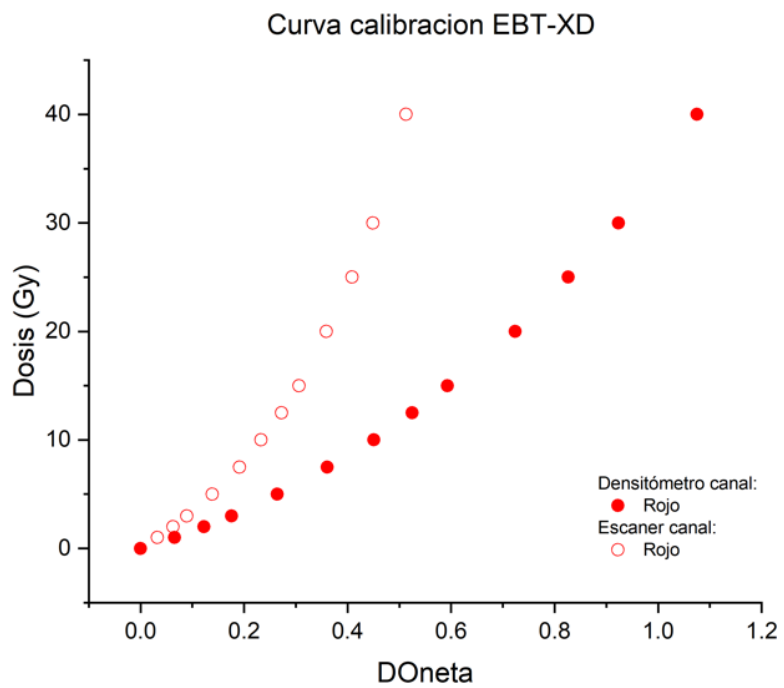
Los resultados se presentaron en el XVIII Mexican Symposium on Medical Physics” y se encuentra en revisión un manuscrito con título: “Implementation and analysis of a vision-based optical densitometer for clinical dosimetry with radiochromic film.” El cual contiene los resultados de la investigación. Se adjuntan como comprobantes la asistencia y el artículo enviado al simposio, en el apartado de Anexos.

Siguiendo la metodología ya mencionada, se obtuvieron resultados para las curvas de calibración de los modelos de película radiocrómica EBT3 y EBT-XD para el escaner de cama plana y el densitómetro óptico basado en visión. Podemos observar que el densitómetro óptico basado en visión muestra valores de densidad óptica asociados 150% mayores en comparación con el escaner de cama plana, el cual tiene un máximo de DO_{neta} de 0.4 como se observa en Fig 10 (a) para la película radiocrómica EBT3.

Analizando el modelo de la película EBT3-XD, se tienen valores de DO_{neta} 120% mayores en comparación con el escaner de cama plana, en el cual se tiene un máximo de DO_{neta} de 0.5 como se observa en la Fig 10 (b) para la película radiocrómica EBT-XD.



(a)



(b)

Fig. 10 Curvas de calibración obtenidas para las películas radiocrómicas (a) EBT3 (b) EBT-XD

5.2 Coeficientes de ajuste

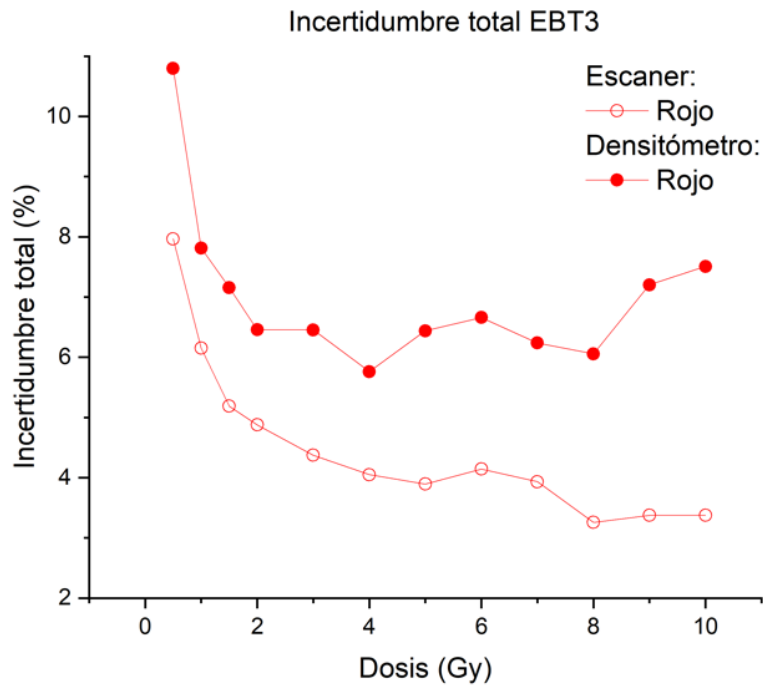
Mediante la curva de calibración, se obtienen los coeficientes de ajuste, utilizando la Ecuación 13, obteniendo los parámetros de ajuste que se muestran en la Tabla 3 para ambos sistemas de digitalización.

Dispositivo	Canal de imagen	Parámetro de ajuste		
		A	B	n
CDS				
EBT3	R	4	5	2.4
EBT-XD	R	17	18	2.6
Escaner				
EBT3	R	7	54	2.9
EBT-XD	R	31	145	3

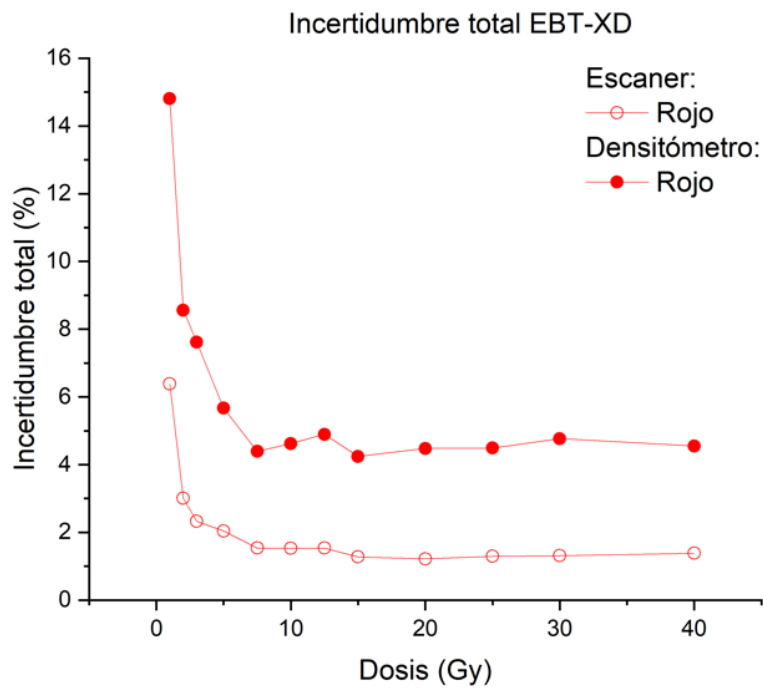
Tabla 3 Parámetros de ajuste obtenidos para canal rojo de la digitalización

5.3 Análisis de Incertidumbre

Se realizó un análisis de propagación de incertidumbres para las películas radiocrómicas en el canal rojo. Se obtuvieron las incertidumbres asociadas: experimental, de ajuste y total mencionadas en Ecuación (14), Ecuación (15), Ecuación (16). A continuación podemos observar la incertidumbre total asociada para el modelo de película EBT3 en (a) Fig. 11 y la incertidumbre total asociada al modelo EBT-XD en (b) Fig. 11, ambas gráficas mostrando la incertidumbre total asociada para dos dos sistemas ópticos de digitalización: El escaner de cama plana y el densitómetro basado en visión. Es importante obtener la incertidumbre total asociada a ambos modelos, ya que partiendo de su análisis de incertidumbre, podremos saber en qué intervalos de dosis tenemos menor incertidumbre asociada y con ello llevar a cabo la irradiación de planes de tratamiento con esa dosis de prescripción.



(a)

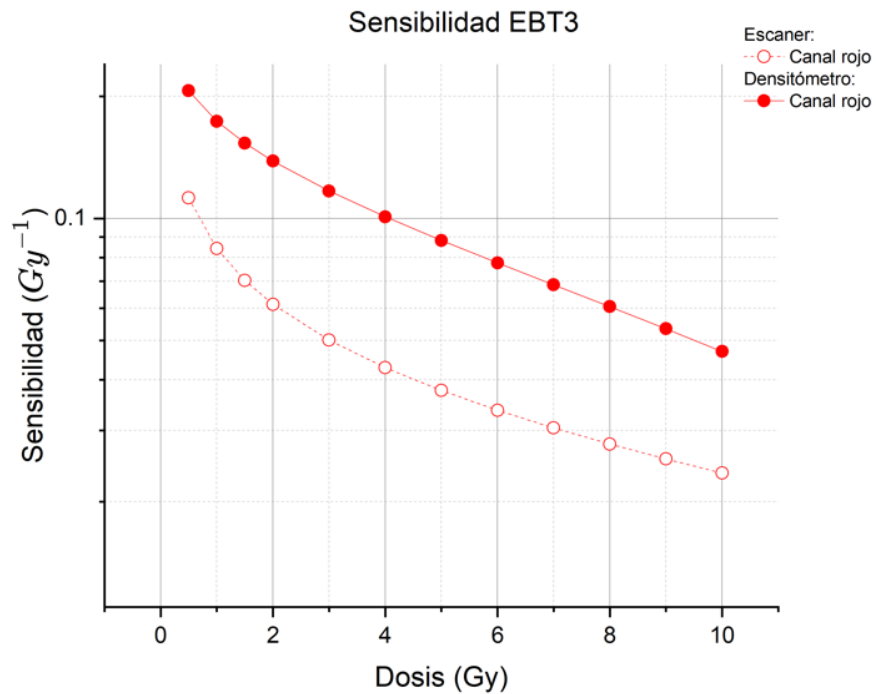


(b)

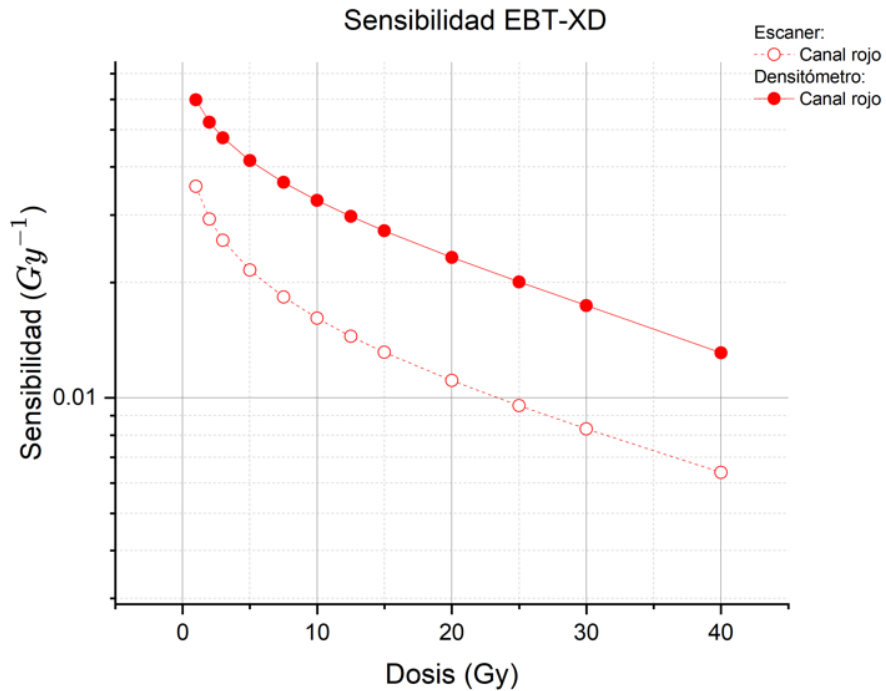
Fig. 11 Propagación de incertidumbre total obtenido para películas radiocrómicas (a) EBT3 (b) EBT-XD

5.4 Análisis de sensibilidad

Dentro del análisis de las películas radiocrómicas irradiadas, de igual forma se determinó la sensibilidad para ambos modelos de película, revelando su capacidad real de respuesta a la radiación, con el densitómetro óptico basado en la visión y el escaner de cama plana Epson 11,000 XL. Podemos observar que efectivamente la película EBT3 muestra una sensibilidad $\sim 142\%$ mayor que la EBT-XD esto gracias a su rango dinámico, ya que la película EBT-XD puede irradiarse a rangos de dosis más altos, a bajas dosis muestra respuesta pero no tanto como la EBT3. De igual forma notamos que existe una respuesta mayor de sensibilidad, al analizar la película con el densitómetro óptico basado en visión comparado con el escaner. Como se muestra en (a) tenemos un 115% más de sensibilidad en el sistema óptico basado en visión y en (b) para la película EBT-XD tenemos una sensibilidad mayor en el densitómetro de aproximadamente el 141% como se muestra en la Fig. 12.



(a)

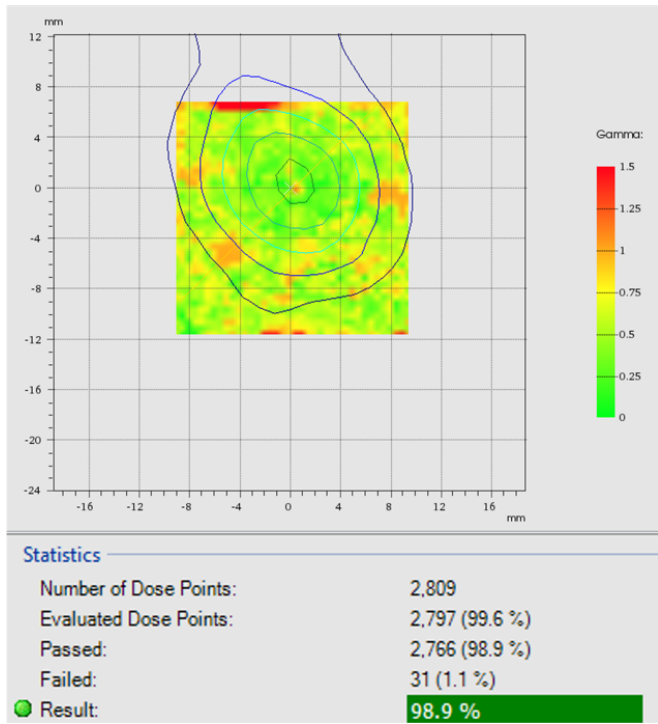


(b)

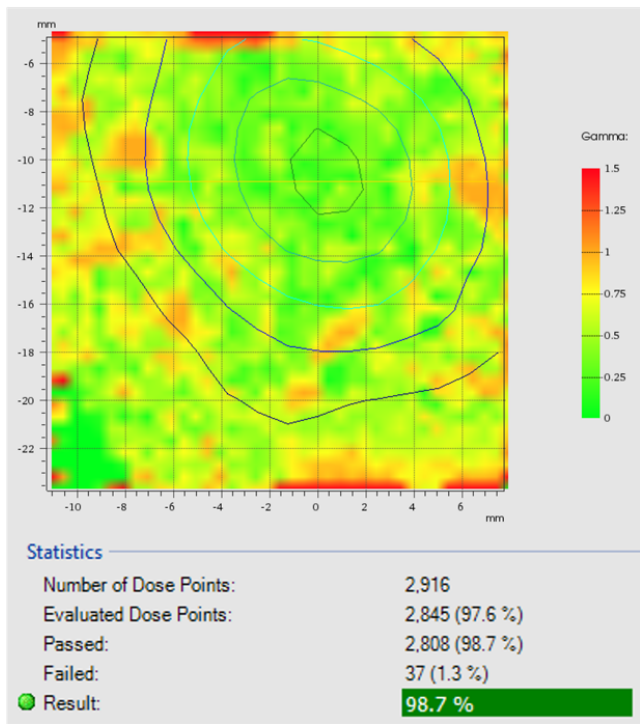
Fig. 12 Análisis de sensibilidad en películas radicrómicas (a) EBT3 (b) EBT-XD

5.5 Obtención del Índice Gamma

Para poder obtener el índice gamma para el sistema dosimétrico basado en visión, se analizan los datos en el canal rojo de la imagen, y con ayuda del software PTW verisoft, importando las imágenes digitalizadas de las películas irradiadas con el plan de tratamiento, podemos obtener el índice gamma de ambos modelos de película. Se establece como criterio de aprobación un índice gamma de 2%/2mm con un porcentaje $\geq 95\%$ para el plan de tratamiento. Podemos observar en (a) Fig. 13, el índice gamma para la película EBT3, obteniendo un índice gamma del 2%/2mm con 98.9% de puntos en concordancia. Y para la película EBT-XD (b) Fig. 13 un índice gamma del 2%/2mm con 98.7% de los puntos en concordancia. Ambos modelos de película pasan el criterio de aprobación y validación del densitómetro óptico basado en visión. Los resultados para ambos modelos de película con los dos distintos sistemas, se puean en la Tabla 4.



(a)



(b)

Fig. 13 Curvas isodosis para Índice Gamma (a) EBT3 (b) EBT-XD

Dispositivo	Canal de imagen	Índice Gamma (2%/2mm)
CDS		
EBT3	R	98.90%
EBT-XD	R	98.70%
Escaner		
EBT3	R	97.00%
EBT-XD	R	99.60%

Tabla 4 Resultados del índice Gamma para las películas radiocrómicas EBT3 y EBT-XD obtenidos del análisis de la componente roja de la digitalización del plan de tratamiento.

6. Conclusiones y trabajo futuro

El uso de películas radiocrómicas en la clínica para realizar controles de calidad, ha mostrado numerables ventajas. La lectura de las películas suele realizarse con escaneres de cama plana con los que cuenta la institución, pero al este no ser un equipo especializado para digitalización de películas, cuenta con algunas desventajas que podrían afectar la fidelidad en la lectura de las películas. Es por eso que se está optando por implementar y validar sistemas ópticos como lo es el densitómetro basado en visión, para poder considerar las oportunidades de mejora del escaner de cama plana.

El sistema dosimétrico basado en visión, fue desarrollado tomando en cuenta mediciones de ruido, densidad óptica e incertidumbre asociada a las mediciones. En este trabajo de investigación se procuró realizar las pruebas pertinentes para poder validar el sistema, comparandolo con el escaner de cama plana normalmente utilizado en la clínica.

Como proceso de validación, se realizaron las curvas de calibración para los dos distintos modelos de película radiocrómica utilizados: EBT3 y EBT-XD, digitalizándolas en ambos sistemas y analizando el canal rojo de las digitalizaciones para obtener sus densidades ópticas. Ya contando con las curvas de calibración y las incertidumbres asociadas a las mediciones, se irradiaron las películas con un plan de tratamiento para poder validar el sistema por medio del análisis del índice gamma.

Al analizar los resultados, podemos concluir que para las curvas de calibración, el densitómetro basado en visión nos proporciona valores de densidad óptica 150% mayores para la película EBT3 y 120% para la película EBT-XD comparados con los obtenidos con la digitalización del escaner de cama plana EPSON Expression 11,000 XL. Podemos decir que el densitómetro discierne los valores de densidad óptica respecto de la dosis, mucho mejor que el escaner.

En el análisis de incertidumbre de ambos sistemas, podemos observar que el densitómetro muestra valores más altos que el escaner de cama plana. Obteniendo para el densitómetro una incertidumbre total asociada del 11% y el escaner de 8%. Teniendo un 3% más de incertidumbre en nuestro sistema, para la película EBT3, y para la película EBT-XD la incertidumbre total asociada 15% en el densitómetro y 6.5% para el escaner de cama plana. Analizando de igual forma, la incertidumbre más baja asociada a cada sistema, podemos ver que para el densitómetro en la película EBT3 tenemos una incertidumbre del 5.9% y para el escaner de 3.5%. En la película EBT-XD en el densitómetro una incertidumbre más baja asociada a 4% y el escaner de 1%.

En el análisis de sensibilidad, podemos notar que el densitómetro para ambas películas, muestra una sensibilidad para la película EBT3 del 115% mayor a la que se obtiene con el escaner de cama plana, e igualmente para el análisis en la película EBT-XD tenemos una sensibilidad mayor de aproximadamente 141%. La película EBT3 muestra una sensibilidad 142% mayor que la que se reporta para la película EBT-XD.

Analizando la respuesta que tuvo el sistema dosimétrico basado en visión, podemos concluir que cuenta con las características para digitalización de películas radiocrómicas, ya que se aprueba el criterio del índice gamma del 2%/2mm, teniendo resultados muy similares al índice gamma obtenido para el escaner de cama plana.

Se evidencia que la película EBT3 presenta un mayor número de puntos en concordancia, en comparación con el análisis del índice gamma realizado para la misma película en el escaner de cama plana.

Los resultados obtenidos para el densitómetro basado en visión son muy prometedores, ya que cumple con los criterios del índice gamma establecidos para su aplicación clínica. Sin embargo, se ha identificado que la incertidumbre total asociada es significativamente mayor en comparación con la registrada para el escáner de cama plana. Para investigaciones futuras, sería recomendable enfocar el análisis en las causas que contribuyen al aumento de esta incertidumbre, así como evaluar las ventajas que el sistema de densitometría basado en visión ofrece frente al escáner de cama plana, dado que proporciona valores de densidad óptica más elevados lo que nos hace pensar que el sistema discierne los valores de densidad óptica respecto de la dosis, mucho mejor que el escaner, incluso utilizando imágenes de 8 bits, similares a las analizadas para el escáner de cama plana. Adicionalmente, se sugiere realizar un análisis de las películas en otros canales de colores, como azul y verde, para estudiar su comportamiento y comparar las incertidumbres obtenidas con las del canal rojo presentadas en este trabajo de investigación

7. Referencias bibliográficas

- [1] N. ONU, «El cáncer mató millones de personas en 2020,» 11 octubre 2021. [En línea]. Available: <https://news.un.org/es/story/2021/02/1487492>.
- [2] D. B. N. B. P. C. F. V. P. Covens, Personal dose monitoring in hospitals: global assessment, critical applications and future needs, 2007.
- [3] G. R. JOANNA IZEWSKA, «RADIATION DOSIMETERS,» de *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* .
- [4] S. Devic, «Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future,» *Physica Medica*, Volume 27,» *European Journal of Medical Physics*, vol. 27, n° 3, 2010.
- [5] B. A. e. al., «Energy dependence and dose response of Gafchromic EBT2 film over a wide range of photon, electron, and proton beam energies,» *Med. Phy*, vol. 37, 2010.
- [6] S. D. e. al, «Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications,» *Med. Phys.* , vol. 33, n° 4, 2006.
- [7] D. A. N. A. C. C. Palmer AL, «Evaluation of Gafchromic EBT-XD film, with comparison to EBT3 film, and application in high dose radiotherapy verification.,» *Phys Med Biol*, 2015.
- [8] P. C. L. B. G. e. a. Casolaro, «Real-time dosimetry with radiochromic films,» *Sci Rep*, vol. 9, n° 5307, 2019.
- [9] K. R. Sánchez, *Análisis de perfiles de dosis de radioterapia de intensidad modulada utilizando diversos detectores*, Puebla, 2015.
- [10] A. G. J. B. Abdulhamid Chaikh, «Monitoring methods for skin dose in interventional radiology,» *International Journal of Cancer Therapy Oncology*, vol. 3, n° 1, p. 3, 2014.
- [11] D. A. y. M. A. Menegotti L, «Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure,» *Med Phys*, vol. 35, n° 3078-3085, 2008.
- [12] M. D. J. Harris L, «Stereotactic Radiosurgery.,» *National Library of Medicine*, 2023.
- [13] P. C. Gerszten, «Radiocirugía de la columna vertebral,» *SciELO*, vol. 22, n° 1, pp. 28-29, 2008.
- [14] J. Hopkins, «Johns Hopkins Medicine,» 2023. [En línea]. Available: [https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/radiosurgery#:~:text=Linear%20accelerator%20\(LINAC\)%20systems&text=Some%20common%20types%20of%20LINAC,around%20the%20patient%20during%20treatment..](https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/radiosurgery#:~:text=Linear%20accelerator%20(LINAC)%20systems&text=Some%20common%20types%20of%20LINAC,around%20the%20patient%20during%20treatment..) [Último acceso: 2023].
- [15] C. R. H. L. W. A. B. R. C. M. F. J. G. D. J.-B. N. M. L. P. K. I. K. T. P. L. P. A. V. N. Victor

- Hernandez, «What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans,» *Radiotherapy and Oncology ELSEVIER*, vol. 153, pp. 26-33, 2020.
- [16] S. C. G. J. B. J. B. G. C. I. D. S. B. V. Rousseau A, «End-to-end quality assurance for stereotactic radiotherapy with Fricke-Xylenol orange-Gelatin gel dosimeter and dual-wavelength cone-beam optical CT readout.,» *Phys Med.*, 2023.
- [17] R. S. A. M. F. B. Parwaie W, «Different Dosimeters/Detectors Used in Small-Field Dosimetry: Pros and Cons. J Med Signals Sens.,» *Pub Med*, 2018.
- [18] P. H. A. B. M. Heydarian, «A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery.,» *Phys Med Biol.*, 1996.
- [19] AAPM, «Radiochromic Film Dosimetry,» *AAPM Reports*, vol. 63, 1998.
- [20] C. G. Soares, «Ionizing Radiation,» *National Institute of Standards and Technology*.
- [21] N. T. ., D. L. Slobodan Devic, «Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects,» *Physica Medica*, vol. 32, n° 4, pp. 541-556, 2015.
- [22] K. R. Sánchez, *Análisis de perfiles de dosis de radioterapia de intensidad modulada utilizando diversos detectores*, Puebla, 2015.
- [23] A. & T. B. R. Karellas, *Radiochromic Film Role and Applications in Radiation Dosimetry*, Taylor & Francis Group, LLC., 2018, p. 34.
- [24] C. Y.-D. C. G. S. A. M. G. V. D. a. D. F. L. W. L. McLaughlin, «Nucl. Instrum. Methods Phys.,» 1991.
- [25] A. S. M. R. N. a. W. L. M. P. J. Muench, «Med Phys 18 (4),» pp. 769-775, 1991.
- [26] M. J. a. M. P. E. Williams, «Radiochromic film dosimetry and its applications in radiotherapy,» *University of Wollongong Australia* , pp. 75-99, 2011.
- [27] G. J. Aviles, *Diseño y validación de un sistema dosimétrico de visión para control de calidad de tratamientos de radioterapia y radiocirugía*, Toluca de Lerdo, 2021.
- [28] O. A. G.-G. C. T.-P. J. A. H.-G. José Manuel Lárraga-Gutiérrez, «Evaluation of a LED-based flatbed document scanner for radiochromic film dosimetry in transmission mode,» *Physica Medica*, vol. 47, pp. 86-91, 2018.
- [29] R.-E. J. C. B. Méndez I, «A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using Radiochromic.com.,» *Radiol Oncol*, 2021.
- [30] D. J. Litwiller, «CCD vs. CMOS Facts and Fiction,» 2001. [En línea]. Available: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:14599028>.
- [31] P. C. L. B. G. B. S. C. M. C. A. C. A. d. C. F. F. F. & V. P. Casolaro, «Absolute calibration for film dosimetry.,» *International Journal of Modern Physics: Conference Series*, vol. 50, 2020.
- [32] N. K. T. G. R. G. T. I. S. K. Y. N. A. K. T. F. H. & T. Y. Tanki, «THE CONCEPT OF X-RAY CT DOSE EVALUATION METHOD USING RADIOCHROMIC FILM AND FILM-FOLDING PHANTOM.,» *Radiation Protection Dosimetry*, 2021.
- [33] J.-H. C. Fu-Ming Tzu, «Non-uniformity Evaluation of Flat Panel Display by Automatic Optical Detection,» *ResearchGate*, 2016.

- [34] H. S. F. I. O. S. Y. S. K. T. ., T. H. H. M. a. K. O. Yuichi Akino, «Correction of lateral response artifacts from flatbed scanners for dual-channel radiochromic film dosimetry,» *Journal Radiation Research*, vol. 62, n° 2, pp. 319-328, 2021.
- [35] P. J. D. a. M. W. C. A Sh Aydarous, « Institute of Physics and Engineering in Medicine, find out more A wide dynamic range, high-spatial-resolution scanning system for radiochromic dye films,» *IOPScience*, 2001.
- [36] C. T. Y. P. Butson MJ, «Absorption spectra variations of EBT radiochromic film from radiation exposure.,» *Phys Med Biol*, 2005.
- [37] B. M. Y. P. Cheung T, «Post-irradiation colouration of Gafchromic EBT radiochromic film.,» *Phys Med Biol*, 2005.
- [38] Z. T. K. R. Darafsheh A, «Spectroscopic analysis of irradiated radiochromic EBT-XD films in proton and photon beams.,» *Phys Med Biol*, 2020.
- [39] M. A. C.-L. O. A. G.-G. J. A. H.-G. J. E. V.-B. R. G.-F. R. C.-B. Elsa Y. León-Marroquín, «Spectral analysis of the EBT3 radiochromic film irradiated with 6 MV X-ray radiation,» *Radiation Measurements*, vol. 89, pp. 82-88, 2016.
- [40] İ. C. Ö. Ahmet Polatoğlu, «Working Principles of CCD and CMOS Sensors and Their Place in Astronomy,» *Journal of Anatolian Physics and Astronomy* , vol. 2, n° 1, pp. 51-59, 2022.
- [41] I. Engineering, «Image Engineering Member Of the Nynomic Group,» [En línea]. Available: <https://www.image-engineering.de/products/technology/spectral-sensitivity>.
- [42] E. Edmund, «EO Edmund optics worldwide,» [En línea]. Available: [https://www.edmundoptics.co.uk/knowledge-center/application-notes/imaging/understanding-camera-sensors-for-machine-vision-applications/#:~:text=CCD%20and%20CMOS%20sensors%20are,response%20curve%20\(Figure%208\)..](https://www.edmundoptics.co.uk/knowledge-center/application-notes/imaging/understanding-camera-sensors-for-machine-vision-applications/#:~:text=CCD%20and%20CMOS%20sensors%20are,response%20curve%20(Figure%208)..)
- [43] A. Bandara, *A Music Keyboard with Gesture Controlled Effects Based on Computer Vision*, University of Sri Jayewardenepura, 2011.
- [44] J. R. T. R. P. H. a. P. H. B. M. A. Stevens, «Highresolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner,» *Phys. Med. Biol.*, vol. 41.
- [45] J. F. D. J. M. S. M. E. E. K. J. W. S. a. J. A. P. D. A. Low, «Toward automated quality assurance for intensitymodulated radiation therapy,» *Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 53, 2002.
- [46] O. A. G.-G. C. T.-P. J. A. H.-G. José Manuel Lárraga-Gutiérrez, «Evaluation of a LED-based flatbed document scanner for radiochromic film dosimetry in transmission mode.,» *Physica Medica*, vol. 47, n° 1, pp. 86-91, 2018.
- [47] J. K. M. K. R. J. G. L. Bart D Lynch, «Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® filmImportant considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® film,» *Medical Physics*, vol. 33, n° 12, pp. 4551-4556, 2007.
- [48] J. S. G. H. E. B. P. C. G. S. A. S. K. I. A. J. F. W. a. A. E. S. Devic, «Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers,» *Med. Phys.*, vol. 31.
- [49] G. C.-L. M. A. G.-G. O. A. & I.-O. K. Jiménez-Aviles, «Vision-based radiochromic film densitometer: Setup and uncertainty analysis for its potential clinical usage.,» *Journal of instrumentation*, 2021.

- [50] M. R. e. al, «A Review on Image Processing Sensor,» *Journal of Physics: Conference Series*, p. 6, 2021.
- [51] O. M. C.-L. O. G.-G. a. K. I.-O. G. Jiménez-Aviles, «Vision-based radiochromic film densitometer: setup and uncertainty analysis for its potential clinical usage,» *IOP Publishing for Sissa Medialab*, 2021.
- [52] T. K. J. K. T Aland, «Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance,» *Australas Phys Eng Sci Med.* , 2011.
- [53] J. S. E. L. a. J. B. J.T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*, Philadelphia U.S.A: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [54] K. V. P. V. K. A. P. R. G. M. Das S, «Gamma Index Analysis as a Patient-Specific Quality Assurance Tool for High-Precision Radiotherapy: A Clinical Perspective of Single Institute Experience.,» *PubMed*, 2022.
- [55] K. J. P. S. O. D. K. S. Park JM, «Reliability of the gamma index analysis as a verification method of volumetric modulated arc therapy plans.,» *Radiat Oncol*, 2018.
- [56] C. C. A. N. M. Hussein, «Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy – Towards good practice,» *ELSEVIER Physica Medica*, vol. 36, pp. 1-11, 2017.
- [57] D. L. Z. L. Y. J. G. M. Z. X. Li H, «Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method.,» *Med Phys*, 2011.
- [58] S.-T. C.-T. M. P. G. D. F. L. C. G. S. L. J. V. B. I. J. D. S. T. M. W. K. G. M.-J. P. E. A. M. F. C. Azam Niroomand-Rad, «Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55,» *AAPM Task Group 235*, 2020.
- [59] M. G. E. Cuazitl, *Deterrmiinación punttuall de lla diisttrriibuciión de dosiis parra dosiimettrría con pelliícullas rradiiocrómiicas EBT2 usando lluz lláserr parra llos rangos dosiimétrriicos rrojjo y verde*, Toluca , 2014.
- [60] N. T. G. S. B. P. Slobodan Devic, «Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system,» *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 2009.
- [61] M. A. C.-L. O. A. G.-G. J. A. H.-G. J. E. V.-B. R. G.-F. R. C.-B. Elsa Y. León-Marroquín, «Spectral analysis of the EBT3 radiochromic film irradiated with 6 MV X-ray radiation,» *Radiation Measurements ELSEVIER*, vol. 89, pp. 82-88, 2016.