



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO
DE MÉXICO
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y
NEUROCIRUGÍA**



**INSTITUTO NACIONAL
DE NEUROLOGIA Y
NEUROCIRUGIA**

FACULTAD DE MEDICINA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

**CARACTERIZACIÓN ÓPTICA DE LAS PELÍCULAS
RADIOCRÓMICAS EBT-XD Y MD-V3
UTILIZANDO DIFERENTES SISTEMAS DE LECTURA
PARA CONTROL DE CALIDAD EN
RADIOCIRUGÍA**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRA EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

Kenia Maria Ojeda Soto

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

TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2024



Índice

Resumen	1
Summary	3
Abreviaturas	5
Índice de Figuras	6
Índice de Tablas	7
Capítulo 1: Introducción.....	8
1.1. Planteamiento del problema.....	9
Capítulo 2: Estado del arte	10
2.1. Antecedentes	11
2.1.1. Características de las películas radiocrómicas	11
2.1.2 Manejo y uso de las películas radiocrómicas	12
2.1.3. PRC EBT-XD y MD-V3	13
2.2. Pregunta investigación	14
2.3. Hipótesis	15
2.3.1. Hipótesis alterna (H_1)	15
2.3.2. Hipótesis nula (H_0)	15
2.4 Objetivos	15
2.4.1. General	15
2.4.2. Específicos.....	15
Capítulo 3: Marco Teórico	16
3.1. Principio físico	16
3.1.1. Polímeros y polimerización	16
3.1.2. Transmitancia.....	17
3.1.3. Absorbancia	17

3.2. Sistemas ópticos (SO).....	18
3.2.1. Escáner.....	19
3.2.2. Espectrofotómetro.....	22
3.2.3. Sistema experimental LFD.....	23
3.3. Incertidumbre asociada.....	23
Capítulo 4: Metodología.....	25
4.1. Infraestructura y apoyo técnico disponible.....	25
4.2. Procedimiento.....	26
Capítulo 5: Resultados y Discusión.....	31
5.1. Envío de artículo.....	31
5.2. Espectros de absorción.....	31
5.3. Curvas de calibración.....	33
5.4. Efecto de la orientación y polarización.....	36
5.5. Sensibilidad.....	39
5.6. Incertidumbre experimental, del ajuste y total.....	42
Capítulo 6: Conclusiones y trabajo futuro.....	45
Capítulo 7: Referencias bibliográficas.....	47

Resumen

La radiocirugía es un procedimiento médico que utiliza radiación focalizada de alta precisión para tratar tumores y otras condiciones médicas. Se dirige la radiación con precisión milimétrica hacia el área objetivo, minimizando el daño a los tejidos circundantes. Las películas radiocrómicas son usadas para dosimetría en tratamientos de radiocirugía estereotáxica. Estas películas tienen una alta resolución espacial, su respuesta no depende de la tasa de dosis y tienen un alto rango dinámico, lo que es fundamental en radiocirugía donde se utilizan dosis elevadas. Las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3, son usadas para la medición cuantitativa de la dosis absorbida de fotones de alta energía, electrones, partículas cargadas, etc. En el estado del arte existen pocos estudios de las características ópticas para estos modelos de película radiocrómica. Por lo anterior, en este proyecto se caracterizó ópticamente las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3, mediante tres diferentes sistemas de lectura: escáner de cama plana, espectrofotómetro de doble haz y un sistema experimental con un láser de 632.8 nm y 543 nm, para control de calidad en radiocirugía y cuantificar la incertidumbre en la medición de dosis.

En este proyecto se irradiaron, leyeron, digitalizaron y procesaron las imágenes/datos, obtenidas de las películas radiocrómicas, para su análisis con los diferentes sistemas de lectura. Para la caracterización de las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3, se generaron espectros de absorción, curvas de calibración, de ajuste, de orientación y polarización, así como curvas de sensibilidad. Finalmente, se determinó la incertidumbre experimental, del ajuste y la incertidumbre total.

Se analizó el sistema dosimétrico PRC-Sistema de lectura, en dosis de 0-40 Gy para EBT-XD y de 0-95 Gy para MD-V3 en las dos regiones de color: roja y verde. Los espectros de absorción mostraron dos picos de absorción, uno en la región roja y otra en la región verde. Estos picos están en el 636-638 nm para la región roja y en el 584-586 nm para la región verde. Las curvas de calibración mostraron mejor respuesta en la región roja, para los dos modelos de película radiocrómica y los tres sistemas de lectura utilizados. Utilizando el espectrofotómetro se obtuvo una mejor respuesta y mayor sensibilidad, seguido del sistema experimental y por último usando el escáner. Las películas radiocrómicas

mostraron dependencia a la orientación de escaneo/lectura. La sensibilidad es mayor en dosis bajas y en el canal rojo. La incertidumbre es mayor a dosis bajas porque el cambio en la polimerización es muy bajo y los equipos aún no pueden discriminar. La incertidumbre total promedio es menor en el canal rojo.

En conclusión, los datos obtenidos demuestran que es posible caracterizar los modelos EBT-XD y MD-V3 utilizando diversos sistemas de lectura. Además, la caracterización de estos modelos de películas radiocrómicas confirma lo previamente descrito en modelos anteriores. Se verificó la reproducibilidad en esta nueva generación de películas, y se enriqueció el análisis al comparar los resultados con otros equipos ópticos, como el espectrofotómetro y el sistema experimental.

Summary

Radiosurgery is a medical procedure that uses radiation focused with high precision on treating tumors and other medical conditions. The radiation is pointed toward the target with millimetric precision, minimizing the damage to the nearby tissues. Radiosurgery is a medical procedure that uses high-precision focused radiation to treat tumors and other medical conditions. Radiation is directed with millimeter precision to the target area, minimizing damage to surrounding tissues. Radiochromic films are widely used for dosimetry in stereotactic radiosurgery treatments. These films have high spatial resolution, their response is not dose rate dependent, and they have a high dynamic range, which is essential in radiosurgery where high doses are used. EBT-XD and MD-V3 radiochromic films are used for quantitative measurement of the absorbed dose of high-energy photons, electrons, charged particles, etc. In the state of the art there are few studies of the optical characteristics for these radiochromic film models. Therefore, in this project the EBT-XD and MD-V3 radiochromic films were optically characterized using three different reading systems: flatbed scanner, double beam spectrophotometer and an experimental system with a 632.8 nm and 543 nm laser, for quality control in radiosurgery and to quantify the uncertainty in the dose measurement.

In this project, the images/data obtained from the radiochromic films were irradiated, read, digitized and processed for analysis with the different reading systems. For the characterization of the EBT-XD and MD-V3 radiochromic films, absorption spectra, calibration, fitting, orientation and polarization curves, as well as sensitivity curves were generated. Finally, the experimental uncertainty, fit uncertainty and total uncertainty were determined.

The dosimetric system PRC-Readout System was analyzed at doses of 0-40 Gy for EBT-XD and 0-95 Gy for MD-V3 in the two-color regions: red and green. The absorption spectra showed two absorption peaks, one in the red region and one in the green region. These peaks are at 636-638 nm for the red region and 584-586 nm for the green region. The calibration curves showed better response in the red region, for the two radiochromic film models and the three readout systems used. Better response and higher sensitivity were obtained using the spectrophotometer, followed by the experimental system and finally using the scanner. The radiochromic films showed dependence on the scanning/readout

orientation. Sensitivity is higher at low doses and in the red channel. The uncertainty is higher at low doses because the change in polymerization is very low, and the equipment is not yet able to discriminate. The total average uncertainty is lower in the red channel.

In conclusion, the data obtained demonstrates that it is possible to characterize the EBT-XD and MD-V3 models using various readout systems. Furthermore, the characterization of these radiochromic film models confirms what was previously described in previous models. Reproducibility was verified in this new generation of films, and the analysis was enriched by comparing the results with other optical equipment, such as the spectrophotometer and the experimental system.

Abreviaturas

SRS	Radiocirugía estereotáctica
PRC	Película radiocrómica
QA	Quality assurance
SO	Sistemas ópticos
DO	Densidad óptica
LRA	Artefacto de respuesta lateral
Z_{eff}	Numero atómico efectivo
LiPCDA	litio pentacosa-10,12-diyonato
I_0	Intensidad inicial
I	Intensidad
T	Transmitancia
A	Absorbancia
λ	Longitud de onda
DO_{neta}	Densidad óptica neta
CCD	Charge coupled device
RGB	Red-green-blue / Rojo-verde-azul
ν	Frecuencia
He-Ne	Helio-Neón
D_{fit}	Dosis
ROI	Región de interés

Índice de Figuras

Figura 1. Comparación de la estructura de la PRC EBT-XD.	14
Figura 2. Estado de los polímeros pre-irradiación y post-irradiación.....	17
Figura 3. Funcionamiento básico del sistema óptico de las PRC. Elaboración propia.	18
Figura 4. (a) Representación esquemática de la disposición relativa de los elementos activos en una PRC y (b) Respuesta de la PRC escaneada en diferentes orientaciones: valores relativos para los tres canales de color después de su normalización.....	20
Figura 5. Efecto del light scattering en un escáner CCD.	21
Figura 6. Esquema del espectrofotómetro de doble haz.	22
Figura 7. Diagrama por bloques para el SO LFD.	23
Figura 8. Arreglo experimental con el acelerador lineal TrueBeam de 6 MV, las placas de maniquí de agua sólida y las muestras de PRC en el maniquí.....	27
Figura 9. a) Escáner de cama plana 11000XL. b) Programa de procesamiento digital de imagen ImageJ con imagen de muestras de PRC en RGB.....	28
Figura 10. (a) Espectrofotómetro de doble haz. (b) Portamuestras del espectrofotómetro utilizados para las PRC irradiada y no irradiada.....	29
Figura 11. Sistema experimental. (a) Láser de 633 nm. (b) Láser de 543 nm.....	29
Figura 12. Espectro de absorción de la PRC EBT-XD a (a) 0° y (b) 90°.	32
Figura 13. Espectro de absorción de la PRC MD-V3 a (a) 0° y (b) 90°.	33
Figura 14. Curva de dosis respuesta. (a) y (b) EBT-XD. (c) y (d) MD-V3.....	34
Figura 15. Curva de ajuste dados los datos experimentales.	35
Figura 16. Dependencia de la orientación relativa al escáner. (a) EBT-XD. (b) MD-V3 ...	37
Figura 17. Dependencia de la orientación relativa al espectrofotómetro. (a) EBT-XD. (b) MD-V3.	38
Figura 18. Efecto de polarización en (a) EBT-XD y (b) MD-V3 con el sistema experimental: láser de (I) 632.8 nm y (II) 543 nm.	39
Figura 19. Sensibilidad de (I) EBT-XD y (II) MD-V3. (a) Escáner. (b) Espectrofotómetro. (c) Sistema experimental.	41
Figura 20. Incertidumbre total. (a) EBT-XD región roja. (b) EBT-XD región verde. (c) MD-V3 región roja. (d) MD-V3 región verde.....	44

Índice de Tablas

Tabla 1. Artículos disponibles en el estado del arte y sus respectivos objetivos.	11
Tabla 2. Comparación de la estructura de la PRC EBT-XD vs MD-V3.....	14
Tabla 3. Equipos que se usarán en la investigación y sus respectivas funciones.	25
Tabla 4. Parámetros de ajuste para EBT-XD y MD-V3	36
Tabla 5. Incertidumbre promedio: experimental, del ajuste y total; para las dos PRC, los tres sistemas ópticos y los dos rangos espectrales.....	43

Capítulo 1: Introducción

Históricamente, la radioterapia de todo el cerebro se administraba a la mayoría de los pacientes con metástasis cerebrales. Sin embargo, en las últimas tres décadas, la radiocirugía estereotáctica (SRS, *stereotactic radiosurgery*), dirigida a lesiones craneales individuales, ha sido ampliamente aceptada (1).

El principio de la radiocirugía y de la SRS es la entrega de una alta dosis de radiación ionizante a un blanco muy específico protegiendo a su vez los órganos de riesgo circundantes que pueden ser afectados por este depósito de dosis (2). El componente clave de la SRS es la administración precisa de una alta dosis de radiación a un volumen pequeño, con una caída rápida de la dosis a los tejidos normales circundantes (3,4). Por lo tanto, la radiocirugía requiere dosímetros con una alta capacidad de resolución espacial y de un programa de control de calidad, el cual tiene como objetivo principal lograr un balance óptimo entre la máxima probabilidad de cura con un nivel aceptable de complicaciones (5–7).

La película radiocrómica (PRC) ha sido diseñada para cubrir las necesidades dosimétricas, tanto en la verificación de dosis para tratamientos, como en los procedimientos de control de calidad (QA, *quality assurance*) debido a su alta resolución espacial, alto rango dinámico, equivalencia al tejido y su manejo sencillo (8–10). El proceso físico en las PRC se basa en la polimerización del diacetileno, como principio activo (9), oscureciéndose al irradiarse. El oscurecimiento de la película está ligado a la polimerización que ocurre en la película en función de la dosis absorbida, alterando la transmitancia óptica (11).

Con las PRC de modelo EBT-XD y MD-V3 se ha lanzado una nueva generación de películas (12), las cuales tienen un alto rango dinámico, la primera de 0.1 hasta 60 Gy y la segunda de 1 hasta 100 Gy (13,14).

La respuesta de las PRC se puede leerse mediante diferentes sistemas ópticos (SO), como un escáner en modo de transmisión, un espectrofotómetro o un arreglo óptico láser-fotodiodo (15). Sin embargo, en el sistema dosimétrico PRC-sistema óptico, se deben tener en cuenta varios factores adversos que pueden afectar la precisión de la medición (16). Algunos de estos factores incluyen la dependencia de la respuesta en función de la

orientación relativa entre la película y el sistema óptico, la estabilidad del equipo utilizado y las incertidumbres asociadas a la medición. Estos aspectos deben ser cuidadosamente considerados y controlados para garantizar resultados precisos en dosimetría.

1.1. Planteamiento del problema

La capacidad de la radiocirugía para suministrar gradientes de dosis elevados es esencial para tratar lesiones cerebrales con dosis terapéuticas altas, mientras se preserva la integridad de los órganos vulnerables (17,18). La precisión en la administración del tratamiento es crucial para garantizar un resultado clínico seguro y efectivo (19). Por lo tanto, es fundamental que las dosis entregadas correspondan con las dosis calculadas. La verificación de la distribución de dosis absorbida es un paso importante para evaluar la calidad del tratamiento (20). En consecuencia, es importante la selección de un dosímetro adecuado para verificar el plan de tratamiento del paciente y, por lo tanto, es una buena herramienta el desarrollo de películas radiocrómicas que sean altamente precisas en la determinación de la dosis entregada en comparación con la dosis calculada.

Las propiedades deseables de los sistemas dosimétricos basados en PRC, como la alta resolución espacial, la independencia de la energía, la alta tasa de dosis y la equivalencia al tejido, los convierten en una herramienta de control de calidad confiable y precisa para la medición de dosis. Debido a la novedad de las PRC EBT-XD y MD-V3 existen muy pocos estudios en la literatura sobre la caracterización óptica de estas, los cuales son de vital importancia para la validación de su aplicación en la clínica.

Además, la respuesta de la PRC a la radiación produce un cambio de color visible, conocido como densidad óptica (DO), que se analiza mediante un SO, como lo es un escáner, un espectrofotómetro o un sistema experimental láser-fotodiodo. No obstante, este proceso de lectura de la DO tiene diversas fuentes de incertidumbre (enunciadas anteriormente) que deben ser cuantificadas para evaluar adecuadamente la incertidumbre total.

Capítulo 2: Estado del arte

Las PRC son transductores de dosis-densidad óptica, junto con herramientas de digitalización y protocolos apropiados, se convierten en una de las principales opciones para llevar a cabo la dosimetría en el entorno hospitalario. Por ello, la caracterización óptica de las nuevas PRC, como lo son la EBT-XD y MD-V3, es importante debido a su papel en el control de calidad en los tratamientos de radiocirugía (7). La medición precisa de la dosis de radiación entregada es esencial para evitar la exposición excesiva a la radiación de los pacientes y reducir el riesgo de efectos secundarios no deseados. Además, la medición precisa de la dosis de radiación también es importante para la investigación y desarrollo de nuevas técnicas, lo que puede tener un impacto significativo en la mejora de la salud y la calidad de vida de los pacientes que reciben tratamientos de radiocirugía.

En la Tabla 1 se enlista la bibliografía que conforma el estado del arte de la caracterización óptica y dosimétrica de las PRC EBT-XD y MD-V3 y los objetivos de estos trabajos publicados a la fecha de redacción de esta tesis. En esa tabla se puede notar que los estudios que se han realizado desde el año 2015, en el caso de las PRC EBT-XD, y del 2010, para las PRC MD-V3, no incluyen un estudio que involucre tanto el espectro de absorción de las PRC propuestas, como tampoco la curva de calibración de las dos PRC con los tres sistemas ópticos presentados en este proyecto (el escáner, el espectrofotómetro y el láser) y que incluya el estudio del efecto de la orientación y polarización en la respuesta óptica de las películas. Estos artículos abarcan las características de las PRC EBT-XD y MD-V3, pero omiten aspectos como la caracterización óptica propuesta en este proyecto.

Tabla 1. Artículos disponibles en el estado del arte y sus respectivos objetivos.

Referencia	Objetivo
Schoenfeld, A., Wieker, S., Harder, D., et al (12)	Comparación óptica de la capa activa de la PRC EBT-3 vs la EBT-XD y cómo cambia el efecto de la polarización en ambos modelos.
Grams, M., Gustafson, J., Long, K. & Fong, L. (21)	Evaluar la precisión dosimétrica y la dependencia energética de la PRC EBT-XD y comparar el artefacto de respuesta lateral (LRA) entre las películas EBT-XD y EBT-3.
Leon, E., Mulrow, D., Darafshe, A. and Khan, R. (22)	Investigar la dependencia de la calidad del haz de las PRC EBT-XD para irradiaciones de haces de electrones y fotones de MV y las dependencias entre dosis, tasa de dosis y entre lotes.
Xu, X. H., Liao, Q., et. al. (23)	Análisis de las PRC HD-V2 y MD-V3 irradiadas con haces de protones.
Abe, Y., Morace, A., Mirfayzi, S., et. al. (24)	Realizar una calibración dosimétrica con las PRC HD-V2, MD-V3 y EBT-3 para rangos de dosis de hasta 100 kGy.
Massillon, G., Cabrera, S., & Xicohténcatl, N.(25)	Investigar la eficiencia relativa de las PRC EBT-3 y MD-V3 con haces de fotones de baja energía (rayos X de 20 a 160 kV y rayos gamma de ^{60}Co) y su influencia en la dependencia energética.

2.1. Antecedentes

2.1.1. Características de las películas radiocrómicas

Las PRC son una herramienta esencial para la dosimetría de alta precisión en tratamientos de SRS (9,15), ya que son dosímetros con alta resolución espacial y su respuesta es independiente de la tasa de dosis, esto último es un aspecto sumamente importante al manejarse altas tasas de dosis (4,18); procedimientos clínicos en los que son elegidas por que presentan características como (26):

a. Equivalencia a tejido:

Las PRC, gracias a la composición química de su capa activa, tienen un número atómico efectivo similar al del tejido, entre 7.44 y 7.6 (13,14,27). Por ello, no es necesario aplicar correcciones relacionadas con el tejido.

b. Alto rango dinámico:

Es necesario un alto rango dinámico para la radiocirugía, ya que se utilizan altas dosis, lo que significa que es necesario dosímetros que puedan y funcionen

correctamente con dosis mayores a 10 Gy, las PRC EBT-XD y MD-V3 tienen un rango dinámico de 0.1 a 60 Gy y 1 a 100 Gy, respectivamente (9,13,14).

c. Alta resolución espacial:

La resolución espacial de las PRC es de 1200 líneas/mm. La principal restricción en cuanto a la resolución espacial radica en el proceso de lectura, y esto estará determinado por el tipo de sistema óptico utilizado y su resolución espacial (28,29).

d. Uniformidad:

Las variaciones en la uniformidad están relacionadas con variaciones en la capa activa de la película y se denomina uniformidad local (30). La uniformidad local se relaciona con las variaciones en la densidad óptica en un punto específico de la película en comparación con su DO promedio. Estas variaciones pueden deberse a la estructura óptica de la capa activa, así como a imperfecciones como rayas o suciedad (2,16).

2.1.2 Manejo y uso de las películas radiocrómicas

Las PRC se deben manejar con suma precaución para minimizar cualquier factor que pueda aumentar la incertidumbre en la medición de dosis. Por lo tanto, se recomienda tomar las siguientes precauciones en su manipulación, uso y almacenamiento, dadas las recomendaciones del fabricante y el AAPM TG-23 (26,31,32):

- a. Manipularlas exclusivamente por los bordes, preferiblemente utilizando guantes para prevenir huellas dactilares y preservar la zona de manipulación (33).
- b. Evitar aplicar presión sobre superficies no uniformes, ya que las PRC pueden rayarse con facilidad.
- c. Las PRC pueden marcarse con rotulador y ser borradas con disolventes como alcohol o acetona.
- d. Si se decide cortar las PRC para optimizar su uso, es esencial considerar que el corte puede generar una región dañada, entre 5 y 10 mm, la cual debe excluirse del análisis (34). Para aliviar las tensiones mecánicas, se recomienda efectuar el corte 48 horas previas a la irradiación y lectura (35).

- e. A pesar de que pueden ser manipuladas bajo condiciones de luz normales, se aconseja almacenarlas en un sobre opaco y retirarlas solo para irradiación y lectura, minimizando su exposición al ambiente.
- f. La influencia de la humedad relativa es generalmente insignificante en condiciones normales. No obstante, se sugiere reducir el tiempo entre la calibración y lectura de las PRC, ya que podrían ocurrir cambios en el estado de hidratación (36).
- g. La temperatura ejerce un impacto relevante y afecta el proceso de coloración post-irradiación. En general, es recomendable mantener una temperatura constante alrededor de 20 °C, considerando que temperaturas superiores a 60 °C pueden ocasionar alteraciones abruptas en la película (33,37).
- h. Las PRC se encuentran disponibles en varios formatos rectangulares. Si se emplean recortes de PRC, se recomienda marcar la película antes de cortarla para no perder la dirección de escaneo (16).
- i. Las PRC deben ser almacenadas a distancia de fuentes de radiación ionizante, con el fin de evitar cualquier contribución a la respuesta que no provenga de la dosis prescrita.

2.1.3. PRC EBT-XD y MD-V3

2.1.2.1 Estructura y composición

Los modelos de película GAFChromic® (Ashland, NJ, EUA) EBT-XD y MD-V3 son PRC diseñadas para la medición cuantitativa de la dosis absorbida (13,14).

En la Figura 1 se observa la estructura de las PRC EBT-XD y MD-V3, las cuales están cubiertas por dos capas de poliéster mate de 125 μm y una capa activa de 25 y 10 μm , respectivamente. La capa activa de las PRC contiene el componente activo, un colorante indicador, estabilizadores y una composición que le confieren a la película su respuesta cuasi-independiente de la energía. El grosor de la capa activa variará ligeramente entre diferentes lotes de producción (13,14).



Figura 1. Comparación de la estructura de la PRC EBT-XD (13) vs MD-V3 (14).

En la Tabla 2, se puede ver la composición de la capa activa, que incluye: H, Li, C, N, O, Na, Al, S, Cl, y su número atómico efectivo (Z_{eff}) es similar al del tejido (7.44-7.6) (25,27). El componente activo de las PRC EBT-XD y MD-V3 consiste en monómeros de litio pentacosa-10,12-diyonato (LiPCDA) en forma cristalina sumergidos en una matriz de polímero (38).

Tabla 2. Comparación de la estructura de la PRC EBT-XD vs MD-V3. (13,14,25,27,39).

Modelo	Rango dinámico (Gy)	Composición de la capa activa (%)									Z_{eff}
		H	Li	C	N	O	Na	Al	S	Cl	
EBT-XD	0.1 – 60	57	0.6	28.5	0.4	11.7	0.1	1.4	0.1	0.1	7.37
MD-V3	1 - 100	58.2	0.6	27.7	0.4	11.7	0.5	0.3	0.1	0.6	7.63
									Tejido blando	7.44 - 7.6	

2.2. Pregunta investigación

¿Las características ópticas de las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3, utilizando distintos sistemas de lectura, serán adecuadas para su aplicación en el control de calidad en radiocirugía?

2.3. Hipótesis

2.3.1. Hipótesis alterna (H_1)

La caracterización óptica de las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3, mediante diferentes sistemas de lectura, tendrán características ópticas apropiadas para su aplicación en el control de calidad en radiocirugía.

2.3.2. Hipótesis nula (H_0)

La caracterización óptica de las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3, mediante diferentes sistemas de lectura, no tendrán características ópticas apropiadas para su aplicación en el control de calidad en radiocirugía.

2.4 Objetivos

2.4.1. General

Caracterizar ópticamente las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3 utilizando diferentes sistemas de lectura para control de calidad en radiocirugía.

2.4.2. Específicos

- Obtener el espectro de absorción de las películas EBT-XD y MD-V3 irradiadas y no irradiadas.
- Caracterizar las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3 utilizando tres sistemas ópticos en modo de transmisión: un escáner de cámara plana, un espectrofotómetro y un SO basado en láser de 632.8 nm o 543 nm.
- Ajustar y comparar las curvas de calibración de las películas EBT-XD y MD-V3 usando un modelo de ajuste de datos para tres sistemas ópticos: un escáner, un espectrofotómetro y un SO basado en láser.
- Estudiar el efecto de la orientación y polarización en la respuesta óptica de las películas EBT-XD y MD-V3.
- Cuantificar la incertidumbre en la determinación de la dosis.

Capítulo 3: Marco Teórico

3.1. Principio físico

La emisión de radiación ionizante interactúa con la materia a su alrededor e induce cambios en sus propiedades físicas y químicas. En el caso de las PRC, la radiación ionizante provoca un cambio en la opacidad del material radiocrómico. Cuando la PRC es expuesta a la radiación ionizante, los electrones en el material se excitan y se liberan, lo que produce la formación de centros de color que oscurecen el material. El grado de oscurecimiento está relacionado con la cantidad de radiación ionizante que ha interactuado con la película, lo que permite medir la dosis de radiación (15).

3.1.1. Polímeros y polimerización

Los polímeros que componen la capa activa tienen forma de aguja, son muy pequeños (alrededor de 20 μm de largo y aproximadamente 1.5 μm de diámetro). Cuando los polímeros en estado ordenado son sometidos a radiación ionizante, estos experimentan una polimerización, este cambio en el estado de los polímeros se muestra en la Figura 2, lo que conlleva al cambio de color de las PRC. El color del polímero resultante se vuelve más oscuro conforme aumenta la dosis absorbida (16,40).

El proceso de polimerización que desencadena la irradiación de la película no cesa inmediatamente después de esta, ya que se producen cambios en la absorbancia sobre todo en las primeras 24 horas después de la irradiación, este período es necesario para que se establezca la polimerización / coloración en las películas (41). Los polímeros son una parte importante de las películas radiocrómicas debido a su capacidad para relacionar la dosis de radiación con alta precisión y sensibilidad.

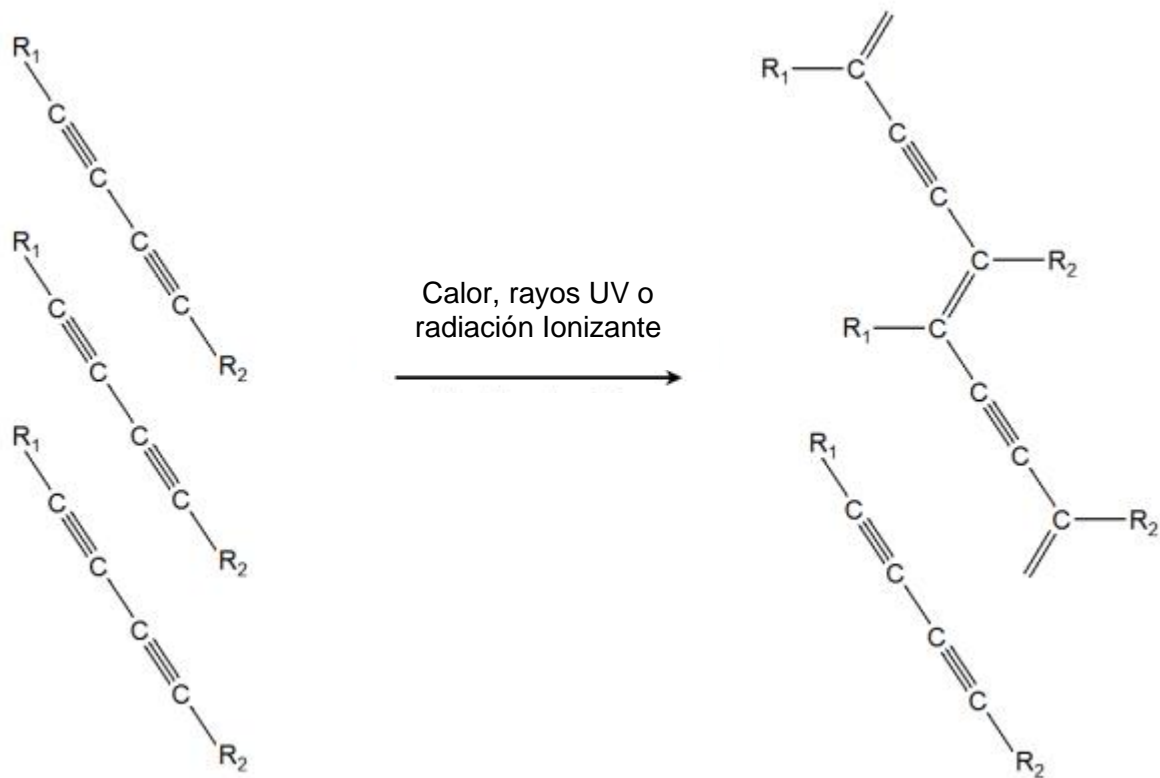


Figura 2. Estado de los polímeros pre-irradiación (izquierda) y post-irradiación (derecha). (42). Los monómeros de diacetileno, al calentarse, exponerse a radiación UV o ionizante, experimentan una polimerización progresiva, lo que lleva a la coloración de cadenas de polímeros que crecen en longitud con el nivel de exposición. Estructura con carbono como C, radical 1 como R1 y radical 2 como R2.

3.1.2. Transmitancia

Cuando un haz de luz con una intensidad inicial I_0 atraviesa un material absorbente de espesor d , experimenta una reducción de su intensidad a I debido a las interacciones entre los fotones de luz y los átomos del material absorbente (43,44). En consecuencia, se define la transmitancia (T) como la proporción de la radiación incidente que logra pasar a través del material, lo cual se expresa con la Ecuación 1. (45):

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (1)$$

3.1.3. Absorbancia

La definición de la absorbancia (A) se basa en la Ecuación 2:

$$A = -\log_{10} T \quad (2)$$

La absorbancia de un medio se incrementa a medida que la intensidad del haz de radiación absorbida aumenta (45). La relación entre las intensidades I_o e I se presenta mediante la Ecuación 3:

$$A = \log_{10} \frac{I_o}{I} \quad (3)$$

La absorbancia es también referida como densidad óptica (DO) para una longitud de onda específica (λ) y se define de la forma en la que esta descrita la Ecuación 4 (46):

$$DO(\lambda) = \log_{10} \frac{I_o(\lambda)}{I(\lambda)} \quad (4)$$

Y establecemos la densidad óptica neta (DO_{neta}) como el valor de DO al cual se le ha sustraído la densidad óptica intrínseca de la PRC no irradiada (0 Gy) a una PRC irradiada. (9).

$$DO_{neta} = \log_{10} \frac{I_{0\ Gy}}{I_{postirradiación}} \quad (5)$$

3.2. Sistemas ópticos (SO)

La respuesta sensitométrica de las PRC se puede determinar a partir de diferentes sistemas ópticos, por ejemplo, el escáner de cama plana, láser de He-Ne o espectrofotómetro de doble haz (16). En la Figura 3 se representa el funcionamiento básico de un sistema óptico en modo de transmisión utilizado para la lectura de las PRC. Este consta de un haz de luz incidente I_o , que pasa a través de la muestra de PRC, para transmitirse un haz de luz I_t , este es el que llega al detector para luego ser procesado mediante la Ecuación 5. Cada uno de estos sistemas tiene asociada una sensibilidad que depende de la longitud de onda o ancho de banda que utilice la fuente de luz empleada en el análisis (47).

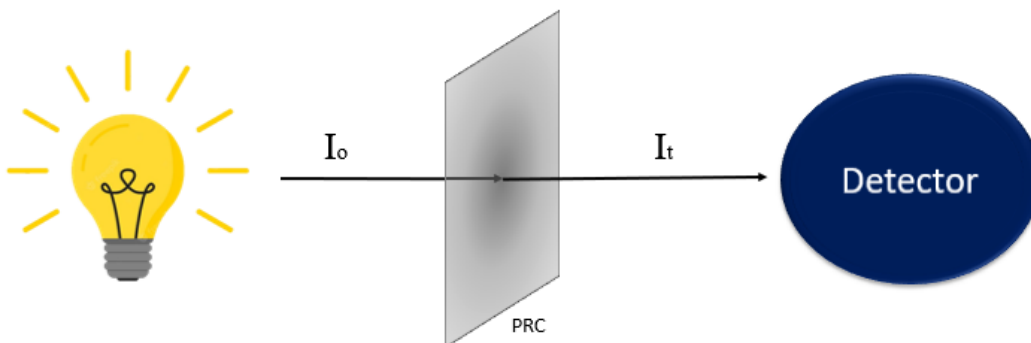


Figura 3. Funcionamiento básico del sistema óptico de las PRC. Elaboración propia.

3.2.1. Escáner

Un sistema dosimétrico que combina película radiocrómica y escáner con iluminación fluorescente y CCD (*charge coupled device*) permite realizar dosimetría bidimensional de alta resolución en un amplio rango dosimétrico. Generalmente, en clínica, el escáner captura imágenes en formato RGB (*red-green-blue*; canales o componentes de color de imagen) con profundidad de color de 48 bits en modo de transmisión sin ajustes automáticos de mejora de imagen (48).

Al utilizar el modo transmisión se asume una dispersión insignificante en el material para obtener medidas precisas de densidad óptica, ya que el coeficiente de absorción es mucho mayor que el de dispersión en el rango de 600-700 nm (48).

A continuación, se describen características del escáner de cama plana y sus deficiencias en su uso clínico (secciones 3.2.1.1., 3.2.1.2, 3.2.1.3. y 3.2.1.4.).

3.2.1.1. Influencia de la dirección de escaneo

Durante el escaneo, la orientación relativa entre la película radiocrómica y el escáner afecta la respuesta registrada por el array CCD debido a la dispersión luminosa anisótropa y polarización de la luz (37). Se distinguen dos orientaciones relativas: cuando la dirección de escaneo es perpendicular (*portrait*) y cuando es paralela (*landscape*) a la dirección de alineación de los polímeros (49).

La causa de esta dependencia de la orientación se encuentra en la fabricación de las películas y sus componentes activos. Durante el proceso de fabricación, los polímeros que componen la capa activa se alinean en paralelo siguiendo una dirección específica de la película misma (50), como se muestran en la Figura 4a. En la Figura 4b se observa la diferencia en los valores obtenidos al leer la película en orientaciones *portrait* y *landscape*.

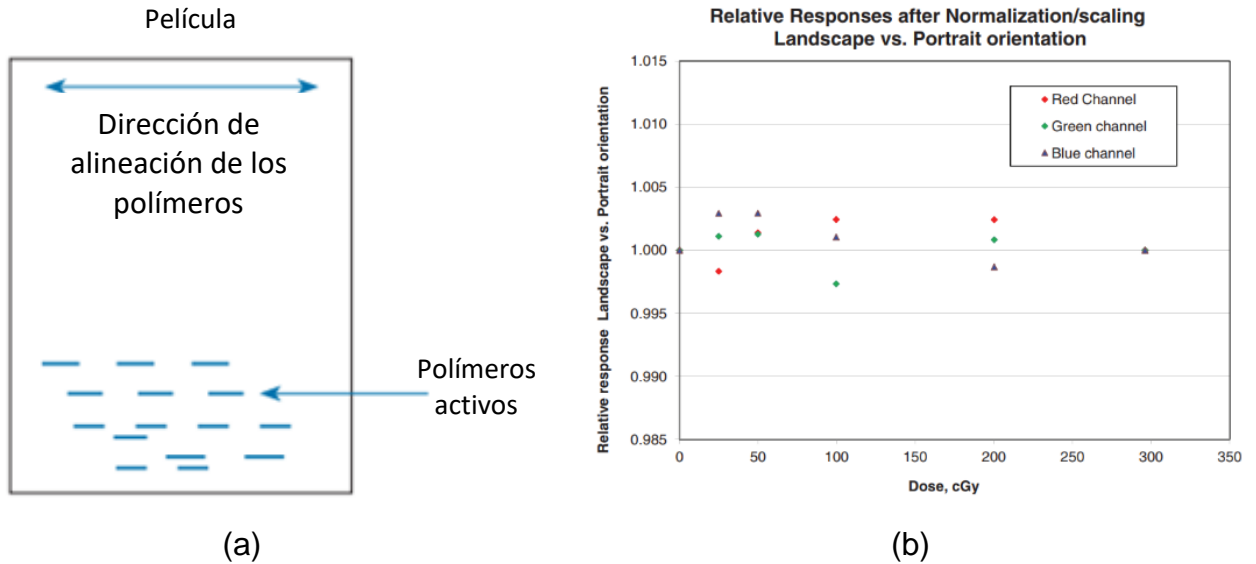


Figura 4. (a) Representación esquemática de la disposición relativa de los elementos activos en una PRC y (b) Respuesta de la PRC escaneada en diferentes orientaciones: valores relativos para los tres canales de color después de su normalización (51).

3.2.1.2. Uniformidad de la respuesta (Artefacto LRA)

La mayoría de los escáneres comerciales utilizados en dosimetría con película radiocrómica muestran una falta de uniformidad en su respuesta, especialmente en la dirección del detector CCD (49).

Esto puede deberse a diversas razones, como la eficiencia geométrica (los elementos CCD en los extremos capturan menos luz que los del centro), la falta de uniformidad de la fuente de luz fluorescente o la fuga de luz en áreas cercanas a los bordes (52).

En la Figura 5 se puede ver que, al escanear una película, la luz difusa de la lámpara es dispersada en la capa activa de la película, contribuyendo a la señal detectada cuando no incide perpendicularmente.

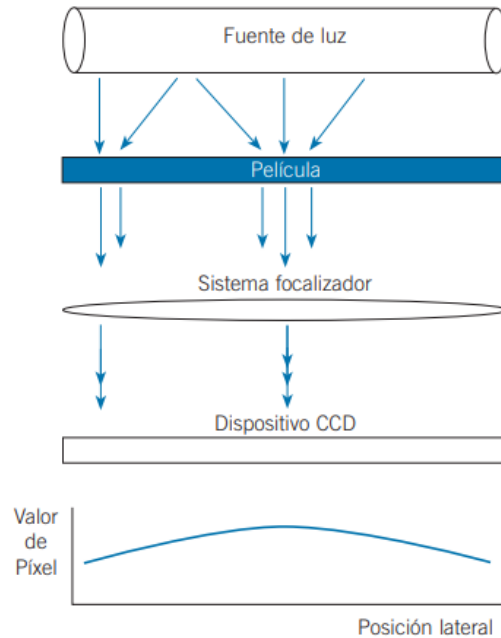


Figura 5. Efecto del light scattering en un escáner CCD (48).

3.2.1.3. Incertidumbre y estabilidad

Existen variaciones en la estabilidad a corto y largo plazo en la respuesta del escáner, principalmente debido al calentamiento y enfriamiento de la lámpara entre los escaneos. Para evitar una deriva inicial, se suelen descartar los primeros escaneos (generalmente de 2 a 7). En la estabilidad a largo plazo, no se observan cambios significativos en la respuesta, y generalmente, la estabilidad a corto plazo es un poco mejor (48).

Por otro lado, una práctica habitual es promediar múltiples escaneos para reducir la incertidumbre en la lectura. El número recomendado de escaneos que minimiza la incertidumbre es 3 o 4. Al promediar 3 escaneos, se puede observar una mejora en la incertidumbre del escáner, reduciéndola del 0.8% al 0.5% (33,35,53,54).

3.2.1.4. Parámetros de escaneo

Los programas comerciales de escaneo brindan al usuario la flexibilidad para elegir varios parámetros y modos de adquisición, como: Color-BN, reflexión-transmisión, profundidad de color y resolución.

En la verificación de tratamientos de radioterapia las películas se escanean en modo transmisión, en formato de color de 48 bits, y con una resolución que generalmente oscila entre 70 y 150 píxeles por pulgada (ppp). La resolución de 72 ppp es la más usada por balancear de manera óptima los niveles de ruido y calidad de la imagen (33,54), y en formatos que mantienen la calidad de los datos, como el TIFF.

3.2.2. Espectrofotómetro

Un espectrofotómetro es un instrumento que proporciona información relacionada con la intensidad de la luz en función de la λ o la frecuencia (ν). Un espectrofotómetro de doble haz permite realizar mediciones de absorbancia o transmitancia comparando dos haces de luz: uno que pasa a través de la muestra y otro que se toma como referencia.

En la Figura 6 se muestra el esquema del espectrofotómetro de doble haz. En esta configuración, un haz de luz de un monocromador a una longitud de onda dada se divide con un divisor de haz en dos haces: uno que pasa por una celda de referencia y otro que pasa por la celda con la muestra. Los dos haces, que tienen la misma longitud de onda, son separados y detectados en secuencia como la señal de salida de la muestra I y la señal de salida de la referencia I_0 . La transmitancia a una longitud de onda dada en la celda muestra está relacionada con la transmitancia a la misma longitud de onda, de la referencia donde no tiene lugar ningún cambio de absorbancia.

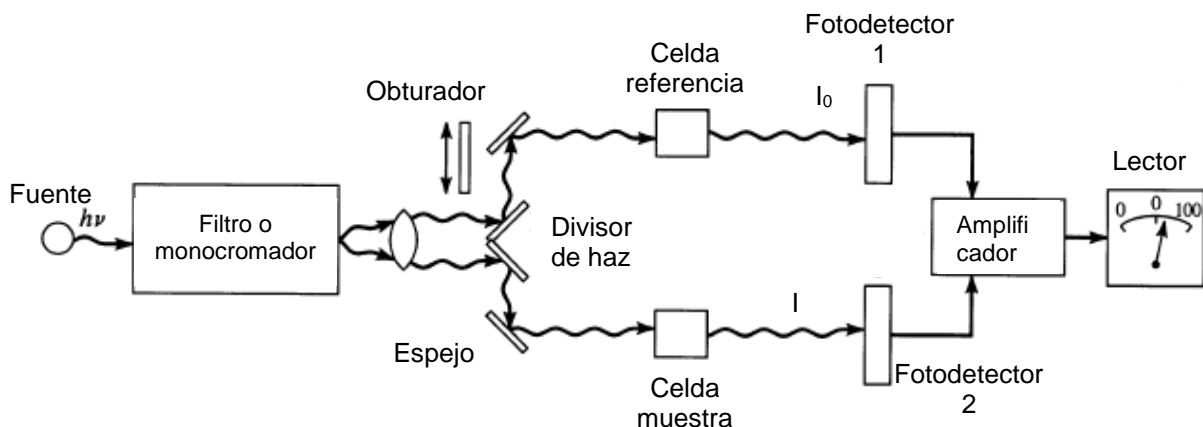


Figura 6. Esquema del espectrofotómetro de doble haz.

3.2.3. Sistema experimental LFD

Un láser es un dispositivo que genera y amplifica un haz de radiación electromagnética mediante un proceso de emisión estimulada controlada. Los láseres pueden emitir radiación con una amplia gama de potencias o niveles de energía de salida, y su distribución temporal puede ser continua (CW) o pulsada.

El láser de helio-neón (He-Ne) es el tipo más común debido a su costo inicial y costos de mantenimiento bajos, su alta confiabilidad y su eficiencia energética. Este tipo de láser suele operar de manera continua, proporcionando una fuente de luz estable y constante.

El sistema experimental LFD que se empleó en este trabajo es de tipo experimental y emplea luz roja, emite a una longitud de onda de 632.8 nm y su potencia de salida máxima es de 35 mW. La fuente de luz es intercambiable por láser de luz verde, emite a una longitud de onda de 543 nm, con una potencia de salida máxima de 5 mW (16).

Para evaluar la respuesta de las PRC utilizando este arreglo experimental, se emplea el montaje experimental representado en la Figura 7. Este consiste en un láser, atenuadores, un divisor de haz, fotodiodos y la PRC irradiada y no irradiada.

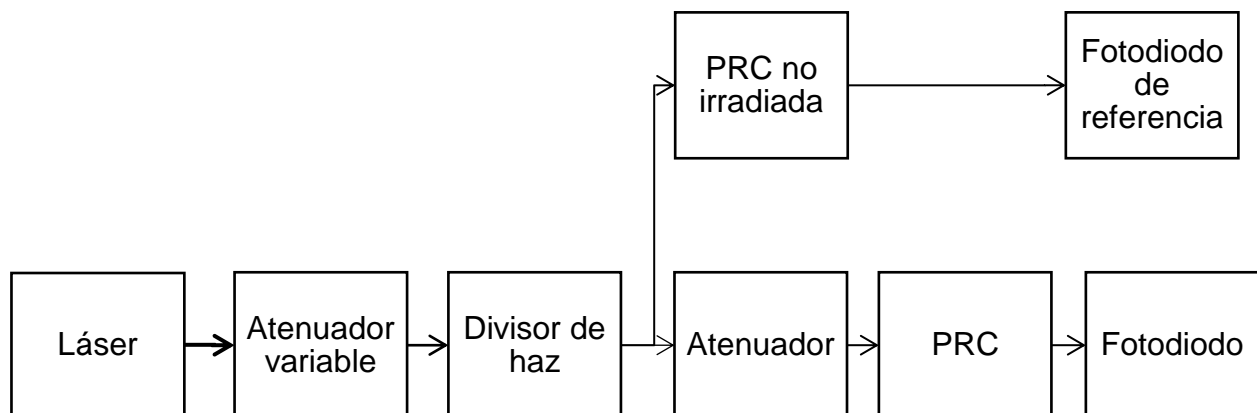


Figura 7. Diagrama por bloques para el SO LFD.

3.3. Incertidumbre asociada

La consideración de la incertidumbre en la determinación de la dosis (D_{fit}) es esencial al evaluar la aplicabilidad de las PCR. Para calcular la incertidumbre en la determinación de una dosis desconocida se utiliza un ajuste de los datos experimentales a una función

apropiada utilizando el método de mínimos cuadrados, como la mostrada en la Ecuación 6, donde a, b y n son parámetros de ajuste (9):

$$D_{fit} = a \cdot D_{Oneta} + b \cdot D_{Oneta}^n \quad (6)$$

La respuesta de las películas radiocrómicas se caracteriza por la D_{Oneta} , y se utiliza para medir dosis desconocidas. Para calcular la incertidumbre en la determinación de una dosis desconocida, se emplea la curva de calibración, que tiene dos componentes: uno experimental, relacionado con la medición de la D_{Oneta} , y otro vinculado al proceso de ajuste y los parámetros de calibración de la película (10).

La incertidumbre total en la determinación de la dosis se expresa mediante la Ecuación 7 (55):

$$\sigma_{D_{tot}}^2 = \sigma_{D_{exp}}^2 + \sigma_{D_{fit}}^2 \quad (7)$$

Con

$$\sigma_{D_{exp}} = \frac{(a + b \cdot n \cdot D_{Oneta}^{n-1}) \sigma_{D_{Oneta}}}{D_{fit}} \quad (8)$$

$$\sigma_{D_{fit}} = \frac{\sqrt{D_{Oneta}^2 \cdot \sigma_a^2 + D_{Oneta}^{2n} \cdot \sigma_b^2}}{D_{fit}} \quad (9)$$

Donde σ_a^2 y σ_b^2 son las incertidumbres de los parámetros de ajuste y $\sigma_{D_{Oneta}}$ es la incertidumbre asociada a la D_{Oneta} , que se calcula a partir de la Ecuación 10.

$$\sigma_{D_{Oneta}} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{I_0 Gy}}{I_0 Gy}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{I_{postirradiación}}}{I_{postirradiación}}\right)^2} \quad (10)$$

Con $\sigma_{I_0 Gy}$ y $\sigma_{I_{postirradiación}}$ como la incertidumbre asociada a la intensidad de las PRC no irradiada e irradiada, respectivamente, $I_0 Gy$ e $I_{postirradiación}$ como la intensidad de la PRC no irradiada y la irradiada, respectivamente.

Capítulo 4: Metodología

4.1. Infraestructura y apoyo técnico disponible

Los equipos y materiales (Tabla 3) destinados a la irradiación, así como aquellos empleados en la lectura, procesamiento y análisis de datos, fueron proporcionados por:

- Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopía Láser de Pulsos Ultracortos, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Estado de México, 50180, México.
- Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, Av. Insurgentes Sur 3877, La Fama, Tlalpan, Ciudad de México, 14269, México.

Tabla 3. Equipos que se usarán en la investigación y sus respectivas funciones.

Equipo	Fabricante	Función
Películas Gafchromic EBT-XD y MD-V3.	Ashland Inc., NJ, EUA	Irradiación.
20 placas del maniquí de agua sólida de 30 cm x 30 cm x 1 cm PlasticWater® PCW500.	CIRS Inc., VA, EUA	
Acelerador lineal Truebeam STx de energía nominal de 6 MV.	Varian, California, EUA	
Escáner de cama plana Epson 11000XL.	Epson, Suwa, Japón	Sistema de lectura escáner y digitalización.
Espectrofotómetro UV/VIS de doble haz modelo Lambda 650.	PerkinElmer, Massachusetts, EUA	Sistema de lectura espectrofotómetro.
Láser de He-Ne 25-LGP-173-249.	IDEX Health & Science LLC, NY, EUA	Sistema experimental (56)
Fotodiodo DET36A.	Thorlabs Inc., NJ, EUA	
Material óptico: mesa, atenuadores, divisor de haz, soportes de fijación.		
ImageJ.	National Institutes of Health, MD, EUA	Registro y procesamiento de datos.

4.2. Procedimiento

i. Manejo, uso y almacenamiento de las PRC:

Se utilizaron PRC ETB-XD ($3 \times 3 \text{ cm}^2$) y MD-V3 ($1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$) de forma cuadrada y se marcaron en el borde para indicar su orientación. Se usaron 4 muestras por cada dosis.

Durante su manejo, uso y almacenamiento se siguieron las recomendaciones del fabricante y la AAPM TG-235 (26). Estas recomendaciones consisten en manipular las muestras por los bordes para evitar dejar marcas y realizar el corte horas antes de la irradiación para reducir el estrés mecánico. Las PRC fueron manipuladas en condiciones normales de luz, humedad y temperatura. Se guardaron en sobres de color negro y se mantuvieron alejadas de cualquier fuente de radiación.

ii. Irradiación de las PRC:

Tras el corte de las PRC, estas se dejaron en reposo durante un mínimo de 24 horas para que la tensión mecánica se estabilizara. Una vez transcurrido este tiempo, se llevó a cabo la irradiación de las PRC utilizando un acelerador lineal de 6 MV y placas de maniquí de agua sólida (ver Figura 8). Se irradiaron 4 muestras por dosis para cada PRC en un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, un SSD de 100 cm, a una profundidad de 10 cm y una tasa de dosis de 600 unidad monitor/min. Las dosis a las que se irradiaron la PRC EBT-XD fueron: 1, 2, 3, 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 y 40 Gy; las muestras de la PRC MD-V3 se irradiaron a las mismas dosis que la EBT-XD agregando 65, 85 y 95 Gy.

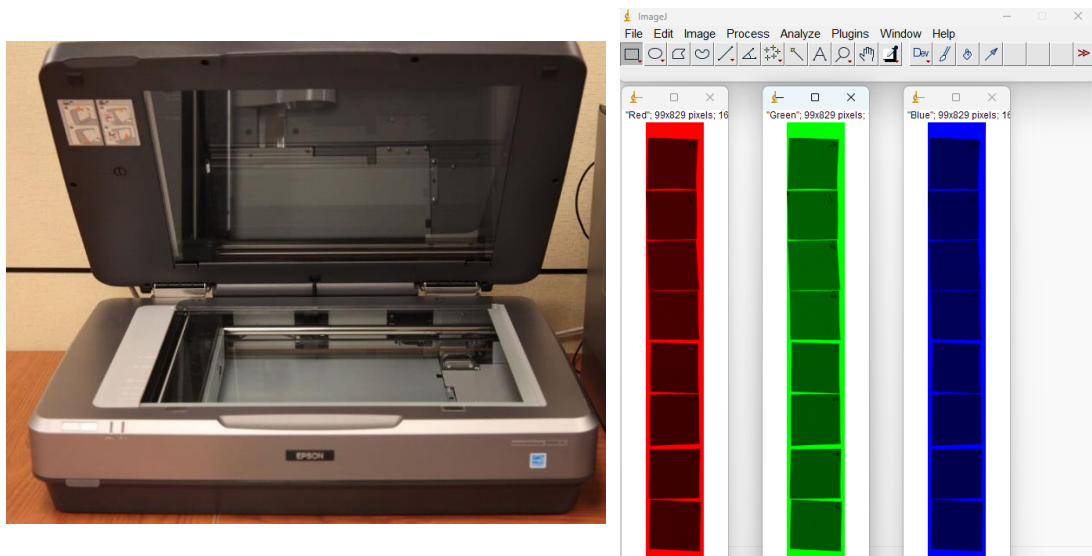


Figura 8. Arreglo experimental con el acelerador lineal TrueBeam de 6 MV, las placas de maniquí de agua sólida y las muestras de PRC en el maniquí.

iii. Lectura y digitalización de los datos de las PRC:

Esperar 24 horas, mínimo, para que la polimerización se estabilice y proseguir con el análisis de las PRC.

Escáner: se analizaron las PRC EBT-XD y MD-V3 utilizando el escáner de cama plana Epson 11000XL (ver Figura 9 (a)). Las muestras se escanearon perpendicularmente a la dirección de alineación de los polímeros en modo transmisión, positivo en color y con una resolución de 72 ppp. Se obtuvieron imágenes en formato de 48 bits en RGB, las cuales se analizaron con el software ImageJ (ver Figura 9 (b)). Se definió una región de interés (ROI, *region of interest*) de 40 para las muestras de PRC EBT-XD y de 15 para las de MD-V3. A partir de estas ROIs, se extrajo el valor de píxel para todas las muestras de las dos PRC en los canales de color rojo y verde.



(a)

(b)

Figura 9. a) Escáner de cama plana 11000XL. b) Programa de procesamiento digital de imagen ImageJ con imagen de muestras de PRC en RGB.

Espectrofotómetro: En el espectrofotómetro de doble haz, se colocó una muestra de PRC no irradiada en uno de los porta muestras y una muestra irradiada en el otro (ver Figura 10), cambiando la muestra irradiada para obtener los datos necesarios. Las muestras de PRC se midieron en un intervalo de 400 a 750 nm. El espectrofotómetro registró datos a intervalos de 2 nm, los cuales se utilizaron para construir los espectros de absorción. A partir de estos espectros, se identificaron los picos de absorción de cada PRC y se calculó la absorbancia neta en función de los picos de absorción definidos para cada PRC.



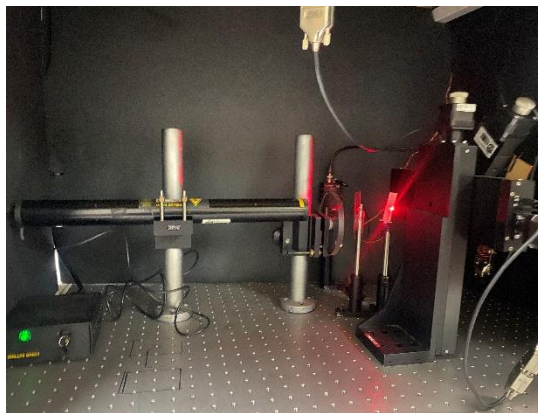
(a)



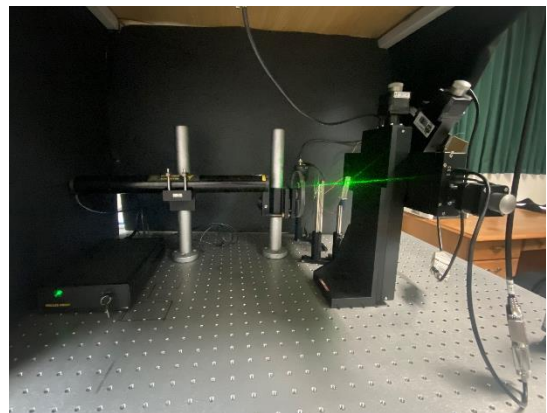
(b)

Figura 10. (a) Espectrofotómetro de doble haz. (b) Portamuestras del espectrofotómetro utilizados para las PRC irradiada y no irradiada.

Sistema experimental: el sistema experimental LFD utiliza un láser de 633 nm o de 543 nm (ver Figura 11 (a) y (b), respectivamente). En el sistema se montaron cuatro muestras de PRC para cada dosis y se registraron 16 puntos de medición por muestra en una región de 15 mm². Los datos obtenidos de los 16 puntos se promediaron, y la DOneta se calculó utilizando la Ecuación 5. Este procedimiento se repitió para ambos modelos de PRC con los dos láseres y para todo el rango de dosis establecido para cada película.



(a)



(b)

Figura 11. Sistema experimental. (a) Láser de 633 nm. (b) Láser de 543 nm.

iv. Procesamiento y análisis de los datos:

Con los datos obtenidos a través del escáner, el espectrofotómetro y el sistema experimental LFD se construyeron los espectros de absorción, las curvas de calibración, sensibilidad, orientación, polarización e incertidumbre.

- Espectros de absorción:

Se construyeron a través de la cuantificación de la absorbancia neta obtenida con el espectrofotómetro.

- Curvas de calibración:

Con la DO_{neta} obtenida se construyeron las curvas de calibración (dosis en función de la densidad óptica neta) para cada PRC, sistema óptico y canal de color/longitud de onda. También se obtuvo las curvas de ajuste, dada la Ecuación 6, con los datos experimentales obtenidos.

- Sensibilidad:

Se utilizó la Ecuación 11 para construir las curvas de sensibilidad

$$S = \frac{dDO_{neta}}{dD} = a' + b' \cdot n' D^{n'-1} \quad (11)$$

- Dependencia de la orientación:

Para ver el efecto de la orientación se repitió el proceso de lectura y digitalización a diferentes ángulos de rotación. Los cuales fueron 0° , 90° , 180° y 270° con el escáner de cama plana y a 0° y 90° con el espectrofotómetro. Con los datos obtenidos se construyeron gráficas del efecto de la orientación en el cambio de DO_{neta} en función de la dosis.

- Polarización:

Se realizó con láseres linealmente polarizados (633 nm y 543 nm), se fue rotando de 0 a 360° cada 5° . Con los datos, se obtuvo la DO_{neta} a través de la ecuación 5 y se graficó la DO_{neta} en función del ángulo de rotación.

- Incertidumbre:

Se calculó el porcentaje de incertidumbre total, experimental y del ajuste con las ecuaciones 7, 8 y 9 para cada PRC, sistema óptico y canal de color/longitud de onda.

Capítulo 5: Resultados y Discusión

5.1. Envío de artículo

Se envió el artículo/trabajo en extenso llamado “Characterization of radiochromic films EBT-XD and MD-V3 with a clinical flatbed scanner” al XVIII Mexican Symposium on Medical Physics (MSMP 2024) para su publicación en las actas que serán publicadas por el American Institute of Physics (AIP Conference Proceedings) en un volumen especial. Este trabajo se encuentra con el estatus de enviado.

En el Anexo A, se encuentra la constancia de presentación en el XVIII Mexican Symposium on Medical Physics; en el Anexo B, la carta de recepción del manuscrito; y en el Anexo C, el trabajo en extenso.

El trabajo tuvo como objetivo la caracterización de las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3 mediante el uso de un escáner clínico de cama plana, modelo Epson 11000XL. Se abordaron aspectos como las curvas de calibración, curvas de ajuste, sensibilidad, estudio de la dependencia de la orientación y la determinación de la incertidumbre asociada a las películas radiocrómicas. Estos análisis se realizaron para ambos modelos de películas radiocrómicas, EBT-XD y MD-V3, evaluando los tres canales de color: rojo, verde y azul.

5.2. Espectros de absorción

En la Figura 12 y 13 se muestra el espectro de absorción neta de la PRC EBT-XD y MD-V3 a (a) 0° y (b) 90° irradiadas con rayos X de 6 MV en un rango de 0 a 40 Gy. Se analizaron en un rango de longitudes de onda de 400 a 750 nm. La DO_{neta} se calcula restando la DO de la película no irradiada (0 Gy) de la DO de las películas irradiadas. En estos espectros, la DO de la PRC no irradiada (0 Gy) es igual a cero, ya que se ha eliminado la respuesta intrínseca de la película.

El espectro de absorción de la PRC EBT-XD, mostrado en la Figura 12, presenta dos picos de absorción centrados en 636 nm y 584 nm a 0° , mientras que en el espectro a 90° estos picos se encuentran en 637 nm y 585 nm, respectivamente. La intensidad de estos picos aumenta a medida que se incrementa la dosis.

Por otro lado, al rotar el espectro 90° , se observan picos de absorción menores en comparación con el espectro a 0° . En la curva correspondiente a una dosis de 40 Gy, la absorbancia neta es de 2.6 con el espectro a 0° , mientras que, para la misma dosis de 40

Gy, el espectro a 90° presenta una absorbancia neta de 2. Esto implica una diferencia aproximada del 30% en la absorbancia neta.

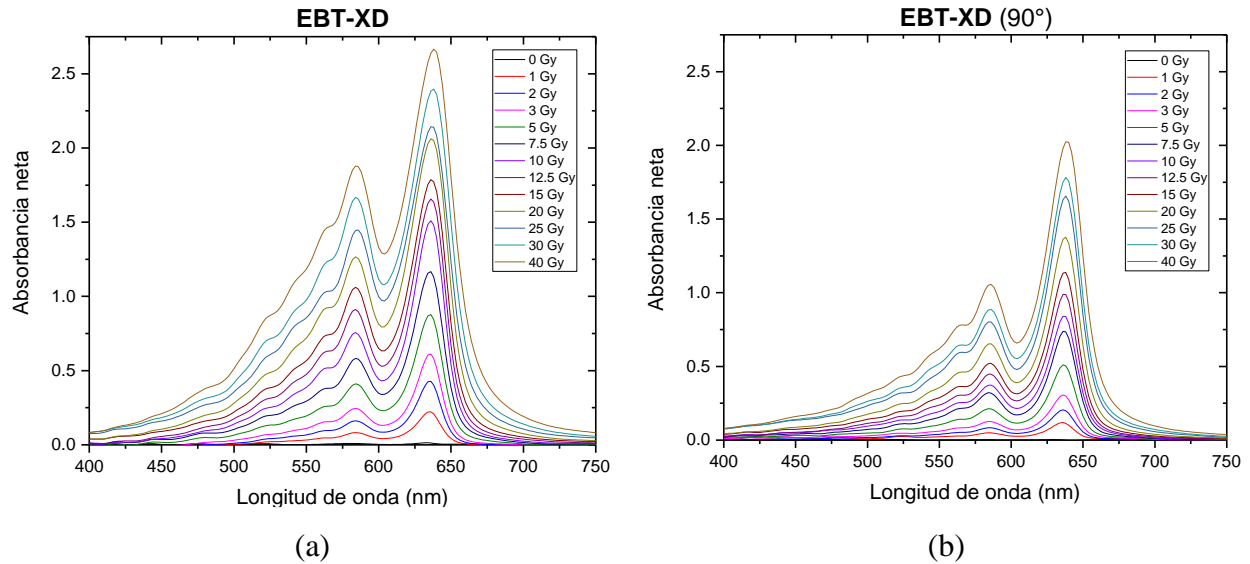


Figura 12. Espectro de absorción de la PRC EBT-XD a (a) 0° y (b) 90° .

En el caso de la PRC MD-V3, se observa el mismo comportamiento que en la EBT-XD: la intensidad de los picos de absorción aumenta conforme incrementa la dosis, y los picos de absorción experimentan un desplazamiento de aproximadamente 1-2 nm al rotar la PRC. En la Figura 13, el espectro de la PRC MD-V3 a 0° muestra dos picos de absorción centrados en 638 nm y 584 nm, mientras que al rotarla a 90° , los picos se desplazan a 639 nm y 586 nm, respectivamente.

De igual forma, al rotar el espectro 90° , los picos de absorción disminuyen en comparación con el espectro a 0° . Para una dosis de 95 Gy, la absorbancia neta es de 2.1 a 0° , mientras que a 90° es de 1.7, lo que representa una diferencia aproximada del 23%.

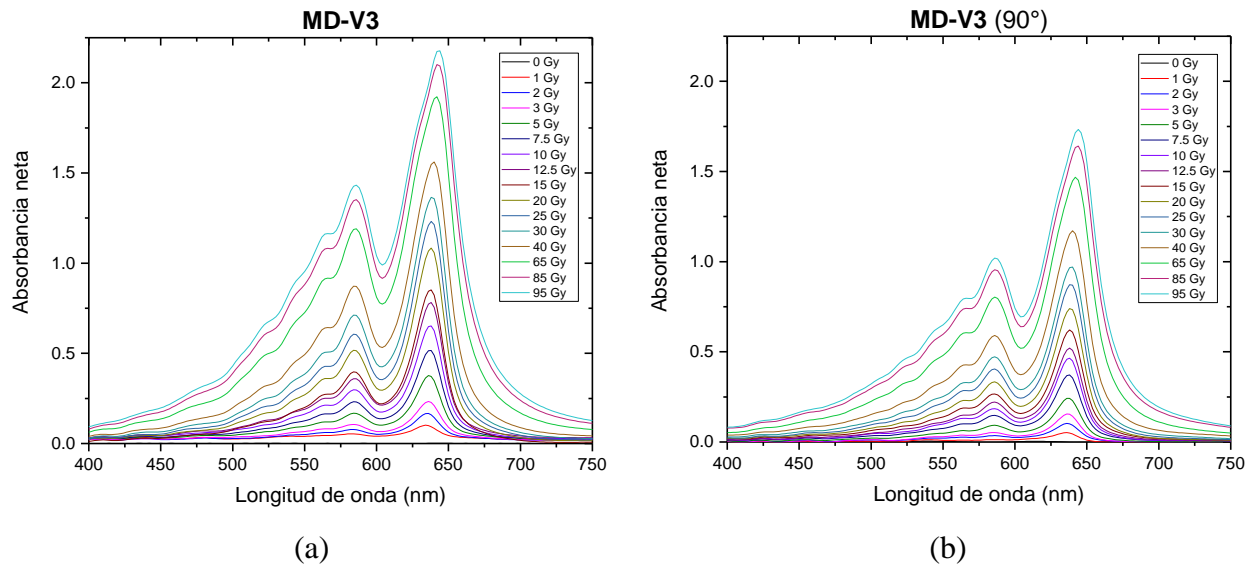


Figura 13. Espectro de absorción de la PRC MD-V3 a (a) 0° y (b) 90°.

5.3. Curvas de calibración

En la Figura 14 se muestran las curvas de calibración de las PRC EBT-XD y MD-V3 analizados con los tres sistemas de lectura: escáner, espectrofotómetro y láser. En la Figura 14 (a) y 14 (c) se muestran los datos analizados con el escáner en el canal rojo, el espectrofotómetro a 636 nm para EBT-XD y 638 nm para MD-V3 y el láser de 623.8 nm. En estas gráficas podemos ver que la respuesta es mayor al utilizar el espectrofotómetro, seguido del sistema LFD a 632.8 nm, dejando al escáner como el que tiene menor respuesta.

En la Figura 14 (b) y 14 (d) los datos fueron analizados en el canal verde para el escáner, a 584 nm en el espectrofotómetro y a 543 nm con el sistema LFD. En estos, el espectrofotómetro también tiene la mayor respuesta, seguido del sistema LFD y, por último, el escáner. En esta ocasión con muy poca diferencia entre los valores obtenidos entre el sistema LFD y el escáner. La poca diferencia se debe a que la longitud de onda del láser verde (543 nm) difiere del pico de absorción que se encuentra a 584 nm, al utilizarse el láser con esa longitud de onda los valores están recorridos 41 nm hacia la izquierda y los valores de absorbancia son menores por lo que da como resultado en una respuesta menor. El escáner lo que hace es una convolución de valores de DO neta para cada longitud de onda, ya que utiliza un ancho de banda de 100 nm, por ejemplo, de 600 a 700 nm para el rojo. Dado lo anterior, la respuesta del escáner es inferior.

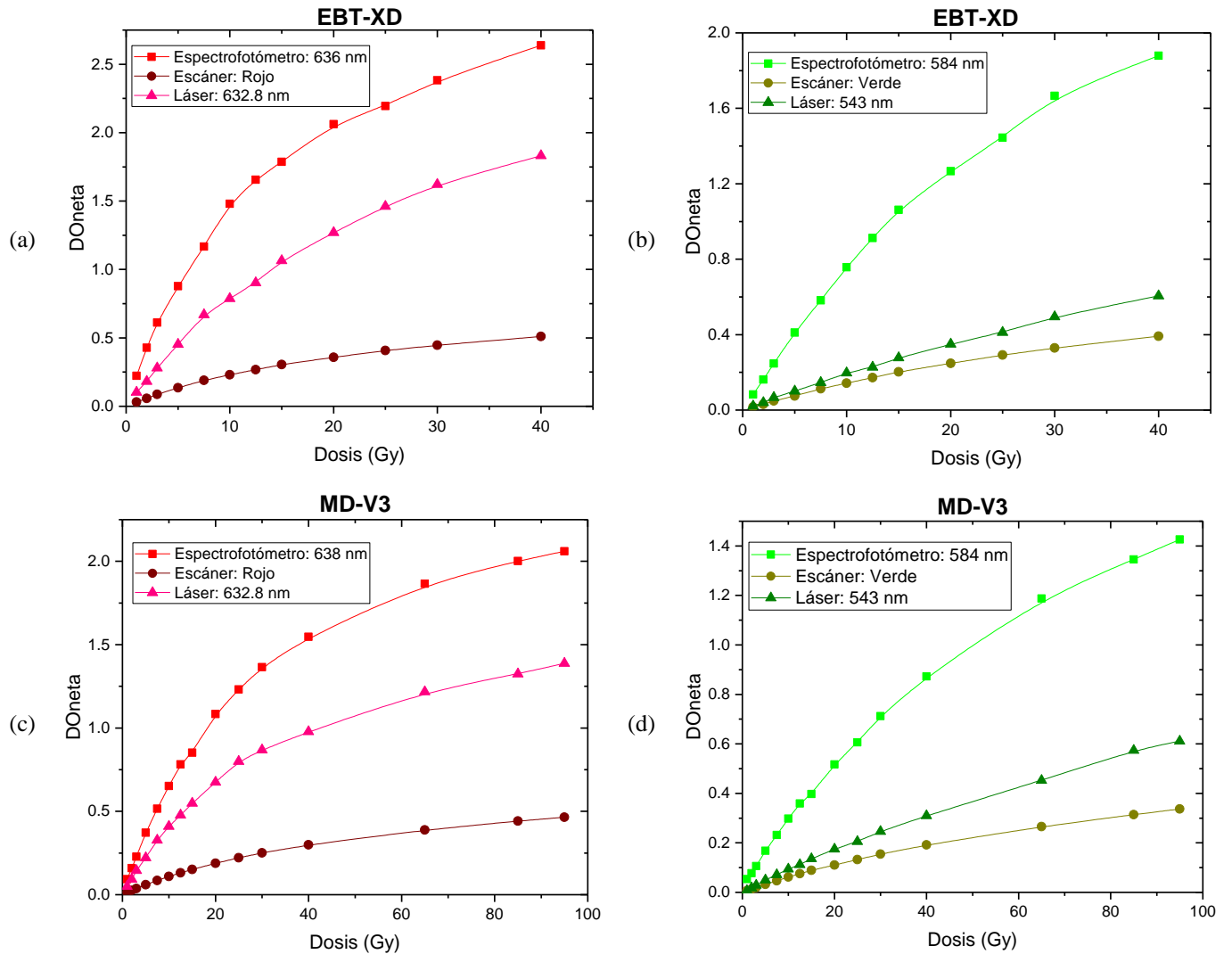


Figura 14. Curva de dosis respuesta. (a) y (b) EBT-XD. (c) y (d) MD-V3.

La respuesta a la dosis de la película suele expresarse como la DOneta en relación con la dosis administrada a la película. Sin embargo, cuando se utiliza la película para medir la dosis, es más conveniente representar la dosis como una función de la DOneta, de modo que los datos puedan ajustarse a una curva, como por ejemplo la Ecuación 6. Esta curva analítica se utiliza posteriormente para convertir la DOneta medida en dosis desconocida.

(57)

En la Figura 15, se obtuvieron las curvas de ajuste con la ecuación 6 dados los datos experimentales obtenidos, para las PRC EBT-XD y MD-V3 con los tres sistemas de lectura: Figura 15 (a) y (b) para el escáner de cama plana (canal rojo y verde), Figura 15 (c) y (d)

espectrofotómetro (636-38 nm y 586 nm) y Figura 15 (e) y (f) sistema LFD (633 nm y 543 nm).

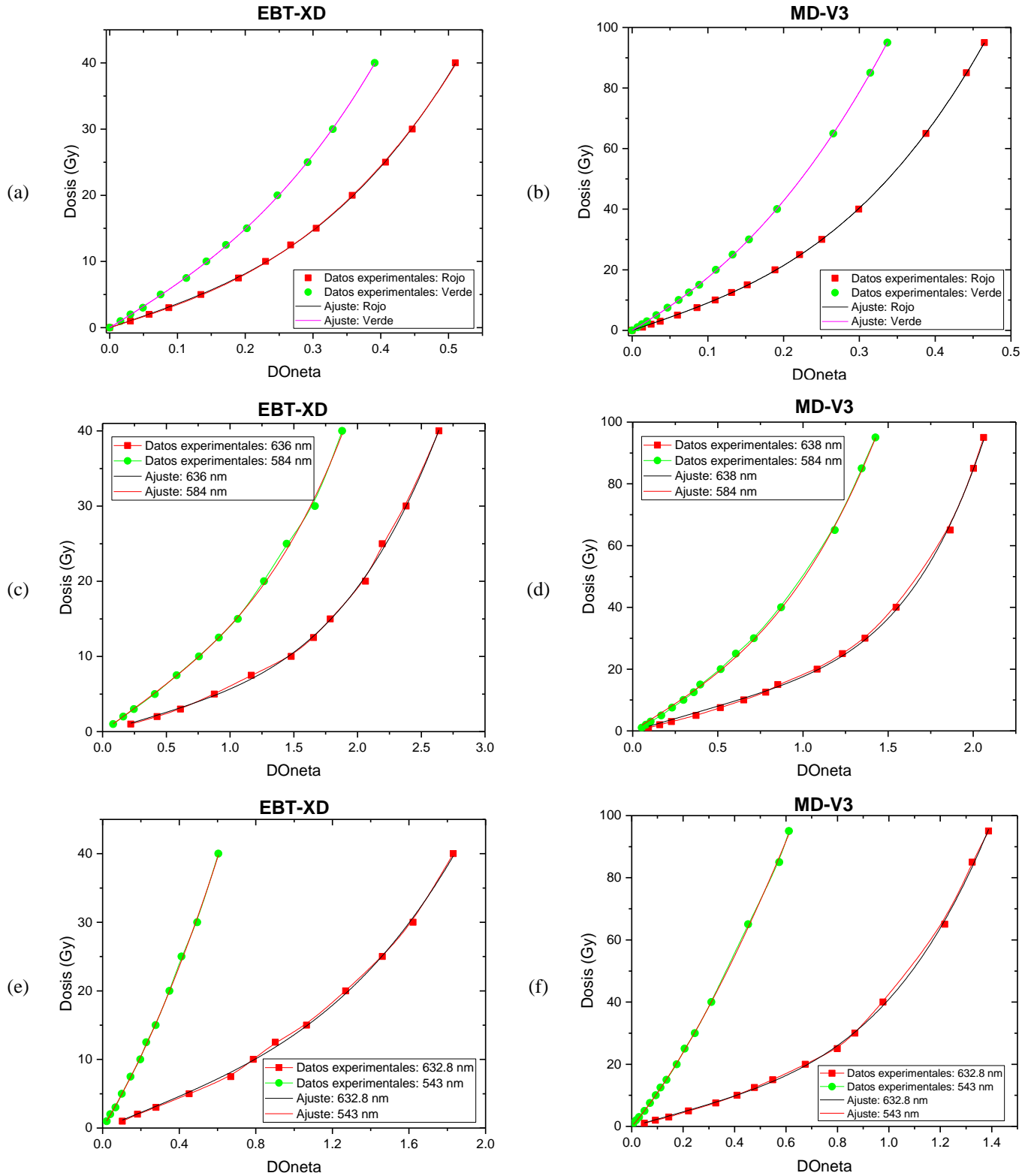


Figura 15. Curva de ajuste dados los datos experimentales.

La Tabla 4 detalla los valores obtenidos de los parámetros a, b y n para cada PRC, cada canal de color/longitud de onda y cada sistema de lectura utilizado. El procedimiento de ajuste arrojó los mejores resultados en términos de incertidumbre mínima cuando se consideró que “n” era constante. Permitir que el parámetro “n” fuera un parámetro de ajuste adicional disminuiría ligeramente el error absoluto calculado, pero también aumentaría la incertidumbre estimada. (57)

Tabla 4. Parámetros de ajuste para EBT-XD y MD-V3

SO \ PRC	EBT-XD			MD-V3		
	a	b	n	a	b	n
Escáner (Canal Rojo)	34.8	178.6	3.1	85.2	550.7	3
Espectrofotómetro (636 o 638 nm)	5.1	0.6	3.9	15.9	1.7	5
Sistema LFD (632.7 nm)	11.3	2.3	3.5	23.3	17.6	3.9
Escáner (Canal Verde)	63.9	227.6	2.9	150.8	602.3	2.4
Espectrofotómetro (584 nm)	12.4	1.7	3.6	34.6	14.6	3.2
Sistema LFD (543 nm)	46.8	33.1	2.1	92.5	88.7	1.75

5.4. Efecto de la orientación y polarización

5.4.1. Orientación

En la Figura 16 se pueden ver las gráficas del efecto de la dependencia de la orientación en el cambio del valor del píxel como función de la dosis dado el escáner para (a) EBT-XD y (b) MD-V3. Se graficó el valor del píxel en función de la dosis en 4 orientaciones distintas 0°, 90° 180° y 270° en el canal rojo y verde para las dos PRC.

Los valores de píxel son similares para 0° , que es el valor de referencia, y 180° , variando 1% en promedio. Los valores obtenidos al escanear a los ángulos de 90° y 270° difieren con la referencia, para EBT-XD, estos varían en promedio un 4% para el canal rojo y un 3.9% para el canal verde; en el caso de MD-V3, las variaciones son en promedio de un 2.9% para el canal rojo y un 3.1% para el canal verde. El efecto de orientación ya ha sido estudiado en los modelos anteriores a la PRC EBT-XD y MD-V3, tal como la EBT-3, atribuyendo este efecto a la orientación preferencial de las cadenas de polímeros en la capa activa de las PRC inducida por la radiación. Los polímeros son cadenas de carbono alargados a una cara de la hoja de la PRC. Dada este acomodo de los polímeros se genera una dependencia de la orientación al leer las PRC, en este caso con el escáner, lo cual afecta la respuesta obtenida durante el escaneo.

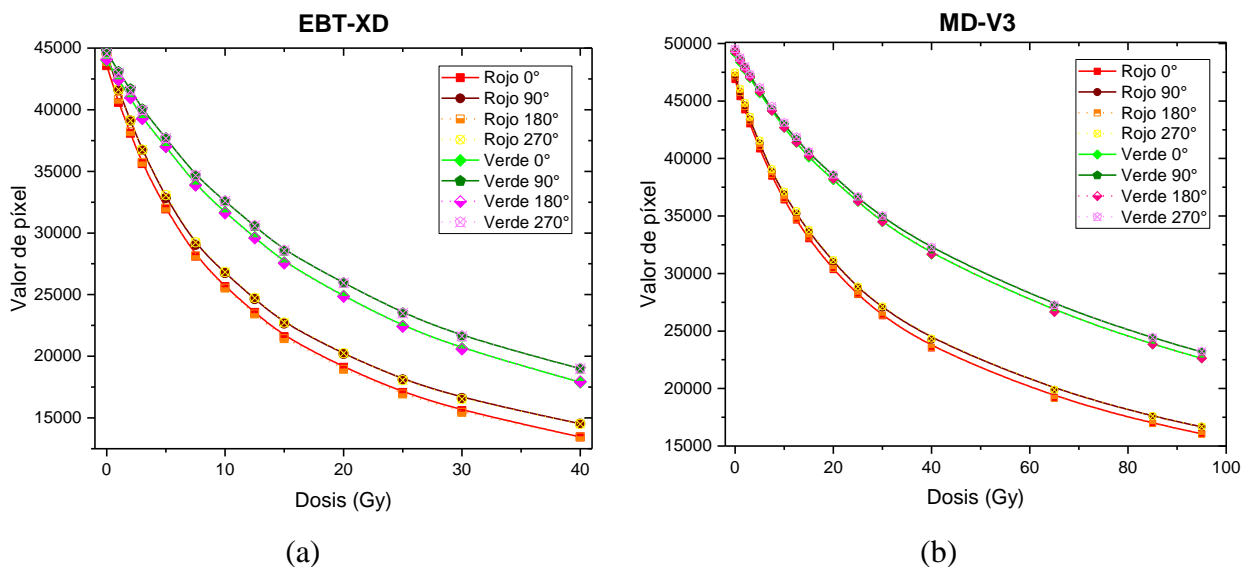


Figura 16. Dependencia de la orientación relativa al escáner. (a) EBT-XD. (b) MD-V3

En la Figura 17 se graficó la dependencia de la orientación relativa al espectrofotómetro, la DOneta en función de la dosis. Se tomaron datos a 0° y 90° para diferentes longitudes de onda a 636-637 nm, 584-585 nm para (a) EBT-XD, 638-639 nm y 584-586 nm para (b) MD-V3. En estas graficas se puede notar el cambio en los datos obtenidos cuando se rotan las PRC 90° respecto a nuestra referencia para todas las longitudes de onda utilizadas. Esto, al igual que cuando se utiliza el escáner, se debe por la posición y acomodo de los polímeros en la capa activa y se genera esta dependencia al leerse las PRC.

La PRC EBT-XD presenta una variación promedio del 37% en la región roja (longitudes de onda de 636 y 637 nm) al comparar el espectro a 90° con el de 0°, y una variación promedio del 47% en la región verde (longitudes de onda de 584 y 586 nm). En cuanto a la PRC MD-V3, la variación promedio es del 27% en la región roja (longitudes de onda de 638 y 639 nm) y del 34% en la región verde (longitudes de onda de 584 y 586 nm), al comparar las orientaciones de 90° y 0°.

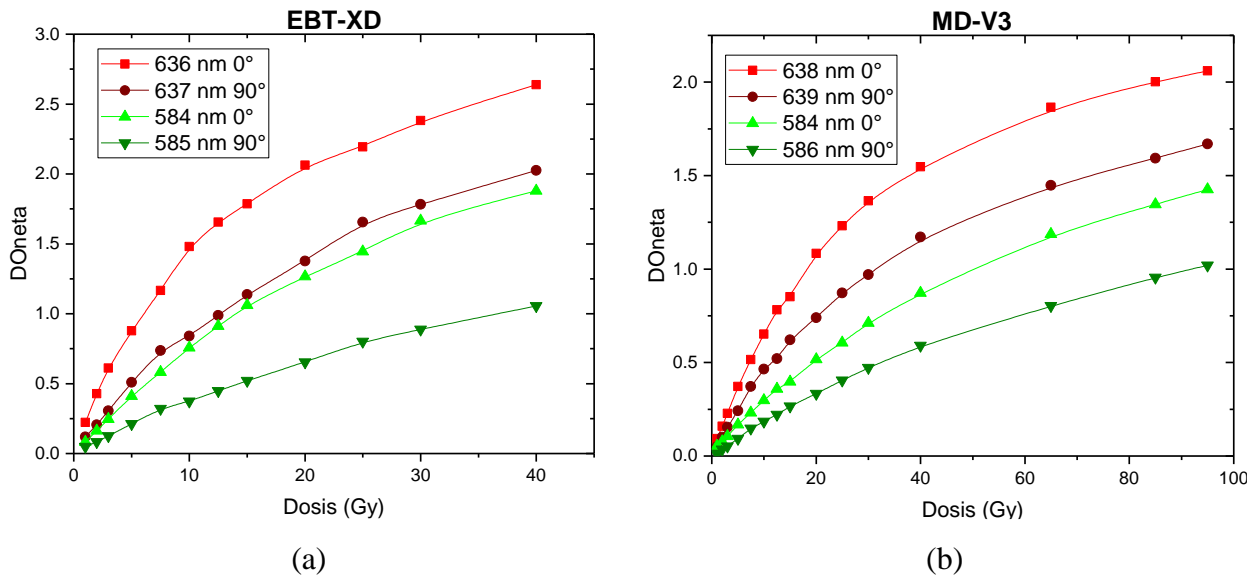


Figura 17. Dependencia de la orientación relativa al espectrofotómetro. (a) EBT-XD. (b) MD-V3.

5.4.2. Polarización

El fenómeno de polarización provoca una variación en la densidad óptica en función del ángulo de rotación, particularmente cuando se utiliza una fuente de luz polarizada, como un láser, para el análisis.

Se utilizó el sistema LFD con láseres linealmente polarizados para investigar este efecto: uno de 633 nm y otro de 543 nm, rotando las PRC de 0° a 360° en incrementos de 5°. La Figura 18 ilustra cómo la DOneta varía en función del ángulo de rotación de la PRC, siguiendo un patrón sinusoidal. Este fenómeno de polarización ha sido previamente estudiado en otros modelos de PRC, como EBT-2 y EBT-3, y se ha atribuido a la orientación preferencial de las cadenas de polímeros inducida por la radiación.

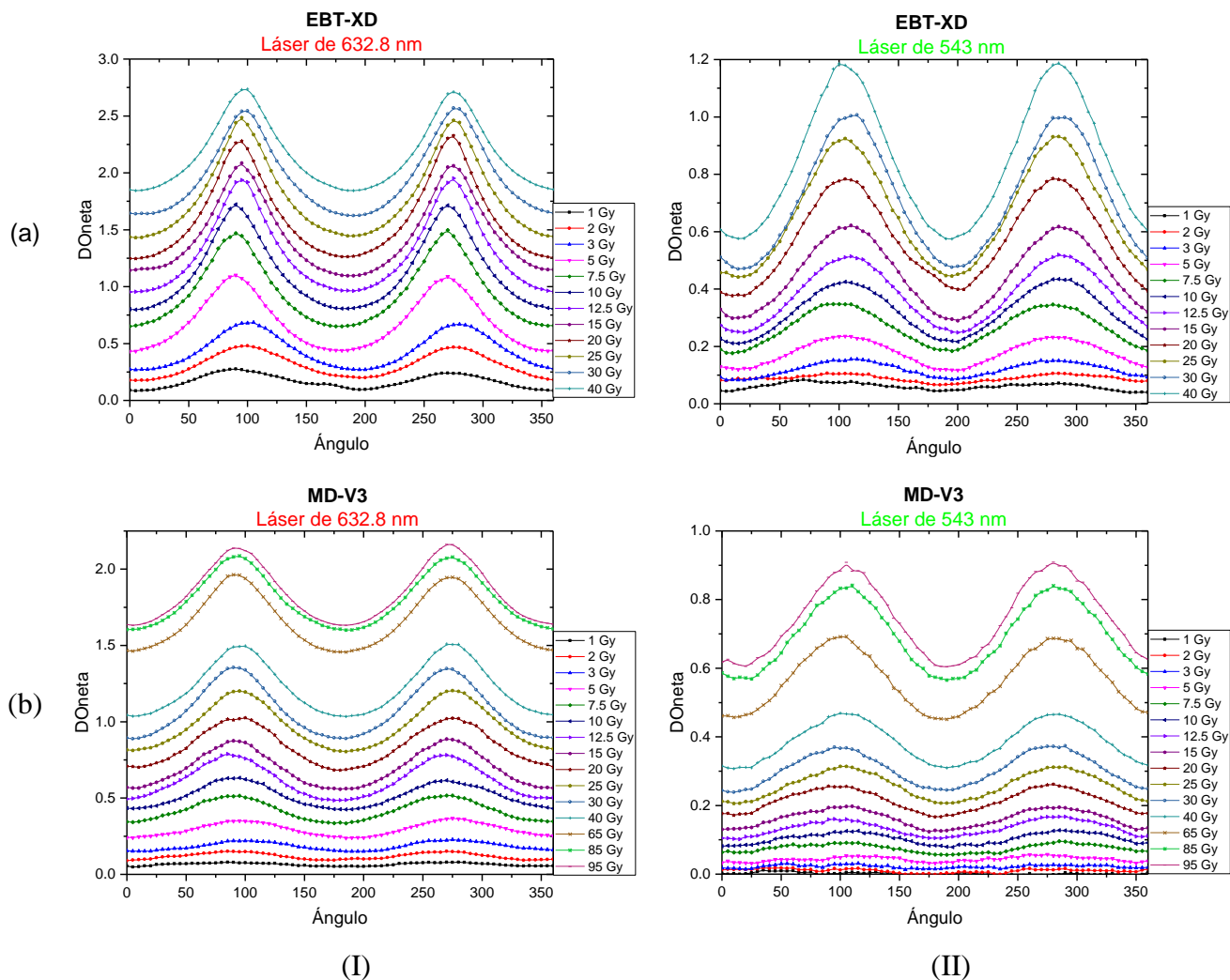


Figura 18. Efecto de polarización en (a) EBT-XD y (b) MD-V3 con el sistema experimental: láser de (I) 632.8 nm y (II) 543 nm.

5.5. Sensibilidad

La sensibilidad de cada sistema óptico varía según la longitud de onda o el rango de longitudes de onda empleado para el análisis de las películas.

En la Figura 19, se grafica la sensibilidad con la Ecuación 11, para cada canal de color y longitud de onda utilizado por PRC. La figura 19 (I) es para los datos dados por EBT-XD y la 19 (II) por la MD-V3, la 19 (a) son los datos obtenidos por el escáner, la 19 (b) por el espectrofotómetro y la 19 (c) por el sistema LFD.

El escáner, que utiliza un ancho de banda de 100 nm, presenta una sensibilidad significativamente menor en comparación con el espectrofotómetro y el sistema LFD,

ambos equipados con fuentes de luz monocromática. Esta diferencia en la fuente de luz explica por qué el espectrofotómetro y el sistema LFD ofrecen una mayor sensibilidad en la respuesta. No obstante, aunque ambos emplean luz monocromática, el espectrofotómetro se destaca por su mayor sensibilidad, ya que las mediciones de la DO neta se realizaron exactamente en los picos de absorción de cada PRC. En cambio, el sistema LFD, con líneas de emisión a 633 nm en la región roja y 543 nm en la verde, está desplazado del pico de absorción en 3-6 nm en la roja y 41 nm en la verde.

Para la PRC EBT-XD, el desplazamiento de la longitud de onda reduce la sensibilidad del sistema LFD en un 17% en la región roja y un 67% en la verde en comparación con el espectrofotómetro. El escáner presenta una sensibilidad aún menor, con una reducción del 76% en la región roja y del 79% en la verde respecto al espectrofotómetro.

En el caso de la PRC MD-V3, la sensibilidad del sistema LFD es inferior en un 29% en la región roja y un 61% en la verde en comparación con el espectrofotómetro. El escáner muestra una disminución de sensibilidad del 74% en la región roja y del 77% en la verde en relación con el espectrofotómetro.

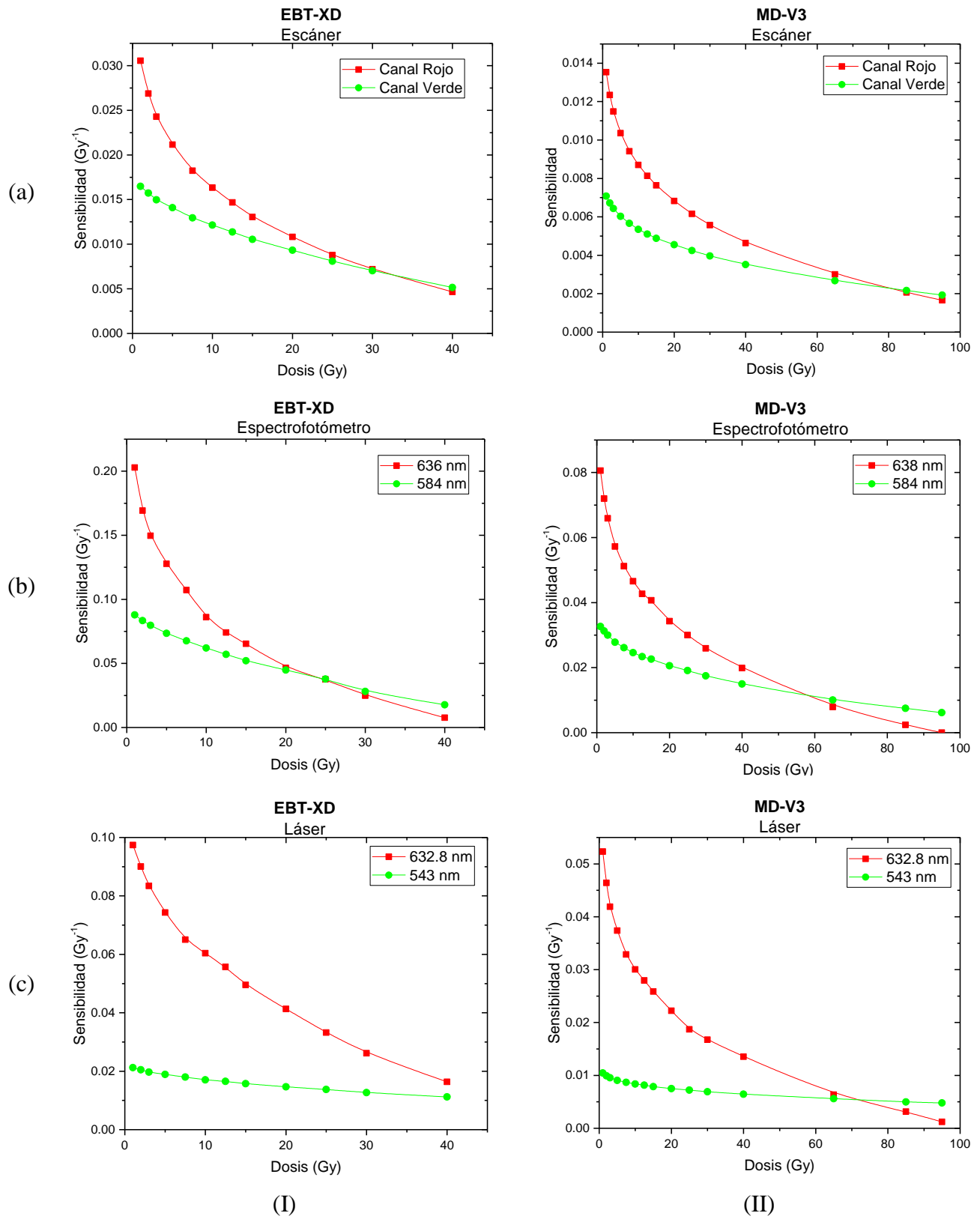


Figura 19. Sensibilidad de (I) EBT-XD y (II) MD-V3. (a) Escáner. (b) Espectrofotómetro. (c) Sistema LFD.

5.6. Incertidumbre experimental, del ajuste y total

Se evaluaron las incertidumbres promedio: experimental, del ajuste y total dada los dos modelos de PRC: EBT-XD y MD-V3; los tres SO: escáner, espectrofotómetro, sistema experimental LFD; y, las regiones del espectro: roja y verde.

En la Tabla 5, se encuentran descritas las incertidumbres promedio dado todo el rango de dosis utilizado para los dos modelos de PRC: de 0 hasta 40 Gy para EBT-XD y de 0 hasta 95 Gy para MD-V3. En la tabla podemos observar que, para los dos modelos de PRC, los tres SO y las dos regiones espectrales, la mayor contribución a la incertidumbre total promedio proviene de la incertidumbre del ajuste. También podemos notar que, los datos muestran que al utilizar el escáner se obtiene una mayor incertidumbre total promedio, con la excepción del modelo EBT-XD cuando se emplea el espectrofotómetro a 636 nm.

La incertidumbre experimental está relacionada con la medición de la densidad óptica neta (DOneta), resultante de la contribución de todos los parámetros involucrados en la irradiación y lectura de las PRC. Esta incertidumbre varía según el SO utilizado, siendo menor al emplear el espectrofotómetro y el sistema LFD, ya que ambos utilizan una fuente de luz monocromática.

Por otro lado, la incertidumbre del ajuste proviene del proceso de ajuste y de los parámetros determinados durante la calibración de las PRC, lo que implica que depende del número de datos experimentales.

La incertidumbre experimental promedio no supera el 0.9% en todos los casos, mientras que la incertidumbre del ajuste promedio alcanza un máximo del 5.072%, y la incertidumbre total promedio no supera el 5.104%. El único caso en el que la incertidumbre total y la del ajuste superan el 5% corresponde al modelo MD-V3 utilizando el escáner en el canal verde, donde se registró la mayor incertidumbre promedio con un valor de 5.104%. Por el contrario, la menor incertidumbre total promedio, del 1.645%, se observa en el modelo MD-V3 utilizando el espectrofotómetro con una longitud de onda de 586 nm (región verde), seguido del mismo modelo en la región roja, utilizando tanto el espectrofotómetro (638 nm) como el sistema LFD (633 nm), ambos con un valor de incertidumbre del 1.8%.

Tabla 5. Incertidumbre promedio: experimental, del ajuste y total; para las dos PRC, los tres sistemas ópticos y los dos rangos espectrales.

PRC	Sistema óptico	σ_{exp} (%) promedio	σ_{ajuste} (%) promedio	σ_{total} (%) promedio
EBT-XD	Escáner (canal rojo)	0.811	2.042	2.218
	Espectrofotómetro (636 nm)	0.081	2.400	2.402
	Sistema LFD (633 nm)	0.054	2.050	2.051
MD-V3	Escáner (canal rojo)	0.403	3.121	3.161
	Espectrofotómetro (638 nm)	0.052	1.804	1.805
	Sistema LFD (633 nm)	0.057	1.804	1.806
EBT-XD	Escáner (canal verde)	0.633	2.874	2.972
	Espectrofotómetro (584 nm)	0.077	2.216	2.220
	Sistema LFD (543 nm)	0.063	2.156	2.157
MD-V3	Escáner (canal verde)	0.392	5.072	5.104
	Espectrofotómetro (586 nm)	0.030	1.645	1.645
	Sistema LFD (543 nm)	0.055	2.281	2.283

En la Figura 20 se muestra la incertidumbre total promedio para (a) EBT-XD región roja, (b) EBT-XD región verde, (c) MD-V3 región roja y (d) MD-V3 región verde. Estas gráficas muestran que la incertidumbre total promedio es mayor a bajas dosis: por debajo de 10 Gy en el caso de la PRC EBT-XD y por debajo de 15 Gy en el caso de la PRC MD-V3. Este fenómeno se atribuye a que, a dosis bajas, la polimerización no es lo suficientemente evidente y los equipos de medición carecen de la capacidad para discriminar adecuadamente los cambios. Aunque las muestras de PRC comienzan a polimerizarse a dosis bajas, el cambio es todavía muy sutil, lo que genera un aumento en la incertidumbre.

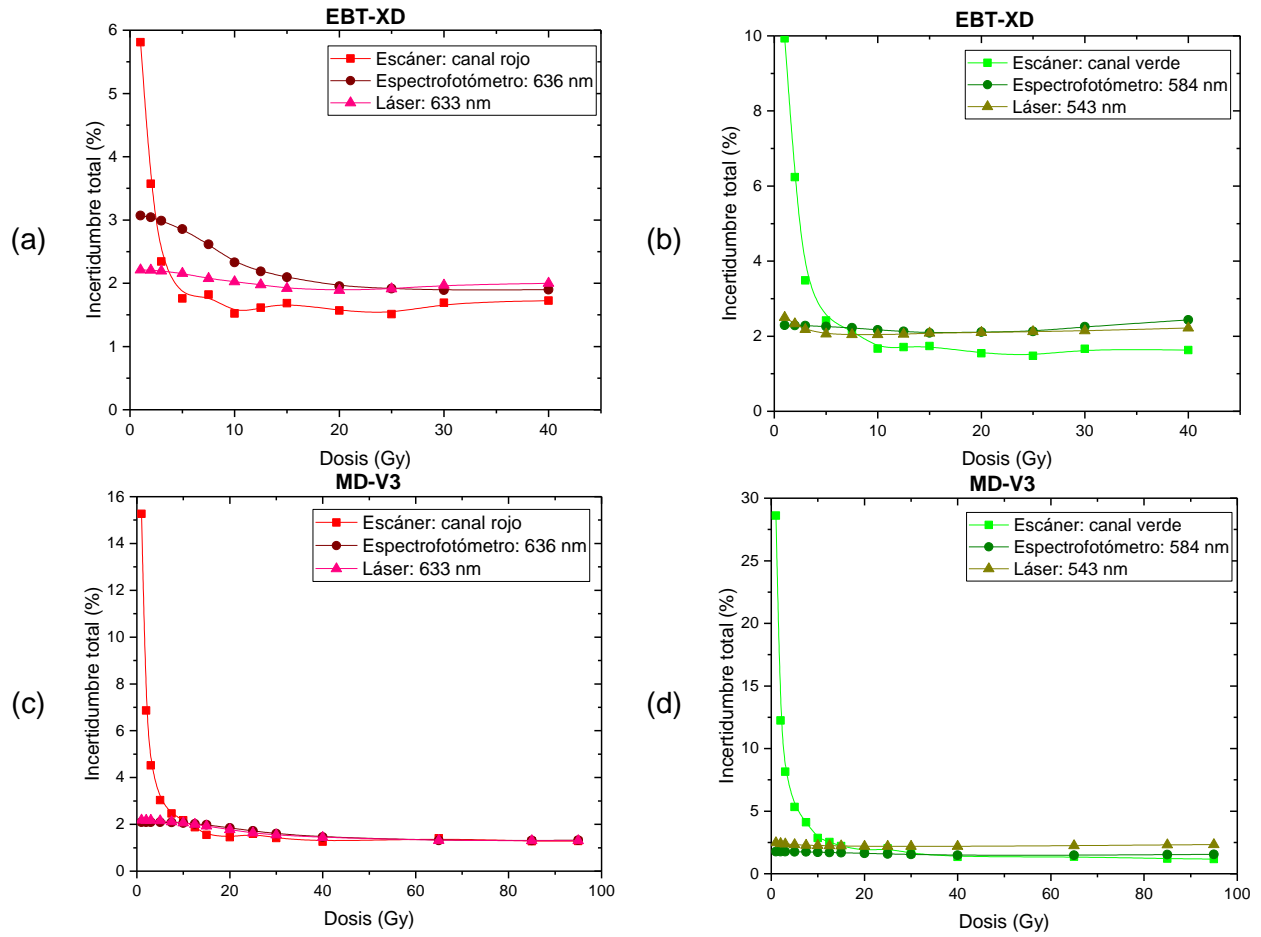


Figura 20. Incertidumbre total. (a) EBT-XD región roja. (b) EBT-XD región verde. (c) MD-V3 región roja. (d) MD-V3 región verde.

Capítulo 6: Conclusiones y trabajo futuro

El espectro de absorción de la película radiocrómica EBT-XD presenta dos picos principales en 636 nm y 584 nm a 0°, que cambian ligeramente a 637 nm y 585 nm al rotar a 90°. La intensidad de los picos aumenta con la dosis, pero al rotar el espectro a 90°, los picos son menores que a 0°. Para la PRC MD-V3, se observa un comportamiento similar al de la EBT-XD: la intensidad de los picos de absorción aumenta con el incremento de la dosis, los picos se desplazan aproximadamente 1-2 nm al rotar la PRC y disminuyen en el espectro de 90°. A 0°, se registran dos picos de absorción en 638 nm y 584 nm, que se desplazan a 639 nm y 586 nm al rotar a 90°.

Las curvas de calibración de las películas radiocrómicas EBT-XD y MD-V3 fueron analizadas utilizando tres sistemas de lectura: escáner, espectrofotómetro y sistema experimental LFD. El espectrofotómetro mostró la mayor respuesta, seguido del sistema experimental LFD, mientras que el escáner presentó la menor sensibilidad. En el análisis con el canal verde, la diferencia entre el sistema experimental LFD y el escáner fue pequeña, debido a que la longitud de onda del láser (543 nm) está desplazada en relación con el pico de absorción en 584 nm, lo que reduce la absorbancia. El escáner, al utilizar un ancho de banda amplio, realiza una convolución de los valores, lo que disminuye aún más su respuesta.

Se estudió la dependencia de la orientación utilizando un escáner y un espectrofotómetro. Con el escáner, se analizó a 0°, 90°, 180° y 270°, mientras que con el espectrofotómetro se examinó a 0° y 90°. Ambos equipos revelaron que las PRC EBT-XD y MD-V3 presentan dependencia a la orientación durante el escaneo o la lectura. Se observó que los valores de la DO_{neta} variaron según si las películas estaban montadas de forma perpendicular o paralela en los equipos. Se llevó a cabo un estudio de la polarización utilizando el sistema experimental LFD, empleando dos longitudes de onda y rotando las muestras de PRC de 0° a 360°. Los resultados obtenidos revelaron que existe una variación en los datos obtenidos de la DO_{neta} en relación con el ángulo de rotación.

El escáner, con un ancho de banda de 100 nm, tiene una sensibilidad notablemente menor en comparación con el espectrofotómetro y el sistema experimental LFD, que emplean luz monocromática. El espectrofotómetro es el más sensible, ya que mide directamente en los picos de absorción de cada película. El sistema experimental LFD, al estar desplazado de

estos picos (3-6 nm en la región roja y 41 nm en la verde), muestra una sensibilidad reducida.

Las incertidumbres promedio a lo largo del rango de dosis para los modelos de películas radiocrómicas (EBT-XD de 0 a 40 Gy y MD-V3 de 0 a 95 Gy) muestran que la mayor contribución a la incertidumbre total proviene del ajuste. El escáner genera una mayor incertidumbre total promedio en comparación con otros sistemas, excepto en el caso del modelo EBT-XD cuando se utiliza el espectrofotómetro a 636 nm. Además, la incertidumbre es mayor a bajas dosis, por debajo de 10 Gy para EBT-XD y 15 Gy para MD-V3, debido a la baja polimerización en ese rango, lo que dificulta la capacidad de los equipos para detectar cambios significativos, incrementando así la incertidumbre.

Como trabajo futuro se propone la caracterización óptica de las PRC EBT-XD y MD-V3 con los tres sistemas de lectura en la región azul: obtener curvas de calibración y de ajuste, dependencia de la orientación y polarización, sensibilidad e incertidumbre. Esto para poder comparar con las regiones roja y verde. Por otro lado, también utilizar los modelos de PRC para la verificación de tratamientos en radioneurocirugía.

Capítulo 7: Referencias bibliográficas

1. Higuchi Y, Yamamoto M, Serizawa T, Aiyama H, Sato Y, Barford BE. Modern management for brain metastasis patients using stereotactic radiosurgery: literature review and the authors' gamma knife treatment experiences. *Cancer Manag Res.* julio de 2018;Volume 10:1889–99. <https://www.dovepress.com/modern-management-for-brain-metastasis-patients-using-stereotactic-rad-peer-reviewed-article-CMAR>
2. León-Marroquín EY, García-Garduño OA, Camacho-López MÁ. Caracterización de la película radiocrómica EBT2 con diferentes sistemas ópticos [Internet]. Vol. 18. 2013. <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=47892>
3. Halasz L, Rockhill J. Stereotactic radiosurgery and stereotactic radiotherapy for brain metastases. *Surg Neurol Int.* el 1 de octubre de 2013;4(5):185. <http://surgicalneurologyint.com/surgicalint-articles/stereotactic-radiosurgery-and-stereotactic-radiotherapy-for-brain-metastases/>
4. Lasak JM, Gorecki JP. The History of Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy. *Otolaryngol Clin North Am.* agosto de 2009;42(4):593–9. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030666509000589>
5. León-Marroquín EY. Caracterización y validación de la película Gafchromic EBT3 para control de calidad en tratamientos de radiocirugía utilizando dos sistemas ópticos [Internet]. Universidad Autónoma del Estado de México; 2016. <http://hdl.handle.net/20.500.11799/65470>
6. Camacho-López MÁ, Gutiérrez-Fuentes R, García-Garduño OA, León-Marroquín Y, Hernández-Ponce I, Bobadilla-Díaz DA, et al. Implementación de un sistema óptico de escaneo bidimensional automático para su uso en dosimetría con película radiocrómica. 2015; https://speckle.inaoep.mx/~tecnologia_salud/2015/memorias/pdf/MyT2015_09_E.pdf
7. Schell MC, Bova FJ, Larson D a, Leavitt DD, Lutz WR, Podgorsak EB, et al. Stereotactic Radiosurgery Report of Task Group 42. 1995;(5):50. https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_54.pdf
8. León-Marroquín EY, Camacho-López MA, García-Garduño OA, Herrera-González JA, Villarreal-Barajas JE, Martínez-Quiroz CA, et al. Analysis of the absorption spectra of EBT2 and EBT3 radiochromic films. *Rev Mex Ing Biomédica.* el 15 de enero de 2017;38(1):363–71. <https://www.rmib.mx/index.php/rmib/article/view/40>
9. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Phys Medica.* el 1 de abril de 2016;32(4):541–56. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S112017971600510X>

10. León-Marroquín EY. Caracterización de la película radiocrómica EBT2 con diferentes sistemas de lectura para validar su uso en Radioneurocirugía. Universidad Autónoma del Estado de México; 2013.
11. Jiménez-Aviles G. Diseño y validación de un sistema dosimétrico de visión para control de calidad de tratamientos de radioterapia y radiocirugía [Internet]. Universidad Autónoma del Estado de México; 2021. <http://hdl.handle.net/20.500.11799/111946>
12. Schoenfeld AA, Wieker S, Harder D, Poppe B. Changes of the optical characteristics of radiochromic films in the transition from EBT3 to EBT-XD films. *Phys Med Biol.* el 21 de julio de 2016;61(14):5426–42. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/61/14/5426>
13. GAFCHROMIC™ DOSIMETRY MEDIA, TYPE EBT-XD [Internet]. www.FilmQAPro.com.
14. GAFCHROMIC □ DOSIMETRY MEDIA TYPE MD-V3 [Internet]. www.FilmQAPro.com.
15. Casolaro P. Radiochromic Films for the Two-Dimensional Dose Distribution Assessment. *Appl Sci.* el 28 de febrero de 2021;11(5):2132. <https://www.mdpi.com/2076-3417/11/5/2132>
16. Enríquez-Cuazitl MG, Camacho-López M, García-Garduño OA. Determinación puntual de la distribución de dosis para dosimetría con películas radiocrómicas EBT2 usando luz láser para los rangos dosimétricos rojo y verde. 2014.
17. J.J. Navarre (Spain). Departamento de Salud., Ciérvide R, Guridi J, Moreno M, Arbea L, Azcona JD, et al. Radioterapia esterotáctica. *An Sist Sanit Navar.* 2009;32:61–71. http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000400007
18. Harris L, M Das J. Stereotactic Radiosurgery [Internet]. *StatPearls.* 2023. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK542166/>
19. OIEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia : Protocolo de control de calidad. *Tecdoc-1151.* 2000;144. https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1151_prn.pdf
20. Malicki J. The importance of accurate treatment planning, delivery, and dose verification. *Reports Pract Oncol Radiother.* marzo de 2012;17(2):63–5. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1507136712000296>
21. Grams MP, Gustafson JM, Long KM, de los Santos LEF. Technical Note: Initial characterization of the new EBT-XD Gafchromic film. *Med Phys.* el 14 de octubre de 2015;42(10):5782–6. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.4930058>
22. León-Marroquín EY, Mulrow D, Darafsheh A, Khan R. Response characterization of EBT-XD radiochromic films in megavoltage photon and electron beams. *Med Phys.* el 1 de septiembre de 2019;46(9):4246–56. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.13708>

23. Xu XH, Liao Q, Wu MJ, Geng YX, Li DY, Zhu JG, et al. Detection and analysis of laser driven proton beams by calibrated Gafchromic HD-V2 and MD-V3 radiochromic films. *Rev Sci Instrum.* el 1 de marzo de 2019;90(3). <https://pubs.aip.org/rsi/article/90/3/033306/359446/Detection-and-analysis-of-laser-driven-proton>
24. Abe Y, Morace A, Arikawa Y, Mirfayzi SR, Golovin D, Law KFF, et al. Dosimetric calibration of GafChromic HD-V2, MD-V3, and EBT3 films for dose ranges up to 100 kGy. *Rev Sci Instrum.* el 1 de junio de 2021;92(6):3–8. <https://pubs.aip.org/rsi/article/92/6/063301/990299/Dosimetric-calibration-of-GafChromic-HD-V2-MD-V3>
25. Massillon-JL G, Cabrera-Santiago A, Xicohténcatl-Hernández N. Relative efficiency of Gafchromic EBT3 and MD-V3 films exposed to low-energy photons and its influence on the energy dependence. *Phys Medica.* 2019;61(April):8–17. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.04.007>
26. Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao S, 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.* el 30 de diciembre de 2020;47(12):5986–6025. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.14497>
27. White DR, Griffith R V., Wilson IJ. Appendix A: Body Tissue Compositions. *Reports Int Comm Radiat Units Meas.* el 7 de febrero de 1992;os-24(1):11–3. http://journals.sagepub.com/doi/10.1093/jicru_os24.1.11
28. Stevens MA, Turner JR, Hugtenburg RP, Butler PH. High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. *Phys Med Biol.* el 1 de noviembre de 1996;41(11):2357–65. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/41/11/008>
29. 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. *Med Phys.* noviembre de 1998;25(11):2093–115. <http://doi.wiley.com/10.1118/1.598407>
30. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys.* el 12 de junio de 2008;35(7Part1):3078–85. <http://doi.wiley.com/10.1118/1.2936334>
31. Soares CG. Radiochromic film dosimetry. *Radiat Meas.* diciembre de 2006;41(SUPPL. 1):S100–16. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350448707000121>

32. Soares CG. Radiochromic Film presentation. 2010;79. <https://www.aapm.org/meetings/09ss/documents/23soares-radiochromicfilm.pdf>
33. Martišíková M, Ackermann B, Jäkel O. Analysis of uncertainties in Gafchromic® EBT film dosimetry of photon beams. *Phys Med Biol.* el 21 de diciembre de 2008;53(24):7013–27. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/53/24/001>
34. Yu PKN, Butson M, Cheung T. Does mechanical pressure on radiochromic film affect optical absorption and dosimetry? *Australas Phys Eng Sci Med.* septiembre de 2006;29(3):285–7. <http://link.springer.com/10.1007/BF03178580>
35. Fuss M, Sturtewagen E, Wagter C De, Georg D. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol.* el 21 de julio de 2007;52(14):4211–25. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/52/14/013>
36. 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.* el 17 de octubre de 2008;35(10):4545–55. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.2975483>
37. Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, Li JG, Simon WE, Dempsey JF. Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® film. *Med Phys.* el 16 de noviembre de 2006;33(12):4551–6. <http://doi.wiley.com/10.1118/1.2370505>
38. Ramírez-valdez C, León-marroquín EY, Camacho-lópez MA. Análisis del espectro de absorción de las películas radiocrómicas EBT-XD irradiadas con fotones de 6 MV. 2021;97–107. https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/52/119/52119490.pdf
39. GAFCHROMIC™ DOSIMETRY MEDIA, TYPE EBT-3 [Internet]. www.FilmQAPro.com.
40. Rink A. Summary for Policymakers. En: *Climate Change 2013 – The Physical Science Basis.* Cambridge University Press; 2014. p. 1–30. https://www.cambridge.org/core/product/identifier/CBO9781107415324A009/type/book_part
41. Vargas-Segura W. Dosimetría absoluta mediante película radiocrómica en un sistema de irradiación gamma, utilizando un espectrofotómetro UV-VIS. *Rev Tecnol en Marcha.* el 27 de febrero de 2020;33. https://revistas.tec.ac.cr/index.php/tec_marcha/article/view/5019
42. Williams M, Metcalfe P, Rosenfeld A, Kron T, D'Errico F, Moscovitch M. Radiochromic Film Dosimetry and its Applications in Radiotherapy. En: *AIP Conference Proceedings.* 2011. p. 75–99. <https://pubs.aip.org/aip/acp/article/1345/1/75-99/839404>
43. Hecht E. fifth edition 5 Optics [Internet]. Pearson Education Limited. 2017. 720 p.

https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/5054148/mod_resource/content/1/Hecht-optics-5ed.pdf

44. De La Cruz D. Estudio de la generación de bandas de interferencia de Fabry-Perot en las películas radiocrómicas EBT3 [Internet]. Universidad Autónoma del Estado de México; 2004. <http://hdl.handle.net/20.500.11799/68434>
45. Born M, Wolf E, Bhatia AB, Clemmow PC, Gabor D, Stokes AR, et al. Principles of Optics [Internet]. 7th ed. Cambridge University Press; 1999. 952 p. <https://www.cambridge.org/core/product/identifi er/9781139644181/type/book>
46. Skoog D, Holler FJ, Crouch S. Principles of Instrumental Analysis. 7ma ed. Vol. 56, Pure and Applied Chemistry. 1984. 231–245 p.
47. Devic S, Tomic N, Pang Z, Seuntjens J, Podgorsak EB, Soares CG. Absorption spectroscopy of EBT model film. Med Phys. el 15 de enero de 2007;34(1):112–8. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.2400615>
48. Arrans R, Miras H, Ortiz M, Terron J, Macias J, Ortiz A. Dosimetría con películas radiocrómicas. 2009;10(2). <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/download/232/222>
49. Schoenfeld AA, Poppinga D, Harder D, Doerner KJ, Poppe B. The artefacts of radiochromic film dosimetry with flatbed scanners and their causation by light scattering from radiation-induced polymers. Phys Med Biol. el 7 de julio de 2014;59(13):3575–97. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/59/13/3575>
50. Pérez Azorin JF. Dosimetría y control de calidad con películas radiocrómicas en radioterapia externa. 2018; <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=146705&info=resumen&idioma=SPA%0Ahttps://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=146705>
51. Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. Med Phys. el 27 de septiembre de 2012;39(10):6339–50. <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4754797>
52. Devic S, Wang YZ, Tomic N, Podgorsak EB. Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry. Med Phys. el 5 de octubre de 2006;33(11):3993–6. <http://doi.wiley.com/10.1118/1.2357836>
53. Paelinck L, Neve W De, Wagter C De. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. Phys Med Biol. el 7 de enero de 2007;52(1):231–42. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/52/1/015>
54. Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read

- Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys Med Biol.* el 21 de febrero de 2009;54(4):1073–85. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/54/4/017>
55. 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.* el 13 de septiembre de 2004;31(9):2392–401. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.1776691>
56. Jiménez-Aviles G, Camacho-López MÁ, García-Garduño OA. Laser-based radiochromic film readout system: optoelectronic setup and feasibility trial for clinical applications. *Meas J Int Meas Confed.* 2024;231(November 2023).
57. Devic S, Tomic N, Soares CG, Podgorsak EB. Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system. *Med Phys.* el 13 de febrero de 2009;36(2):429–37. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.3049597>