



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO**

**INSTITUTO NACIONAL DE
NEUROLOGIA Y NEUROCIROLOGIA**



INNN

FACULTAD DE MEDICINA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

***Análisis de la fotodegradación inducida por la fuente de luz de
sistemas ópticos de digitalización de películas radiocrómicas***

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

David Jesús Santín Azueta

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



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2025

Contenido

Resumen	8
Abstract	9
Abreviaturas	10
Índice de figuras	11
Índice de tablas	13
Planteamiento del problema.....	16
Capítulo 2: Estado del arte.....	17
Fotodegradación en polímeros dosimétricos.....	17
Mitigación de incertidumbre en QA de PRC.....	18
Gap de investigación	19
Pregunta de investigación	20
Hipótesis	20
Objetivo General	20
Objetivos Específicos.....	20
Capítulo 3: Marco Teórico	20
Películas radiocrómicas	20
Modelos EBT-4, EBT-XD y MD-55-2.....	21
Espectros de absorción.....	23
Sistemas ópticos	23
Escáner	24
Lector basado en láseres He-Ne	24
Filtros de densidad neutra	25
Densidad óptica	25
Fundamento fisicoquímico de la absorbancia	26
Propagación de la incertidumbre en la densidad óptica neta y la dosis.....	28
Fotodegradación	29
Metas	29
Productos por obtener	30
Justificación	30
Importancia social.....	31
Aportación científica	31
Capítulo 4: Metodología	31
Infraestructura y apoyo técnico disponible	31
Diseño de estudio	33
Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.....	33
Procedimientos	34
Control de intensidad y prevención de saturación.....	39
Variables de estudio	40
Implicaciones bioéticas	42
Recolección de datos.....	42
Análisis estadísticos	42
Capítulo 5: Resultados y discusión	43
Capítulo 6: Conclusiones y trabajo a futuro.....	62
Referencias.....	64

Resumen

Este trabajo examinó la fotodegradación inducida por luz en películas radiocrómicas empleadas en dosimetría, considerando los modelos EBT-4, EBT-XD y MD-55-2. Se evaluaron dos sistemas de digitalización—escáner de cama plana y lectura basada en láser—para determinar cómo la intensidad y el tiempo de exposición modificaron la estabilidad de la Densidad Óptica Neta y la precisión en la dosis absorbida. Se cuantificaron las cinéticas de fotodegradación, mostrando que la EBT-4 presentó la mayor susceptibilidad en dosis bajas, la EBT-XD mantuvo mayor estabilidad bajo fluencias intermedias y la MD-55-2 mostró un descenso monótono de transmitancia en dosis altas. En conjunto, la fotodegradación aportó entre **2–8%** de incertidumbre adicional según la dosis, la longitud de onda y la fluencia incidente. Estos resultados permitieron establecer umbrales operativos de intensidad lumínica y optimizar las condiciones de lectura para reducir errores sistemáticos en la dosimetría con película.

Abstract

This work examined light-induced photodegradation in radiochromic films used in dosimetry, specifically the EBT-4, EBT-XD, and MD-55-2 models. Two optical digitization systems—flatbed scanning and laser-based readout—were evaluated to determine how light intensity and exposure time affected Net Optical Density stability and absorbed-dose accuracy.

Photodegradation kinetics were quantified for each film type, revealing that EBT-4 showed the highest sensitivity at low doses, EBT-XD maintained greater stability under moderate fluence, and MD-55-2 exhibited monotonic degradation at high-dose ranges. Overall, the optical degradation contributed between **2–8%** to the total dosimetric uncertainty depending on dose, wavelength, and fluence. These findings allowed the establishment of operational light-intensity thresholds and optimized readout conditions aimed at reducing systematic errors in clinical film dosimetry.

Abreviaturas

- **DO_{neta}** : Densidad óptica neta
- **SO**: Sistema óptico
- **PRC**: Película radiocrómica
- **RT**: Radioterapia
- **SRS**: Radiocirugía estereotáctica
- **CCD**: Dispositivo de carga acoplada
- **He-Ne**: Helio-Neón
- **AAPM TG**: *American Association of Physics in Medicine, Task Group* (Asociación Americana de Físicos en Medicina, Tarea de Grupo)
- **UV**: Ultravioleta
- **MeV**: Megaelectronvolts
- **keV**: Kilolectronvolts
- **Linac**: Acelerador Lineal
- **PPP**: Píxeles por pulgada
- **nm**: Nanómetros
- **LiPCDA**: litio-10,12-pentacosdiinoato
- **SSD**: *Source-surface distance* (Distancia fuente-superficie)
- **UM**: Unidad monitor
- **LED**: Diodo emisor de luz
- **Gy**: Gray

Índice de figuras

Fig. 1.1. Polimerización de diacetilenos en exposición a la radiación ionizante [14].....	15
Fig 3.1. Composición esquemática de las películas radiocrómicas EBT-4 (a), EBT-XD (b) [36] y MD-55-2 (c) [38]	22
Fig 3.2. Espectros de absorción de la película radiocrómica EBT-XD, EBT-4 [40] y MD-55-2 [41]	23
Fig 3.3. Escáner EPSON 11000XL (Seiko Epson Corporation)	24
Fig 3.4. Arreglo optoelectrónico basado en láser que será empleado para evaluar los efectos fotodegradantes en las PRC [23].	25
Fig 4.1. Acelerador lineal Varian TrueBeam STx.....	34
Fig 4.2. Configuración de irradiación de las PRC.	35
Fig 4.3. Posicionamiento de las películas en el eje de lectura central del escáner de cama plana.	35
Figura 4.4. Diagrama de bloques del flujo óptico y electrónico del escáner EPSON 11000XL utilizado para la digitalización de películas radiocrómicas.	36
Fig 4.5. Análisis de valor medio de píxel con el software ImageJ (v.1.54) para cada canal de color.	36
Fig 4.6. Caracterización angular del disco atenuador para el láser verde de 543 nm.	38
Fig 4.7: Láser de 633 nm con divisor óptico de 45° redirigiendo el haz al fotodiodo de referencia.....	39
Fig 4.8: Ilustración de la constancia de DO efectiva de los filtros a distintas longitudes de onda (Edmund Optics Inc., NJ, USA, 2025)	40
Fig 5.2: Curvas de calibración de la PRC EBT-XD con barras de error relativo.	43
Fig 5.3: Curvas de calibración de la MD-55-2 con barras de error relativo.....	44
Fig 5.4. Variación de la DONeta de la película EBT-4 en el canal rojo.	45
Fig 5.5. Variación de la DONeta de la película EBT-4 en el canal verde	46
Fig 5.6. Variación de la DONeta de la película EBT-4 en el canal azul	47
Fig 5.7. Variación de la DONeta de la película EBT-XD en el canal rojo.....	48
Fig 5.8. Variación de la DONeta de la película EBT-XD en el canal verde	49
Fig 5.9. Variación de la DONeta de la película EBT-XD en el canal azul.....	50
Fig 5.10. Variación de la DONeta de la película MD-55-2 en el canal rojo.	51
Fig 5.11. Variación de la DONeta de la película MD-55-2 en el canal verde.	52
Fig 5.12. Transmitancia relativa de la PRC EBT-4 leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ con láser de diodo a potencia variable.	53
Fig 5.13. Transmitancia relativa de la PRC EBT-4 leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ a potencia fija de 3.061 W/cm^2	53
Fig 5.14. Curvas de $T_{rel}(t)$ ajustadas a la transmitancia relativa experimental de la PRC EBT-4 para el láser $\lambda = 633 \text{ nm}$	54
Fig 5.15. Transmitancia relativa de la PRC EBT-XD leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ con láser de diodo a potencia variable.	55
Fig 5.16. Transmitancia relativa de la PRC EBT-XD leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ a potencia fija de 15 mW.....	55
Fig 5.17. Curvas de $T_{rel}(t)$ ajustadas a la transmitancia relativa experimental de la PRC EBT-XD para el láser $\lambda = 633 \text{ nm}$	56
Fig 5.18. Transmitancia relativa de la PRC MD-55-2 leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ con láser de diodo a potencia variable.	57
Fig 5.19. Curvas de $T_{rel}(t)$ ajustadas a la transmitancia relativa experimental de la PRC MD-55-2 para el láser $\lambda = 633 \text{ nm}$	58
Fig 5.20. Transmitancia relativa de la PRC EBT-4 leída a $\lambda = 543 \text{ nm}$ con láser He-Ne a distintos filtros angulares.	59

Fig 5.21. Transmitancia relativa de la PRC EBT-XD leída a $\lambda = 543 \text{ nm}$ con láser He-Ne a distintos filtros angulares.59

Índice de tablas

Tabla 2.1. Resumen de estudios recientes sobre fotodegradación y estabilidad de películas radiocrómicas	18
Tabla 3.1. Comparativa de las diferentes PRC usadas en el proyecto.	22
Tabla 4.1. Materiales usados en la metodología para la digitalización de las PRC en cada SO.	33
Tabla 4.2. Variables independientes de estudio.	41
Tabla 4.3. Variables dependientes del estudio	42
Tabla 5.1: Valores de los parámetros ajustados de la curva de calibración para la película EBT-4	44
Tabla 5.2: Valores de los parámetros ajustados de la curva de calibración para la película EBT-XD	44
Tabla 5.3: Valores de los parámetros ajustados de la curva de calibración para la película MD-55-2	44
Tabla 5.4. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal rojo de la PRC EBT-4.	46
Tabla 5.5. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal verde de la PRC EBT-4	47
Tabla 5.6. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal azul de la PRC EBT-4.	48
Tabla 5.7. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal rojo de la PRC EBT-XD	48
Tabla 5.8. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal verde de la PRC EBT-XD.	49
Tabla 5.9. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal azul de la PRC EBT-XD.	50
Tabla 5.10. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal rojo de la PRC MD-55-2.	51
Tabla 5.11. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal verde de la PRC MD-55-2.	52
Tabla 5.12. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de transmitancia relativa de la PRC EBT-4 para la lectura mediante láser de diodo de $\lambda = 633 \text{ nm}$.	54
Tabla 5.13. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de transmitancia relativa de la PRC EBT-XD para la lectura mediante láser de diodo de $\lambda = 633 \text{ nm}$.	56
Tabla 5.14. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de transmitancia relativa de la PRC MD-55-2 para la lectura mediante láser de diodo de $\lambda = 633 \text{ nm}$.	58
Tabla 5.15. Métricas de estabilidad temporal de la transmitancia relativa para la PRC EBT-4 leída con el láser de He-Ne de $\lambda = 543 \text{ nm}$.	60
Tabla 5.16. Métricas de estabilidad temporal de la transmitancia relativa para la PRC EBT-XD leída con el láser de He-Ne de $\lambda = 543 \text{ nm}$.	61
Tabla 5.17. Umbrales de potencia para distintas dosis de la PRC EBT-4.	61
Tabla 5.18. Umbrales de potencia para distintas dosis de la PRC EBT-XD.	62
Tabla 5.19. Umbrales de potencia para distintas dosis de la PRC MD-55-2.	62

Capítulo 1: Introducción

La radioterapia es una modalidad fundamental en el tratamiento del cáncer, utilizada para destruir células cancerosas mediante la aplicación de altas dosis de radiación ionizante como los rayos X, protones y electrones [1]. Entre sus variantes está la teleterapia, que es una forma de radioterapia en la que se administra radiación ionizante a distancia desde una fuente externa hacia el tumor del paciente, mientras que la braquiterapia consiste en la colocación de fuentes radiactivas directamente dentro o cerca del tumor, permitiendo una irradiación más localizada [2]. Con el avance de la física e ingeniería, la radioterapia externa evolucionó hacia técnicas avanzadas como la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, *Intensity-Modulated Radiation Therapy*); técnica que permite administrar dosis precisas de radiación ionizante conformadas al volumen objetivo, reduciendo así el daño a los tejidos sanos circundantes [3]. Asimismo, la Radioterapia Volumétrica en Arco Modulada (VMAT, *Volumetric Modulated Arc Therapy*), una evolución de la IMRT, permite la entrega continua de radiación ionizante mientras la máquina de tratamiento gira alrededor del paciente, mejorando así la eficiencia del tratamiento [4]. Estas innovaciones permitieron avances significativos en la precisión y eficacia del tratamiento radioterapéutico antes de la introducción de modalidades más avanzadas, como la radioterapia Flash.

(*Flash-RT*), que es una técnica innovadora que administra dosis ultra-altas de radiación en fracciones de segundo, lo que potencialmente puede aumentar la eficacia del tratamiento y reducir los efectos secundarios en los tejidos normales [5].

La precisión en las pruebas dosimétricas es fundamental para garantizar que las dosis administradas sean exactas y seguras en cualquier modalidad de radioterapia. Por ello, resulta indispensable implementar un programa estructurado de revisión y evaluación periódica de los sistemas dosimétricos. Este tipo de controles, recomendados por organismos como la AAPM (*Task Group 142*) y el IAEA en sus informes *TRS-398* y *TRS-483*, permite identificar y corregir posibles desviaciones en la administración de dosis, asegurando el cumplimiento de los estándares de calidad requeridos en radioterapia clínica.

La aplicación técnica de las tareas dosimétricas de dichos equipos se fundamenta en los aseguramientos de calidad (QA, *Quality Assurance*), que son de los protocolos más importantes y altamente reproducidos en clínica para garantizar que el tratamiento administrado al paciente se realice con la mayor precisión posible. En este contexto, el sistema de planeación del tratamiento (TPS, *Treatment Planning System*) juega un papel crucial, ya que permite diseñar el plan de tratamiento y calcular la distribución de dosis que recibirá el tumor y los tejidos circundantes [6]; por lo que para ello, los TPS más precisos son necesarios para la práctica clínica moderna, y dentro de los que más destacan, se encuentran Eclipse (*Varian*, California, EUA) y Mónico (*Elekta*, Estocolmo, Suecia) ampliamente empleados en clínicas debido a su precisión y facilidad de integración con los equipos de tratamiento [7].

En términos de QA para la verificación de estos sistemas, se utilizan dosímetros como las cámaras de ionización, los diodos de silicio y los detectores de matriz plana, que permiten la medición precisa de la dosis administrada con respecto de la planeada en el TPS. Las cámaras de ionización ofrecen alta precisión en la medición de dosimetría de referencia, pero tienen limitaciones en la resolución espacial [8]. Los diodos de silicio, por su parte, son más pequeños y proporcionan una resolución espacial mejor, aunque pueden sufrir de efectos de dependencia angular [8].

Por otro lado, las películas radiocrómicas (PRC) se han vuelto cada vez más populares como instrumentos para el aseguramiento de calidad debido a su alta resolución espacial y su capacidad para proporcionar un mapa bidimensional de la dosis [9]. A pesar de que emplearlas en clínica e investigación ofrece ventajas en términos de precisión y detalle de la distribución de la dosis, estas películas presentan desventajas como la necesidad de escaneado posterior y la dependencia de orientación, ángulo y distancia al eje central del sistema óptico de lectura, lo que puede afectar la precisión de la medición [10], [11].

Cuando las películas Gafchromic™ EBT se exponen a la radiación, el proceso de formación de la imagen ocurre a través de la polimerización en estado sólido de los sensibles componentes cristalinos; en particular, el litio-10,12-pentacosdiinoato (LiPCDA), un tipo de diacetileno que es responsable de esta reacción [12].

Bajo la exposición a la radiación ionizante, estas moléculas experimentan una polimerización inducida por energía, que causa un cambio estructural en los enlaces químicos de los diacetilenos, lo que resulta en la formación de polímeros conjugados. Este cambio químico se traduce en una alteración en la absorción óptica de la película, lo que produce una coloración visible que puede ser azul o roja, dependiendo de la composición específica de la película y del tipo de radiación recibida [12], [13].

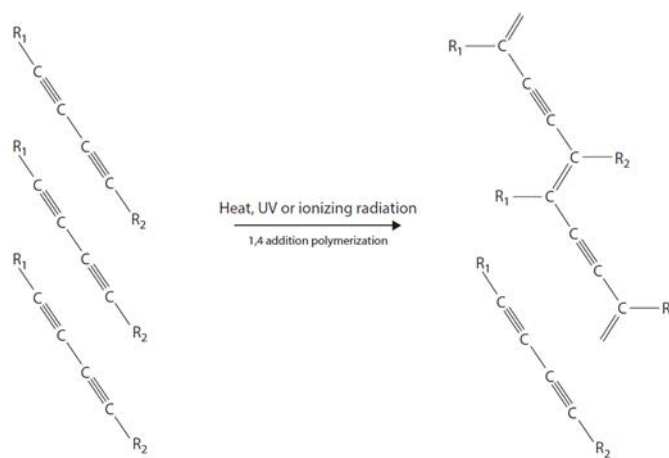


Fig. 1.1. Polimerización de diacetilenos en exposición a la radiación ionizante [14].

Para cuantificar este cambio en la coloración de las PRC y posteriormente cuantificar dicha medida en unidades útiles se deben emplear sistemas ópticos (SO) de lectura especiales. Entre los SO más utilizados para medir la respuesta de la película a la radiación son los escáneres de superficie plana, principalmente debido a su bajo costo y facilidad de uso [12]. La respuesta medida se cuantifica comúnmente en términos de los valores de píxeles escaneados (px), la densidad óptica (DO) o el cambio de densidad óptica de la película escaneada antes y después de la irradiación (DOnet) [11]. Para relacionar la respuesta de la película con la dosis absorbida, el primer paso es establecer una curva de calibración por cada canal de color de la imagen (rojo – R, verde – G y azul – B) mediante la irradiación de una o más películas con valores conocidos [12].

Aunado a la dosimetría de las PRC, resulta importante considerar y cuantificar las incertidumbres que influyen en la precisión de la determinación de la dosis absorbida, por lo que la minimización de éstas es esencial para garantizar resultados confiables en tratamientos de radioterapia [15]. La American Association of Physicists in Medicine (AAPM) enfatiza la importancia de mantener la incertidumbre total en la determinación de la dosis dentro de límites estrictos. De acuerdo con los reportes AAPM TG-142 [16] y AAPM TG-45 [17], la incertidumbre total en la dosimetría no debe exceder el 5%, especialmente en aplicaciones clínicas como la radioterapia, donde la precisión es clave para garantizar tanto la seguridad como la eficacia del tratamiento [18].

Estudios recientes sugieren que la fotodegradación inducida por el sistema óptico de lectura y la composición polimérica de las películas puede contribuir significativamente a la incertidumbre total de la dosis [15], [19]. Esta recomendación subraya la necesidad de controlar todos los factores en medida de lo posible que puedan contribuir a la incertidumbre, incluyendo la fotodegradación. Sin embargo, aunque la fotodegradación es reconocida como un factor que puede afectar la precisión en la dosimetría, no existen estudios previos que la analicen como un eje central en el contexto de las películas radiocrómicas. Dado que los sistemas ópticos de lectura juegan un papel clave en la introducción de esta incertidumbre, es necesario evaluar su impacto de manera rigurosa. Por ello, este trabajo tiene como objetivo analizar el efecto de los sistemas ópticos de lectura en la fotodegradación de las películas radiocrómicas, así como su contribución directa a la incertidumbre total en la determinación de la dosis absorbida.

Planteamiento del problema

El mecanismo de acción de las películas radiocrómicas se basa en un cambio de color en respuesta a la radiación ionizante, lo cual es digitalizado mediante sistemas ópticos, y posteriormente cuantificado para obtener las dosis absorbidas. Sin embargo, una problemática recurrente en el uso de estas películas radica en su susceptibilidad a la fotodegradación, un proceso que puede inducir inestabilidad en las mediciones.

La fotodegradación ocurre cuando las PRC, compuestas principalmente por polímeros como el LiPCDA, son expuestas a fuentes de luz durante los procedimientos de digitalización, especialmente

si las longitudes de onda de la luz empleada se encuentran en el rango ultravioleta [20]. Este fenómeno afecta la estructura molecular de las películas, provocando una degradación química que impacta directamente la precisión de los espectros de absorción y, por ende, la cuantificación de la dosis absorbida.

Si bien los sistemas ópticos de lectura son esenciales para la digitalización de las PRC, también son una fuente significativa de exposición lumínica que puede acelerar el proceso de fotodegradación. Estudios previos han demostrado que factores como la intensidad y duración de la exposición a la luz, la temperatura, la distancia entre la película y la fuente de luz, y la variabilidad del escáner pueden aumentar la incertidumbre en la medición de la dosis en más del 2% [21]. Este problema es crítico en aplicaciones donde se requiere alta precisión, como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la radiocirugía estereotáctica (SRS).

Capítulo 2: Estado del arte

El uso de sistemas ópticos para digitalizar las películas ha evolucionado con el tiempo. Los escáneres de cama plana, como el EPSON 11000XL, se destacan por su facilidad de uso y bajo costo, aunque presentan limitaciones como la dependencia angular y la variabilidad de los escaneos [22]. Alternativamente, los sistemas basados en láseres, como los láseres He-Ne, ofrecen mayor coherencia y precisión al capturar los espectros de absorción de las películas, minimizando el ruido de lectura y mejorando la reproducibilidad [23].

Recientes esfuerzos han enfocado sus investigaciones en reducir las incertidumbres inherentes al proceso de medición dosimétrica. Por ejemplo, la implementación de configuraciones experimentales que optimizan la iluminación uniforme y las condiciones de escaneo ha demostrado mejoras en la estabilidad de las mediciones [21]. Sin embargo, persisten desafíos relacionados con la influencia de factores externos, como la fotodegradación inducida por luz, sobre la precisión de las lecturas.

Fotodegradación en polímeros dosimétricos

La fotodegradación es el conjunto de procesos fotoquímicos (foto-oxidación, radicalización y reordenamientos en la cadena poliacetilénica o polivinílica) que siguen ocurriendo tras la irradiación, así como cada vez que el material recibe luz visible o UV. En dosímetros radio-crómicos comerciales (Li-PCDA en las películas **Gafchromic**[®] EBT-, MD-, HD- y LD-series) la consecuencia práctica es una deriva en la densidad óptica neta (*netOD*) que puede sesgar la dosis reconstruida si no se controla el historial de iluminación. Los principales determinantes son:

- **Longitud de onda y fluencia:** (UV > visible).
- **Espesor y composición de las láminas de poliéster:** top-coat, adhesivo, pigmentos protectores, etc.
- **Tiempo post-irradiación antes de la lectura:** ligado a la cinética de polimerización.

- **Número y tipo de escaneos:** cada pasada de la lámpara del escáner añade un pulso luminoso.

Referencia (año)	PRC / Técnica	Metodología & Condiciones	Rango de dosis	Desviación / Error reportado
Devic et al. 2010 [24]	EBT2, escáner plano RGB	Absorbancia 3 min – 5 d; luz blanca ambiente	0–6 Gy	Escaneo a 24 h \pm 2 h \Rightarrow \leq 1 % error
Kotb et al. 2022 [25]	EBT2, UVA solar 315–400 nm	Exposición 0–20 J cm ⁻² por la cara de poliéster	Dosis fotónica, no ionizante.	Aumento exponencial DOneta; 20 J cm ⁻² : 0.248 \pm 0.021 (\approx 7 %)
Liu et al. 2023 [26]	EBT3, multiescaneo	5 min – 100 h + escaneos repetidos	1–40 Gy	Máx. 2 % variación si los escaneos múltiples ocurren < 4 h
Masella et al. 2024 [27]	LD-V1 (low-dose), kV-X	Tiempo de escaneo y orientación	0.005–0.32 Gy	\geq 12 h antes del escaneo \Rightarrow \leq 0.5 % error; orientación cambia 3.4 %
Palmer et al. 2015 [28]	EBT3, curvatura al escanear	PRC con curvatura de 1–2 mm sobre el cristal	2–13 Gy	Curvatura introduce 1–4 % de sub/sobre dosimetría
Micke et al. 2011 [29]	EBT (RGB multicanal)	Algoritmo multicanal vs. canal rojo	0–3 Gy	Modelo multicanal suprime artefactos y reduce ruido < 1 %

Tabla 2.1. Resumen de estudios recientes sobre fotodegradación y estabilidad de películas radiocrómicas

Mitigación de incertidumbre en QA de PRC

El uso de polímeros radiocrómicos en aseguramiento de calidad (QA) aporta resolución sub-milimétrica, pero la incertidumbre combinada puede superar el 5% si no se corrigen perturbaciones debidas a:

- No uniformidad del recubrimiento.
- Artefactos del escáner (respuesta lateral, curvatura, polarización).
- Dependencia temporal.
- Variabilidad entre lotes.

El informe AAPM TG-235 consolida los factores de corrección imprescindibles y ubica la incertidumbre clínica objetivo en 5% para IMRT/VMAT.

Algunas de las técnicas utilizadas para la mitigación de estas incertidumbres son:

Algoritmos multicanal (RGB): separan señal dosis-dependiente de perturbaciones. Micke *et al.* demostraron que el método reduce las inhomogeneidades intrafilm a < 1 % [29].

Compresión y alineación física: Palmer *et al.* mostraron que una placa de vidrio elimina errores de curvatura (1–4 %) y que el triple-canal recupera hasta la mitad de la discrepancia residual [28].

Ventanas de escaneo controladas: Liu *et al.* fijan un intervalo de <4 h o >24 h para lecturas repetidas con error <2 % [26].

Escaneos previos (pre-scan) y corrección lateral recomendados por TG-235 para minimizar drift intra-escáner (<0.5 %) [14].

Modelos de Monte Carlo/ANOVA para propagar incertidumbres (ruido de píxel, curva sensitométrica) y asignar varianzas ponderadas pixel por pixel [30].

Aunque las estrategias antes descritas atenúan con éxito los artefactos electrónicos y geométricos del escáner, todas ellas presuponen que la señal analizada permanece estable mientras la lámpara recorre la película. En la práctica, cada pasada de esa fuente luminosa actúa como un pulso fotoquímico adicional: inicia o acelera reacciones de fotodegradación que modifican los coeficientes de absorción justo en el momento de la lectura. Al no contemplar este fenómeno intrínseco al propio proceso de digitalización, los protocolos actuales dejan sin cuantificar un componente potencialmente crítico de la incertidumbre dosimétrica.

Esta brecha metodológica motiva la siguiente sección, dedicada a caracterizar y mitigar el impacto de la fotodegradación inducida por la lámpara del escáner durante el escaneo.

Gap de investigación

Aunque la fotodegradación es un fenómeno reconocido en materiales poliméricos sensibles a la luz, su impacto específico en la incertidumbre dosimétrica de las películas radiocrómicas ha sido subestimado en la literatura. Estudios recientes sugieren que factores como la intensidad lumínica, el espectro de emisión y la duración de la exposición pueden degradar las propiedades ópticas de las películas, alterando sus espectros de absorción y, por ende, la cuantificación precisa de la dosis [19], [31]. A pesar de estos hallazgos, no existen protocolos estandarizados que consideren el efecto de la fotodegradación durante los procedimientos de digitalización.

Este vacío en la investigación representa una barrera para optimizar el uso de las películas radiocrómicas en aplicaciones clínicas críticas. Por ejemplo, en tratamientos de IMRT y SRS, donde la distribución de dosis debe ser validada con alta precisión, incluso pequeños errores introducidos por la fotodegradación pueden comprometer los resultados del tratamiento [8].

Por lo tanto, abordar esta brecha de investigación resulta necesaria para desarrollar estrategias que minimicen las incertidumbres asociadas con la fotodegradación, permitiendo una mejora en los protocolos de control de calidad y por consiguiente, la seguridad de los tratamientos de radioterapia.

Pregunta de investigación

¿Cuáles son los rangos óptimos de intensidad de las fuentes de luz de dos digitalizadores ópticos y el porcentaje de incertidumbre asociada a la fotodegradación en la dosimetría con película radiocrómica en los canales rojo, verde y azul?

Hipótesis

Existe fotodegradación al digitalizar las PRC, que dependerá del espectro de emisión y la intensidad de la fuente de luz, así como del tiempo de escaneo, número de escaneos, modelo de película y dosis depositada

Objetivo General: Analizar la fotodegradación de las películas radiocrómicas EBT-4, EBT-XD y MD-55-2 inducida por la densidad de energía de la fuente de luz en dos sistemas ópticos de lectura; escáner de cama plana y arreglo experimental basado en láser, así como su influencia a la incertidumbre total del sistema dosimétrico.

Objetivos Específicos:

1. Caracterizar la respuesta de los fotodiodos en términos de la densidad de potencia (W/m^2) para los rangos de intensidad de los láseres RGB, de μW a mW
2. Evaluar la fotodegradación en cada uno de los lotes muestreados de película radiocrómica para ambos sistemas ópticos de digitalización.
3. Cuantificar la respuesta sensitométrica (densidad óptica neta versus dosis) de las películas EBT-4, EBT-XD y MD-55-2 irradiadas con rayos X de 6 MV a diferentes dosis y no irradiadas en función del número de lecturas usando un escáner de cama plana y su análisis en los tres canales de color de imagen.
4. Cuantificar la respuesta sensitométrica (densidad óptica neta versus dosis) de las películas EBT-4, EBT-XD y MD-55-2 irradiadas con rayos X de 6 MV a diferentes dosis y no irradiadas en función del tiempo usando un arreglo opto-electrónico experimental basado en láseres de helio-neón en las bandas espectrales del azul, verde y rojo.
5. Evaluar la incertidumbre total usando ambos sistemas ópticos de lectura.

Capítulo 3: Marco Teórico

Películas radiocrómicas

Las propiedades dosimétricas de las películas radiocrómicas han sido objeto de numerosos estudios [10], [21], [32], [33]. Estas películas están compuestas por una capa activa que contiene un compuesto sensible a la radiación (generalmente polímeros de diacetileno) que cambia de color en respuesta a la exposición a la radiación. Este cambio de color es directamente proporcional a la dosis de radiación recibida, lo que permite cuantificar la dosis de manera precisa una vez

caracterizada la película. Además, las PRC son casi independientes de la energía, lo que significa que su respuesta es consistente en un amplio rango de energías de radiación [34].

Una de las ventajas más significativas de las PRC es su facilidad de uso y su capacidad para proporcionar una medida de la dosis acumulada. No requieren procesamiento químico y pueden ser analizadas utilizando escáneres convencionales (como los mencionados en este trabajo) y software de análisis de imágenes [34].

Las películas Gafchromic EBT-4 y EBT-XD, por ejemplo, han sido ampliamente adoptadas en la dosimetría clínica debido a su precisión y reproducibilidad. Estas películas presentan una relación polinómica entre la dosis absorbida y el grado de coloración posterior a la exposición, lo que las hace adecuadas para diversas aplicaciones, desde la verificación de planes de tratamiento hasta la calibración de equipos de radioterapia [10], [34].

Modelos EBT-4, EBT-XD y MD-55-2

Característica	Película EBT-4 [35], [36]	Película EBT-XD [36], [37]	Película MD-55-2 [38]
Composición	Capa activa de diacetileno en polímero de poliéster	Capa activa de LiPCDA, más delgada que la EBT-3	Mezcla de polímeros con emulsión de tinte de diacetileno
Rango de dosis	0.2 Gy a 10 Gy	0.4 a 40 Gy	0.1 Gy a 100 Gy
Aplicaciones principales	Radioterapia clínica, IMRT, radiocirugía estereotáctica	Radioterapia avanzada, haces de fotones >10 MV, protones	Investigación, control de calidad, monitoreo en instalaciones nucleares, estudios de exposición ambiental
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> - Cuantificación precisa de dosis por cambio de color - Independiente de energía en amplio rango de fotones y electrones - Estabilidad frente a luz y humedad 	<ul style="list-style-type: none"> - Reducción significativa del efecto de respuesta lateral - Menor variabilidad en orientación de la película 	<ul style="list-style-type: none"> - Ideal para dosis pequeñas o moderadas - Estabilidad a largo plazo en dosimetría acumulativa
Desventajas	Sensibilidad limitada en dosis más altas	Utilidad limitada en dosis más bajas	Menor precisión en dosis muy altas
Pico de absorción	636 nm y 585 nm	636 nm y 585 nm	676 nm

Precisión en distribución de dosis	Alta precisión en áreas complejas de tratamiento	Mejora la precisión en regiones de alta dosis	Precisión adecuada para mediciones en entornos de baja dosis
Estabilidad ambiental	Mejorada frente a luz y humedad	Mejorada frente luz y temperatura	Estabilidad a largo plazo
Uso clínico	Común en radioterapia de alta precisión	Tratamientos avanzados con haces de alta energía	Ensayos clínicos de baja dosis
Registro de dosis	Evaluación precisa de dosis acumulativas	Precisión en altas dosis	Registro de dosis acumulativas para evaluaciones retrospectivas

Tabla 3.1. Comparativa de las diferentes PRC usadas en el proyecto.

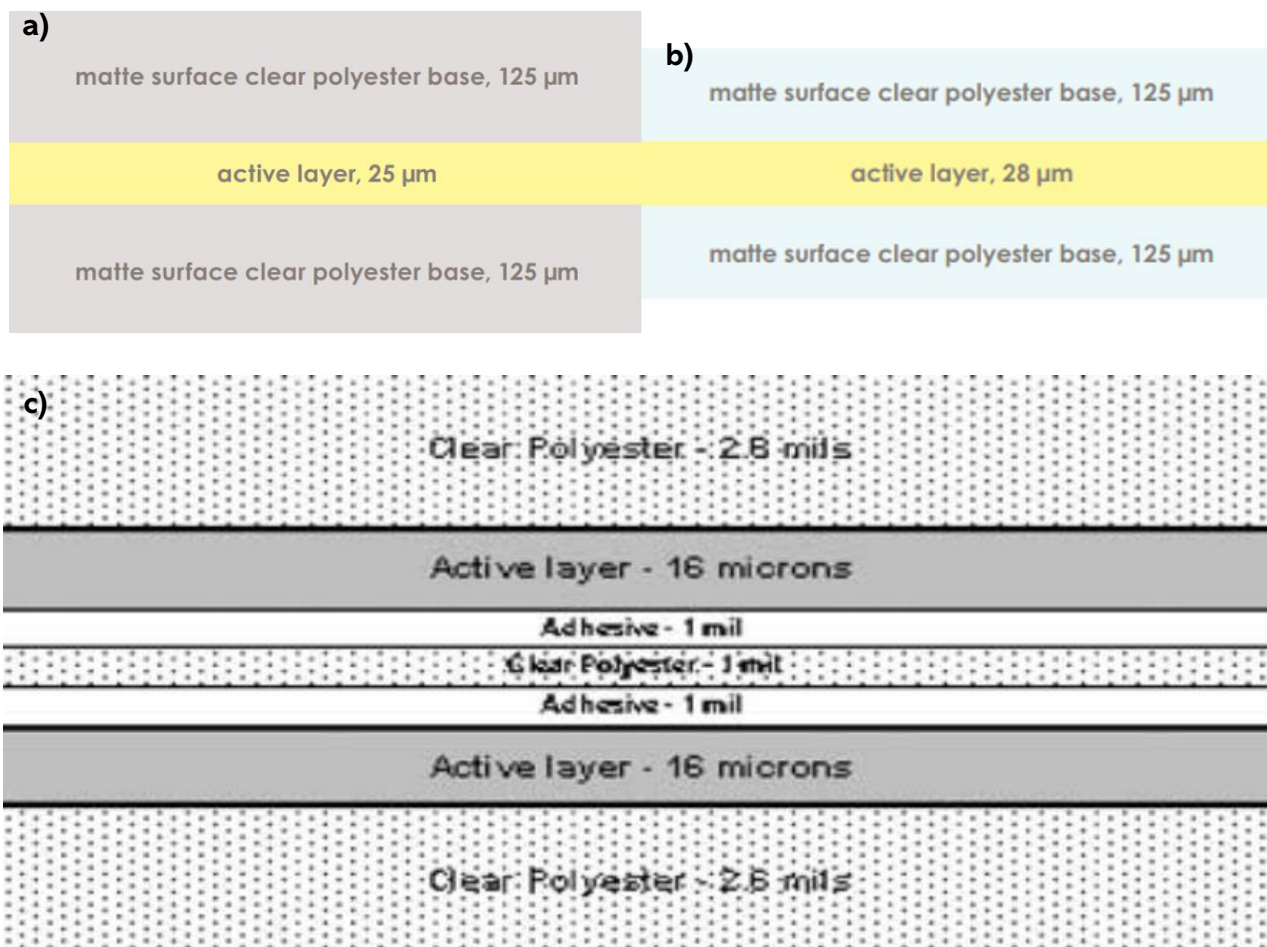


Fig 3.1. Composición esquemática de las películas radiocrómicas EBT-4 (a), EBT-XD (b) [36] y MD-55-2 (c) [38]

Espectros de absorción

Las películas radiocrómicas son materiales que cambian de color al ser irradiadas, lo cual es medido de forma cuantificable a través de sus espectros de absorción. Estos espectros presentan picos característicos que corresponden a transiciones electrónicas específicas dentro de los compuestos radiocrómicos activados. La posición e intensidad de estos picos varía en función del tipo de radiación y de la composición química de la película [13].

Estudiar estos espectros tiene como finalidad mejorar las técnicas de lectura, así como dar paso a nuevas generaciones de películas con mejores características químicas. Ejemplos como esto, incluyen las técnicas como la microespectroscopía Raman que ha permitido mejorar la resolución espacial y la precisión en la determinación de la dosis absorbida, abriendo nuevas posibilidades para la microdosimetría y la dosimetría de campos pequeños, donde se encuentran altos gradientes de dosis [39].

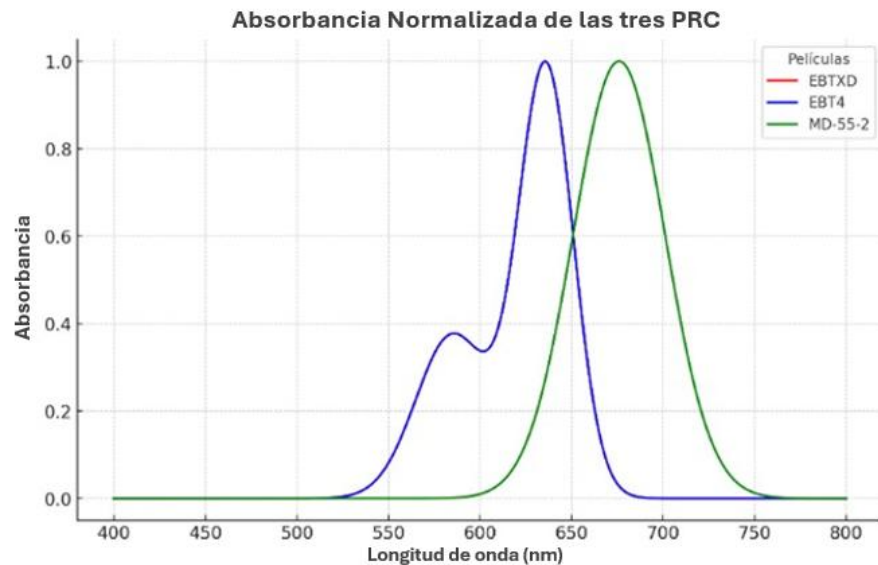


Fig 3.2. Espectros de absorción de la película radiocrómica EBT-XD, EBT-4 [40] y MD-55-2 [41]

En la figura anterior se muestran los picos de absorción máximos de las PRC anteriormente mencionadas. La EBT-XD y EBT-4 muestran un comportamiento igual y se superponen en 636 nm (pico primario) y en 585 nm (pico secundario), mientras que la MD-55-2 muestra un único pico recorrido en 676 nm.

Sistemas ópticos

Las PRC se digitalizan con un equipo capaz de leer la respuesta óptica. Los sistemas ópticos de lectura son dispositivos que observan la información visual y la traducen en datos digitales. En la industria existen gran variedad que utilizan componentes ópticos como diodos láser, tubos fotomultiplicadores u otros dispositivos para capturar y procesar imágenes [42].

Los protocolos de dosimetría de PRC no solo requieren la definición del modelo de película, sino también la del SO utilizado para la lectura de la película, ya que el SO define muchas propiedades de la película, como el ruido de lectura, la incertidumbre de dosis, la uniformidad de la respuesta y la sensibilidad de la película [22].

Los SO están compuestos por una fuente de luz y un detector, que en conjunto permiten la captura precisa de imágenes y mediciones. Entre los detectores más utilizados se encuentran los dispositivos de carga acoplada (CCD), que son sensores de imagen capaces de convertir la luz en señales eléctricas [33]. Estos dispositivos destacan por su alta resolución y sensibilidad, lo que los hace ideales para aplicaciones que requieren capturar detalles finos, como en las películas radiocrómicas y en investigaciones actuales. Por otro lado, los diodos emisores de luz (LED) actúan como fuentes de luz dentro de los SO, proporcionando una iluminación uniforme y constante, esencial para obtener mediciones precisas y reproducibles. Además, los LED pueden ser ajustados para emitir luz en diferentes longitudes de onda, lo que permite optimizar la iluminación en función de las propiedades específicas de la película radiocrómica utilizada [22].

Escáner

El escáner consiste en una superficie plana de vidrio sobre la cual se coloca la PRC, en la que debajo de esta superficie se encuentra un sistema de iluminación y un sensor de imagen (como el CCD anteriormente definido). El escáner ilumina la película y el sensor captura una imagen digital de la misma para que posteriormente, la imagen digitalizada muestre los cambios de intensidad de color en la película, los cuales están directamente relacionados con la dosis de radiación recibida [43].



Fig 3.3. Escáner EPSON 11000XL (Seiko Epson Corporation)

Lector basado en láseres He-Ne

Sistema optoelectrónico basado en láseres desarrollado como prototipo para dosimetría, que mide la densidad óptica de las películas que cambian de color al ser expuestas a radiación ionizante. El sistema emplea un láser He-Ne, generalmente de luz verde o roja, debido a su capacidad para emitir un haz de luz coherente y monocromático, lo cual es esencial para obtener mediciones precisas y consistentes [23]. La luz del láser atraviesa la PRC, cuya opacidad varía de acuerdo con la dosis de radiación absorbida, permitiendo así evaluar la cantidad de radiación recibida de acuerdo con su transmitancia.

Este arreglo incluye detectores ópticos, como fotodiodos, que capturan la luz transmitida a través de la película y miden la intensidad residual [23].

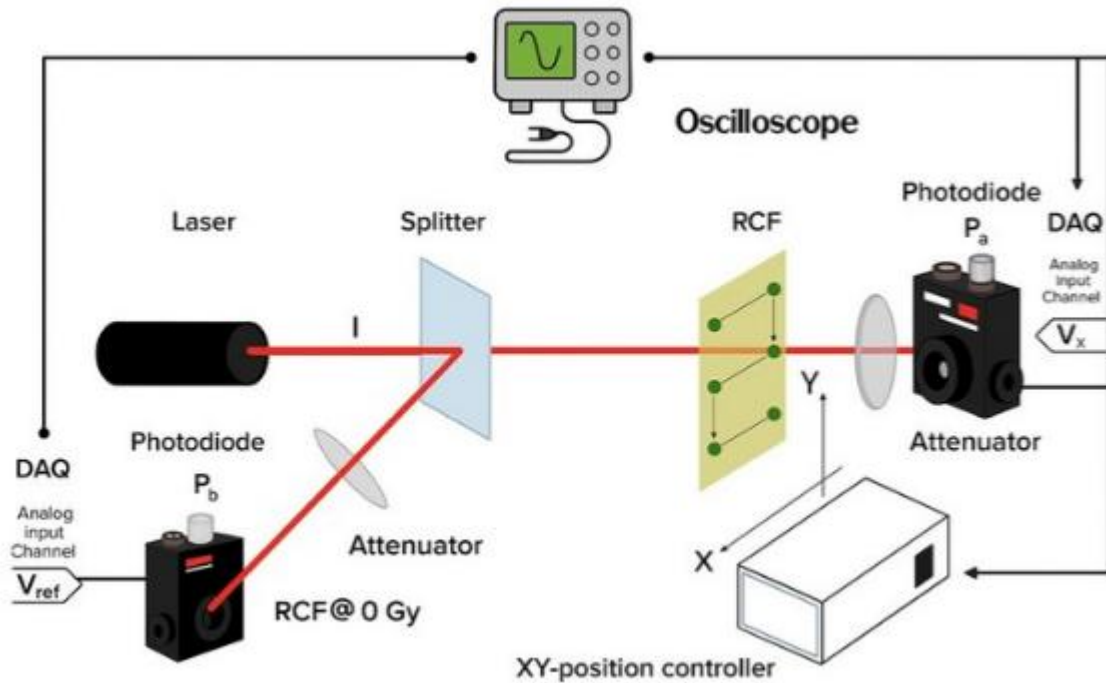


Fig 3.4. Arreglo optoelectrónico basado en láser que será empleado para evaluar los efectos fotodegradantes en las PRC [23].

Filtros de densidad neutra

Los filtros de densidad neutra (FDN) atenúan homogéneamente la radiación en una banda espectral y se caracterizan por su densidad óptica, $DO = -\log_{10}T$, de modo que $T = 10^{-DO}$. La atenuación total al apilar filtros es aditiva en DO. Existen FDN *absorptivos* (la luz no transmitida se absorbe) y *reflectivos* (se refleja), con pequeñas dependencias de longitud de onda y ángulo de incidencia que deben considerarse en sistemas láser. Estos principios guían la selección/uso de FDN en 543 nm y 633 nm en este trabajo [44] [45]. Al apilar FDN, las DO suman y la transmitancia total se calcula con la misma relación exponencial, permitiendo seleccionar con precisión la potencia sobre la PRC y mantener el detector en su *zona de operación*.

Densidad óptica

La densidad óptica neta (DO_{neta}) de las películas radiocrómicas (PRC) se define como el incremento de absorbancia provocado por la irradiación, es decir, la diferencia entre la densidad óptica de la película irradiada y la de la película no irradiada (control). Matemáticamente, si I_0 es la intensidad de luz transmitida a través de la película no irradiada (o intensidad de referencia) e I la intensidad transmitida tras la irradiación, entonces la DO_{neta} se expresa mediante la ley de Lambert-Beer como:

$$DO_{neta} = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) = \log_{10}(I_0) - \log_{10}(I) \quad (1)$$

Esta relación proviene de la forma de transmitancia de la ley de Lambert-Beer, donde la absorbancia (o densidad óptica) es logarítmicamente proporcional a la razón $\frac{I_0}{I}$ [31]. En términos de absorbancia decádica, la ley de Lambert-Beer establece que:

$$A = \epsilon c L \quad (2)$$

Siendo ϵ la absorptividad molar (coeficiente de absorción) del material activo de la película, c la concentración del compuesto absorbente (proporcional a la cantidad de producto formado por la radiación) y L el espesor de la capa activa de la película [31]. En las PRC, ϵ y L son constantes para una longitud de onda dada, por lo que la absorbancia medida es directamente proporcional a la concentración del material polimerizado por la radiación.

Posteriormente, para describir cuantitativamente la relación entre la dosis absorbida y la DO_{neta} , los datos experimentales se ajustaron mediante el modelo no lineal

$$D_{fit} = b \cdot DO_{neta} + c \cdot DO_{neta}^n \quad (3)$$

Fundamento fisicoquímico de la absorbancia

El principio dosimétrico de las PRC se basa en una reacción radioquímica en su capa activa: la radiación ionizante induce la polimerización de monómeros diacetilénicos contenidos en la emulsión de la película. En modelos como Gafchromic™ EBT-4, EBT-XD y MD-55-2, la capa activa (típicamente $\sim 28 \mu\text{m}$ de espesor en EBT-4 [46]) contiene compuestos diacetilénicos (como el LiPCDA, ácido pentacosa-10,12-diinoico de litio) dispersos en una matriz de polímero. Al absorber la energía de los fotones de irradiación, estos monómeros sufren una transición de fase sólida a polímero formando largas cadenas conjugadas (polidiacetileno) de color azul oscuro [47]. El resultado es un cambio de color de la película, generalmente incolora a tonalidades azul-verde oscuro, cuya intensidad (absorbancia óptica) aumenta con la dosis absorbida. En otras palabras, la concentración de las moléculas polimerizadas (cromóforos) en la película es *polinómicamente proporcional a la dosis de radiación recibida* en un cierto rango, lo que permite cuantificar la dosis a partir del oscurecimiento medido una vez calibrada la respuesta de la película.

A nivel molecular, cada sitio reactivo polimerizado añade centros cromóforos que absorben luz a longitudes de onda específicas. Por ejemplo, EBT-4 y EBT-XD presentan máximos de absorción

alrededor de 636 nm (rojo) y 585 nm (verde) [36], [37], mientras que la película MD-55-2 (una generación más antigua) muestra un pico principal cerca de 676 nm [38]. La formación de estas bandas de absorción se debe a las transiciones electrónicas en los polímeros formados [48].

Limitaciones en la aplicabilidad de las PRC.

En la práctica, las películas radiocrómicas exhiben desviaciones de la idealidad de Lambert-Beer a altos niveles de dosis u otras condiciones extremas. Algunos límites de aplicabilidad importantes son:

- **Saturación a altas dosis:** Cada película tiene un rango dinámico finito. A dosis muy elevadas, se agotan los monómeros disponibles para polimerizar y la absorbancia tiende a saturar. Por ejemplo, la EBT-4 está optimizada hasta ~ 10 Gy, y más allá de ~ 20 Gy su curva dosis-DO neta se aplanan. La EBT-XD, con menor sensibilidad, amplía el rango hasta ~ 40 Gy antes de saturarse. En estas regiones de saturación, la DO neta deja de crecer proporcionalmente con la dosis, violando la linealidad prevista por Lambert-Beer y requiriendo calibraciones especiales o el uso de películas de mayor rango (e.g. MD-55-2 para ~ 100 Gy).
- **Modelos de calibración:** Incluso antes de la saturación completa, la respuesta dosimétrica suele desviarse de la proporcionalidad estricta. Las curvas de calibración **no son lineales** en todo el rango; típicamente se ajustan con funciones polinómicas o racionales. Esto refleja que la relación entre la concentración de cromóforos y la dosis no es perfectamente lineal en dosis altas (posiblemente por reacciones secundarias o cambios en eficiencia de polimerización). Por ejemplo, por encima de ~ 5 Gy las EBT tienden a tener menor incremento de DO por Gy adicional, requiriendo polinomios de orden 2 o 3 para ajustar la curva dosis-DO [49].
- **Efectos de *fading* y estabilidad temporal:** La ley de Beer-Lambert asume condiciones estacionarias, pero las PRC pueden experimentar cambios en su absorbancia con el tiempo después de la irradiación (*post-exposure evolution*) y por exposición a luz ambiental. Inicialmente, algunas películas presentan un *incremento gradual de DO en las horas posteriores* a la irradiación (decaimiento de radicales libres que siguen polimerizando [50], por lo que los protocolos (e.g. AAPM TG-235) recomiendan esperar ~ 24 h antes de escanear para obtener lecturas estables. A largo plazo, la exposición a luz visible o UV puede inducir fotodegradación (*fading*); los polímeros formados pueden romperse o decolorarse con luz intensa, variando la DO.

Dicho lo anterior, dentro de rangos de dosis moderados y bajo condiciones controladas (homogeneidad, monocromaticidad, lectura inmediata controlada), la respuesta de las PRC sigue la ley de Lambert-Beer de forma bastante aproximada. Esto permite correlacionar la *densidad óptica neta con la dosis absorbida* mediante curvas de calibración. No obstante, para dosis extremas o tras múltiples manipulaciones, es necesario considerar las desviaciones (saturación, no-

linealidad, fading) y aplicar correcciones o métodos alternativos (por ejemplo, dosimetría multicanal, funciones de calibración racionales, etc.) [49].

Propagación de la incertidumbre en la densidad óptica neta y la dosis

Al usar películas radiocrómicas como dosímetros, cae en una importante tarea analizar la **incertidumbre** asociada tanto a la medida de densidad óptica neta como a la dosis derivada de ella. La incertidumbre total proviene de varias fuentes en cadena: desde la lectura de intensidades (píxeles) hasta la aplicación de la curva de calibración dosis-DO. Los componentes principales de incertidumbre son:

- **Variabilidad de lectura de píxeles (σ_{px}):** Refleja el ruido estadístico y no-uniformidad en los valores de píxel de las imágenes escaneadas. Incluso en condiciones constantes, los píxeles de una región homogénea de la película presentan una desviación estándar finita debido al ruido electrónico del escáner y micro-inhomogeneidades de la emulsión. Suele obtenerse mediante la desviación estándar dentro de una ROI de la película radiocrómica.
- **Incetidumbre en la intensidad de referencia y transmitida σ_{I_0} y σ_I :** corresponde a los errores en la medición de las intensidades luminosa antes (I_0) y después (I) de atravesar la película. Incluye el ruido de píxel (cuando se promedia sobre un ROI) y posibles fluctuaciones del sistema de iluminación/detección [47].
- **Error en la curva de calibración: $\sigma_{D_{fit}}$:** Refleja la incertidumbre en el modelo que convierte DO_{neta} en dosis. Dicha curva (sensitométrica) se ajusta a datos experimentales de dosis conocidas; típicamente es una función no lineal (polinomio, racional, etc.) con cierto error de ajuste. La incertidumbre $\sigma_{D_{fit}}$ puede expresarse como el error estándar en la dosis predicha para un valor dado de DO (p. ej., intervalos de confianza de la regresión). También engloba posibles desviaciones por usar una calibración genérica en lugar de específica de cada lote de película.

Para combinar estas incertidumbres se utiliza la propagación de errores según la cual, si la DO_{neta} se calcula a partir de I_0 e I , la varianza asociada viene dada (asumiendo I_0 e I independientes) por:

$$\sigma^2(DO_{neta}) \approx \left(\frac{\partial DO_{neta}}{\partial I_0} \sigma(I_0) \right)^2 + \left(\frac{\partial DO_{neta}}{\partial I} \sigma(I) \right)^2$$

Pero dado que $DO_{neta} = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right)$, se tiene que:

$$\frac{\partial DO_{neta}}{\partial I_0} = \frac{1}{\ln(10) I_0}$$

$$\frac{\partial DO_{neta}}{\partial I} = \frac{1}{\ln(10) I}$$

Por lo que despejando y reorganizando términos, tenemos:

$$\sigma(DO_{neta}) = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\left(\frac{\sigma I_0}{I_0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma I}{I}\right)^2} \quad (4)$$

Esta expresión muestra que la incertidumbre en DO_{neta} depende de las **incertidumbres relativas** de las intensidades medidas [51]. En la práctica σ_{I_0} e σ_I pueden estimarse a partir de la desviación estándar de los píxeles en las regiones de interés (dividida por \sqrt{N} si se promedia sobre N píxeles) o mediante medidas repetidas. Conviene destacar que el propio cálculo de DO_{neta} (resta de densidades ópticas) tiende a cancelar ciertos errores sistemáticos compartidos entre I_0 e I (por ejemplo, variaciones homogéneas de iluminación), de modo que el término dominante suele ser el ruido aleatorio de píxeles dentro de cada ROI [51].

Fotodegradación

Los polímeros son sensibles a la luz debido a su estructura química, que puede absorber fotones, especialmente en el rango ultravioleta (UV), lo que lleva a varias reacciones químicas que degradan el material, ya que la energía de los fotones UV es suficiente para romper enlaces en los polímeros. Este proceso se llama fotodisociación y puede resultar en la formación de radicales libres, que son altamente reactivos y pueden iniciar reacciones de degradación en cadena dentro del polímero [20]. Estos radicales pueden reaccionar con otras partes de la cadena polimérica, causando la ruptura de la cadena y la formación de productos de degradación, como monómeros y otros compuestos de bajo peso molecular [52]. Los radicales libres formados por la exposición a UV pueden reaccionar con el oxígeno (fotooxidación), formando especies reactivas de oxígeno que pueden atacar aún más las cadenas poliméricas, causando oxidación y degradación[20].

Un estudio sobre polietileno de alta densidad (HDPE) mostró que tanto la temperatura como la intensidad de la luz UV contribuían significativamente a la degradación del material. A temperaturas más altas, el proceso de fotodegradación se acelera debido a la mayor energía térmica, que facilita la ruptura de los enlaces químicos en el polímero [53].

Metas

- 1a. Desarrollar un protocolo de calibración de los fotodiodos para diferentes intensidades de láseres en los rangos de luz RGB.
- 1b. Obtener curvas de respuesta de los fotodiodos para cada longitud de onda RGB en función de la densidad de potencia, garantizando una medición precisa en rangos de μW a mW .
- 2a. Medir la estabilidad de las películas radiocrómicas expuestas a diferentes condiciones lumínicas para cada lote.

2b. Determinar el grado de degradación de la respuesta óptica de las películas y su impacto en la precisión de la dosimetría en ambos sistemas ópticos de digitalización (escáner y sistema opto-electrónico).

3a. Establecer una correlación precisa entre la densidad óptica neta y la dosis absorbida para cada tipo de película leída en el escáner de cama plana para cada canal de color RGB.

3b. Determinar el efecto del número de lecturas (repetición) sobre la estabilidad de la densidad óptica neta en cada película leída en el escáner de cama plana.

4a. Establecer una correlación precisa entre la densidad óptica neta y la dosis absorbida para cada tipo de película leída en el arreglo opto-electrónico en sus rangos de láser RGB.

4b. Determinar el efecto del tiempo de lectura sobre la estabilidad de la densidad óptica neta en cada película leída en el arreglo opto-electrónico.

5a. Cuantificar rangos de incertidumbre asociada a cada sistema de lectura (escáner de cama plana y arreglo opto-electrónico).

5b. Comparar la precisión de ambos sistemas, identificando fuentes de error y proponiendo mejoras para minimizar la incertidumbre en la lectura dosimétrica.

Productos por obtener

1. Artículo de investigación
2. Tesis
3. Divulgación en foro académico

Justificación

La fotodegradación inducida por los sistemas ópticos de digitalización en las películas radiocrómicas puede representar una fuente significativa de incertidumbre en la medición de dosis en aplicaciones clínicas críticas, como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la radiocirugía. Aunque los sistemas ópticos son indispensables para la digitalización de las películas, también aceleran el proceso de degradación, incrementando la incertidumbre en las mediciones.

El impacto de la fotodegradación en la incertidumbre de la dosis aún no ha sido evaluado de manera exhaustiva en la literatura, y los protocolos de dosimetría actuales no contemplan adecuadamente los efectos de este fenómeno inducido por los sistemas ópticos de digitalización. Por tanto, surge la necesidad de un análisis detallado del comportamiento de la fotodegradación en las PRC durante los procesos de lectura, con el fin de desarrollar estrategias y metodologías que minimicen su influencia en la exactitud dosimétrica.

Importancia social

A partir de los controles de calidad, se puede corroborar el desempeño integral de los equipos, sistemas y procedimientos empleados en la clínica, asegurando que funcionen dentro de los límites establecidos para la administración segura y precisa de la dosis, los cuales en conjunto son vitales para salvaguardar la integridad del paciente. Las pruebas de control de calidad mediante el uso de películas radiocrómicas son de las maneras más económicas y reproducibles para medir y verificar la dosis de radiación ionizante administrada, y así garantizar que el tratamiento sea tanto efectivo como seguro. Sin embargo, la fotodegradación inducida a partir de los sistemas de lectura pueden introducir una incertidumbre adicional en las mediciones, afectando la confiabilidad de los resultados.

Desde una perspectiva social, es de suma importancia minimizar cualquier factor que pueda comprometer la exactitud de los controles de calidad, ya que errores en la dosis administrada pueden llevar a tratamientos inadecuados, poniendo en riesgo la salud de los pacientes. Por lo tanto, comprender y mitigar los efectos de la fotodegradación es fundamental no solo para asegurar la precisión en la medición de la dosis administrada, sino también para proteger el bienestar de los pacientes y garantizar la calidad de los tratamientos de radioterapia.

Aportación científica

Este proyecto ofrece una contribución significativa al campo de la dosimetría y radioterapia al investigar y cuantificar el impacto de la fotodegradación en la incertidumbre total de las mediciones realizadas con películas radiocrómicas.

Además, a partir de este trabajo, se podrían establecer nuevas directrices, protocolos y prototipos -como el arreglo experimental basado en láser mencionado y evaluado en este trabajo- que minimicen la influencia de la fotodegradación, mejorando la precisión de los controles de calidad en radioterapia, beneficiando a la comunidad científica y clínica con herramientas óptimas para la protección y cuidado del paciente.

Capítulo 4: Metodología

Infraestructura y apoyo técnico disponible

La infraestructura y los materiales se detallan en la Tabla 4.1; dichos equipos pertenecen al Laboratorio de Física Médica y la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía Manuel Velasco (INNN) (1) y al Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMex) (2).

Imagen	Dispositivo	Modelo	Función
	Acelerador lineal ₁	Varian TrueBeam STx	Irradiar la muestra de cada lote de PR
	Películas Radiocrómicas Gafchromic ₁	EBT-4, EBT-XD y MD-55-2	Dosímetro sobre el cual se dará lectura el nivel de dosis absorbida por parte del LINAC en términos de DOneta
	Escáner de cama plana ₁	Epson 11000XL	Lectura de las películas post-irradiación
	Láser de 633 nm de emisión continua y potencia variable (rojo) ₂	ORTUR	Lectura de las películas post-irradiación en su espectro de absorción de 633 nm
	Láser He-Ne de emisión continua (verde) ₂	Melles Griot	Lectura de las películas post-irradiación en su espectro de absorción de 543 nm

	Fotodiodo PIN 2	DET36A, Thorlabs Inc.	Lectura en términos de (W/m ²) para cada espectro
	Filtros atenuadores removibles 2	ThorLabs, NEK01, serie TP01611228	Mantener los rangos de densidad de potencia dentro de los parámetros de adquisición de los fotodiodos
	Filtro atenuador fijo de DO variable 2	ThorLabs, NDC-50C-2, S/NS	Dispositivo rotatorio que permite ajustar de manera continua la potencia del haz láser que incide sobre el sistema óptico, mediante la variación controlada de su coeficiente de transmisión.

Tabla 4.1. Materiales usados en la metodología para la digitalización de las PRC en cada SO.

Diseño de estudio

Esta investigación adoptará un enfoque cuantitativo, prospectivo de tipo experimental, longitudinal y analítico, con variables no aleatorias, considerando múltiples mediciones de las variables de estudio en diversos grupos de investigación.

Criterios de inclusión, exclusión y eliminación

Los criterios de inclusión serán todas las películas radiocrómicas recién desempacadas provenientes del lote suministrado por el fabricante.

Por otro lado, se excluirán aquellas películas radiocrómicas que no cumplan con las normas de uso, manejo y almacenamiento especificadas por el fabricante y las recomendaciones de la AAPM TG-55 [14].

Procedimientos

Manejo de las PRC

Almacenamiento

- Las PRC fueron almacenadas en un lugar oscuro y seco, preferentemente a temperaturas entre 15-25 °C y una humedad relativa inferior al 50% [54].
- Se evitó la exposición a la luz solar directa evitar la exposición a la luz solar directa o a fuentes intensas de luz artificial, ya que esto puede provocar cambios prematuros en la coloración de las películas.

Corte e irradiación

Se cortaron muestras de las PRC de cada lote en dimensiones de 3×3 cm² y se conservaron algunas como muestras de control, las cuales no fueron irradiadas. La irradiación de las muestras se llevó a cabo en el acelerador lineal Varian, modelo TrueBeam STx, utilizando una energía nominal de 6 MV, y variando las dosis según el diseño experimental. Posteriormente, las muestras se dejaron reposar durante 24 horas antes de la digitalización y análisis.



Fig 4.1. Acelerador lineal Varian TrueBeam STx

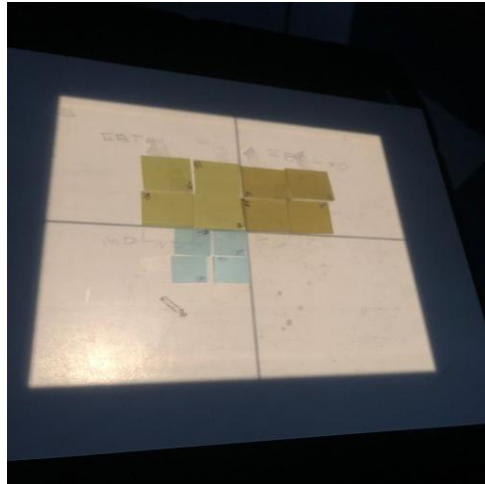


Fig 4.2. Configuración de irradiación de las PRC.

Digitalización en escáner de cama plana

Para la digitalización de las muestras irradiadas, se empleó un escáner de cama plana Epson 11000XL y se realizaron un total de 100 lecturas por cada muestra. Los parámetros de escaneo fueron ajustados a modo de transmisión con una resolución de 72 ppp, equivalente a un tamaño de píxel de 0.35 mm × 0.35 mm.



Fig 4.3. Posicionamiento de las películas en el eje de lectura central del escáner de cama plana.

El escáner fue sometido a una limpieza meticulosa antes de cada uso y fue encendido al menos 15 minutos antes de iniciar las lecturas para estabilizar su funcionamiento. Las películas fueron

posicionadas cuidadosamente en el centro del escáner para evitar errores de alineación. Las imágenes resultantes se guardaron en formato TIFF.

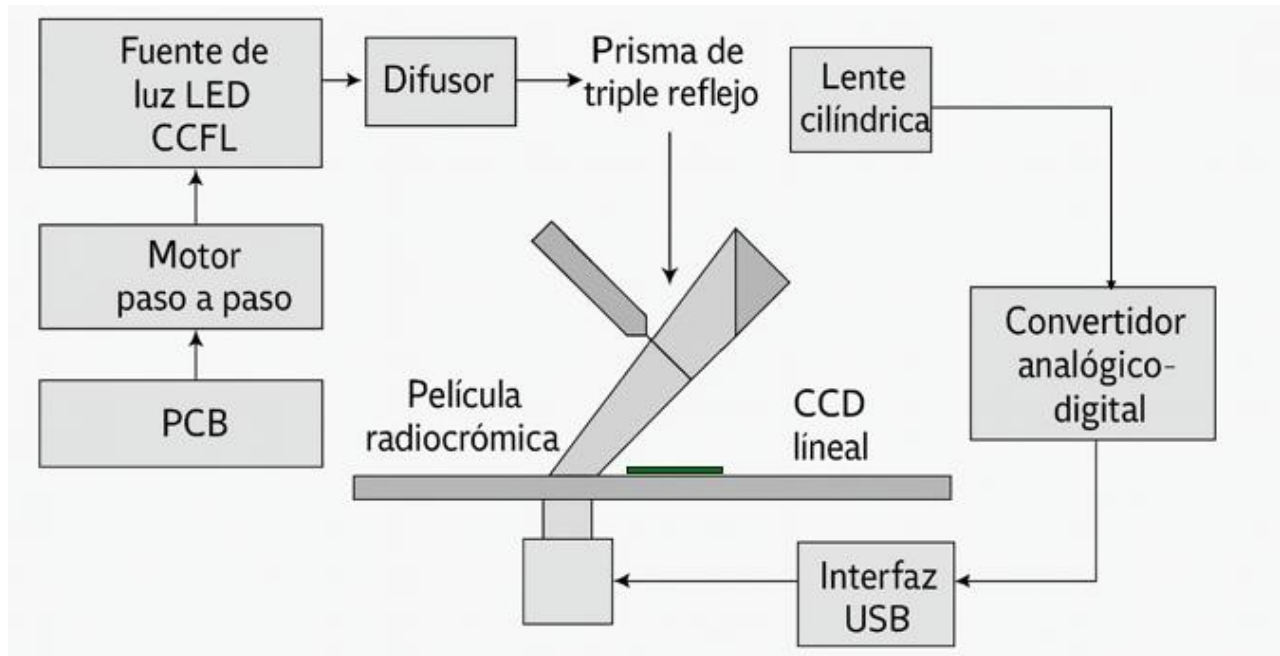


Figura 4.4. Diagrama de bloques del flujo óptico y electrónico del escáner EPSON 11000XL utilizado para la digitalización de películas radiocrómicas.

Las imágenes obtenidas se importaron al software ImageJ (v.1.54) para su análisis. Se seleccionaron regiones de interés (ROI, *Region of Interest*) de 1.5 cm × 1.5 cm dentro de cada muestra, y se obtuvo la intensidad de luz transmitida (I) en estas áreas. Adicionalmente, se calculó la desviación estándar ($SD(I)$) para evaluar la uniformidad de la transmisión de luz en la misma ROI.

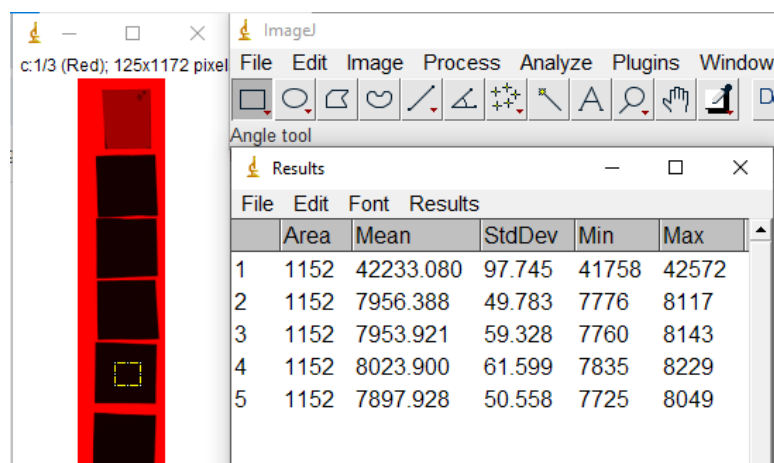


Fig 4.5. Análisis de valor medio de píxel con el software ImageJ (v.1.54) para cada canal de color.

Digitalización en arreglo láser

Para la digitalización mediante arreglo láser, Se utilizaron dos fotodiodos ThorLabs DET36A (uno en lectura y otro en referencia), con los cuales se obtuvieron los rangos de densidad de potencia (W/m^2) a partir del voltaje medido en función de la intensidad de los láseres una vez caracterizada su respuesta para los rangos de las bandas RGB, de μW a mW .

Las muestras fueron posicionadas en una mesa de movimiento equipada con un porta muestras, manteniendo un margen de 0.5 cm en los bordes para evitar distorsiones en las lecturas y a una distancia entre los puntos de lectura de 0.5 cm, abarcando un área central de 1 cm^2 en cada muestra. Las posiciones horizontales y verticales para las lecturas estarán dispuestas en 0, 5 y 10 mm, cubriendo así un total de nueve puntos de lectura por muestra. Las lecturas se realizarán con un contador de cuentas por segundo (S/s), ajustado a 20 S/s.

Para el canal verde se empleó un láser He-Ne Melles Griot de 5 mW, operado a potencia nominal para maximizar su estabilidad temporal. En este caso, la modulación de la potencia incidente sobre la película se realizó mediante un disco atenuador colocado en el trayecto del haz. El disco cuenta con sectores de distinta transmitancia; al rotarlo a distintos ángulos se obtuvieron niveles de atenuación reproducibles sin modificar el régimen de operación del láser.

Previamente se realizó la caracterización del disco atenuador neutro de densidad variable continua acoplado al láser He-Ne de 543 nm, registrando la potencia transmitida $P(\theta)$ en función del ángulo del disco para obtener la curva de atenuación y, a partir de ella, seleccionar los ángulos de trabajo que proporcionaran las potencias deseadas sobre la película. De forma complementaria, se midió el tamaño del spot incidente del haz en el plano de la película, determinando un diámetro del haz de aproximadamente 0.79 mm (definido a $1/e^2$), valor que se utilizó para estimar la fluencia entregada y verificar la homogeneidad de la lectura.

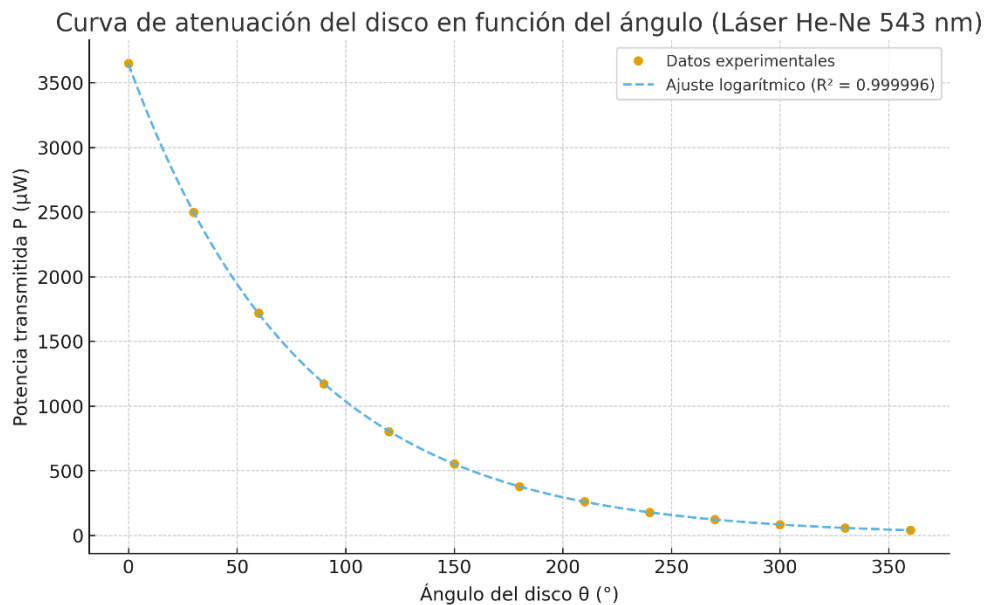


Fig 4.6. Caracterización angular del disco atenuador para el láser verde de 543 nm.

La relación entre la potencia transmitida y el ángulo del disco atenuador se describió inicialmente mediante un modelo exponencial de la forma $P(\theta) = P_0 e^{-k\theta}$. Para trabajar en una escala consistente con la caracterización óptica basada en densidades neutras, se aplicó el logaritmo en base 10 a ambos términos, obteniéndose la expresión:

$$\log_{10} P(\theta) = \log_{10} P_0 - \left(\frac{k}{\ln 10}\right)\theta.$$

Esta transformación permitió linearizar el comportamiento de la atenuación, mostrando una relación prácticamente lineal entre $\log_{10} P$ y θ , lo que confirma que la densidad óptica efectiva del disco aumenta de manera aproximadamente proporcional al ángulo. A partir de este modelo linealizado en escala logarítmica, se obtuvieron los parámetros $\log_{10} P_0$ y $k/\ln 10$, que posteriormente se emplearon para interpolar con precisión la potencia transmitida para cualquier valor intermedio de θ .

En el caso del láser He-Ne de 543 nm empleado en este estudio, el ajuste lineal en escala \log_{10} proporcionó los parámetros:

$$\log_{10} P_0 = 3.56, \frac{k}{\ln 10} = 0.00546,$$

lo que conduce al modelo final:

$$\log_{10} P(\theta) = 3.56 - 0.00546 \theta$$

El modelo puede reescribirse en su forma exponencial equivalente como:

$$P(\theta) = 10^{3.56} 10^{-0.00546 \theta}$$

y, sustituyendo $10^{3.56} \approx 3640 \mu\text{W}$, se obtiene:

$$P(\theta) \approx 3640 \mu\text{W} \cdot 10^{-0.00546 \theta}. \quad (5)$$

Para cada ángulo del disco atenuador se registró la señal del fotodiodo de referencia con la película retirada, obteniendo así la potencia incidente efectiva sobre la película. Posteriormente se repitió

la medición con la muestra en posición, calculando la transmitancia como el cociente entre la señal con película y la señal de referencia en el mismo nivel de atenuación.

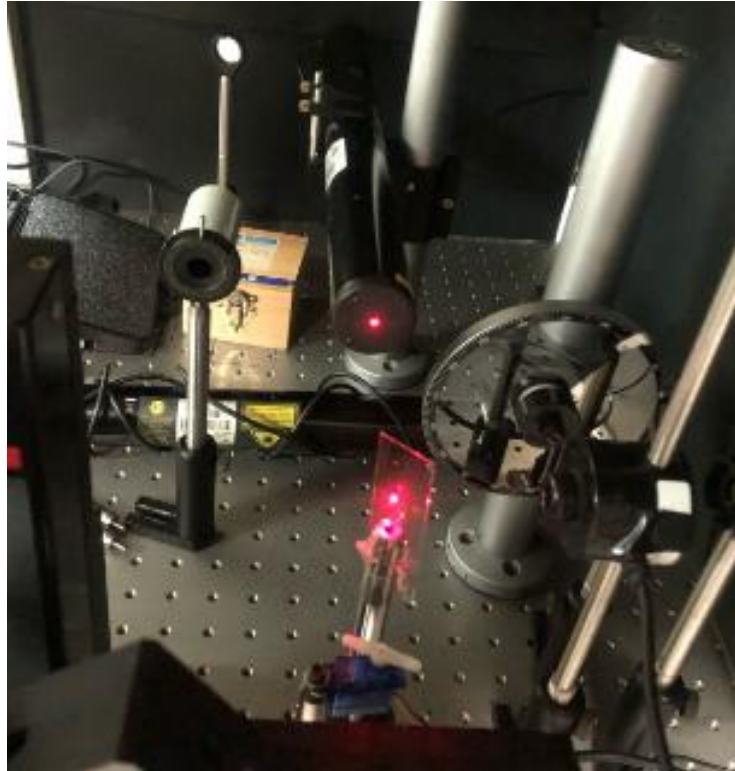


Fig 4.7: Láser de 633 nm con divisor óptico de 45° redirigiendo el haz al fotodiodo de referencia

Control de intensidad y prevención de saturación

Control de intensidad y prevención de saturación (FDN). Para asegurar que el fotodiodo (DET36A, Thorlabs) opere en régimen lineal y evitar saturación, la potencia incidente se moduló con filtros de densidad neutra (ND) absorptivos del kit NEK01 (400–650 nm), apilando elementos hasta alcanzar la atenuación requerida. La densidad óptica total se calcula como $DO_{tot} = \sum_i DO_i$ y la transmitancia como $T = 10^{-DO_{tot}}$. Los FND absorptivos atenúan de manera aproximadamente uniforme en el visible; al apilarlos, las DO son aditivas y permiten pasos finos de atenuación sin introducir modulación espectral relevante dentro de 543–633 nm del He-Ne (cuidando el ángulo de incidencia cercano a 0°). Antes de cada sesión se realizó un barrido rápido de DO a potencia fija para confirmar la linealidad señal-potencia del fotodiodo en el rango de trabajo; así como una orientación consistente de los filtros. Finalmente, se verificó la DO efectiva en 543 y 633 nm para documentar la atenuación real empleada.

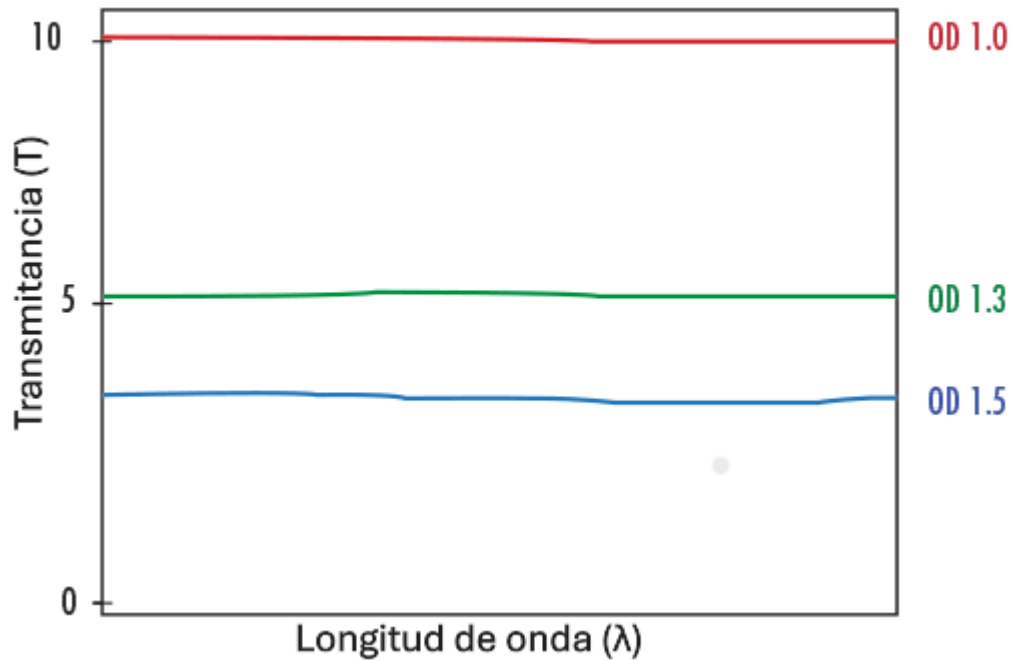


Fig 4.8: Ilustración de la constancia de DO efectiva de los filtros a distintas longitudes de onda (Edmund Optics Inc., NJ, USA, 2025)

Variables de estudio

Variables independientes	Definición teórica	Definición operacional	Unidades	Naturaleza	Tipo
Número de lecturas realizadas	Número de lecturas realizadas a una ROI de un medio para analizar sus posibles variaciones	Número de lecturas realizadas a una ROI de la película radiocrómica para analizar sus posibles variaciones	#	Cualitativa	De razón
Dosis administrada por el LINAC	Energía impartida por unidad de masa	Dosis impartida por el LINAC que servirá para medir la DOnet	Gray (Gy)	Cuantitativa	De razón

Intensidad inicial lumínica	Intensidad lumínica inherente al momento de la lectura en un SO	Intensidad a la cual trabajará cada SO de lectura para la medición	Watts (W)	Cuantitativa	De razón
Tiempo de lectura dado por el sistema de lectura	Tiempo en el que la película está en el sistema de lectura	Intervalo de lectura de los distintos tipos de PR por cada SO de lectura (escáner y láser)	Segundo (s)	Continua	De intervalo
Área del punto focal del láser	Área incidente de una fuente de luz	Área incidente del láser del arreglo sobre la PRC	Metro cuadrado (m ²)	Cuantitativa	De razón
Atenuación óptica (OD total)	La densidad óptica (OD) caracteriza la atenuación de la luz. Los ND absorptivos atenúan de forma aproximadamente uniforme en el visible y permiten mantener el detector en su zona de operación evitando saturación.	Conjunto (y orden) específico de filtros FDN absorptivos del kit NEK01 colocados en la trayectoria del haz ($AOI \approx 0^\circ$), documentando para cada sesión la DO total nominal y la DO efectiva verificada a 543/633 nm. Se registrará la combinación usada (p. ej., 0.3+0.6+1.0 OD = 1.9 OD)	DO (adimensional)	Cuantitativa continua	De intervalo

Tabla 4.2. Variables independientes de estudio.

Variables dependientes	Definición teórica	Definición operacional	Unidades	Naturaleza	Tipo
Densidad óptica neta (DOnet)	Grado de saturación de una región de interés con respecto a una región de referencia	Grado de oscurecimiento de la película en comparación de la película sin irradiar.	Pixel Values o pixeles escaneados (px)	Cuantitativa	De razón
Transmitancia	Medida que describe la capacidad de un material para permitir el paso de la luz a través de él.	Medida que permitirá saber el nivel de oscurecimiento de la PRC	%	Cuantitativa	De razón

Tabla 4.3. Variables dependientes del estudio

Implicaciones bioéticas

Ninguna, ya que no se hará ningún estudio con algún ser u organismo vivo.

Recolección de datos

Los datos se recolectaron directamente mediante el uso de películas radiocrómicas EBT-4, EBT-XD y MD-55-2, utilizando sistemas ópticos de escáner y láser He-Ne para las mediciones.

Análisis estadísticos

La información resultante de la densidad óptica neta en función de la dosis fue analizada mediante la variación de la desviación estándar y del coeficiente de variación. Estas métricas permitieron evaluar la estabilidad de la respuesta óptica y determinar los rangos asociados a la fotodegradación para cada sistema óptico de lectura.

Capítulo 5: Resultados y discusión

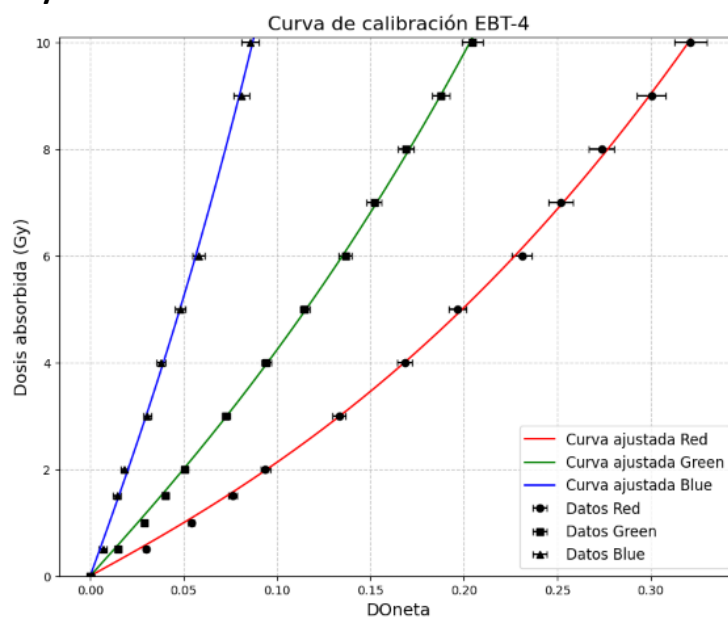


Fig 5.1: Curvas de calibración de la PRC EBT-4 con barras de error relativo.

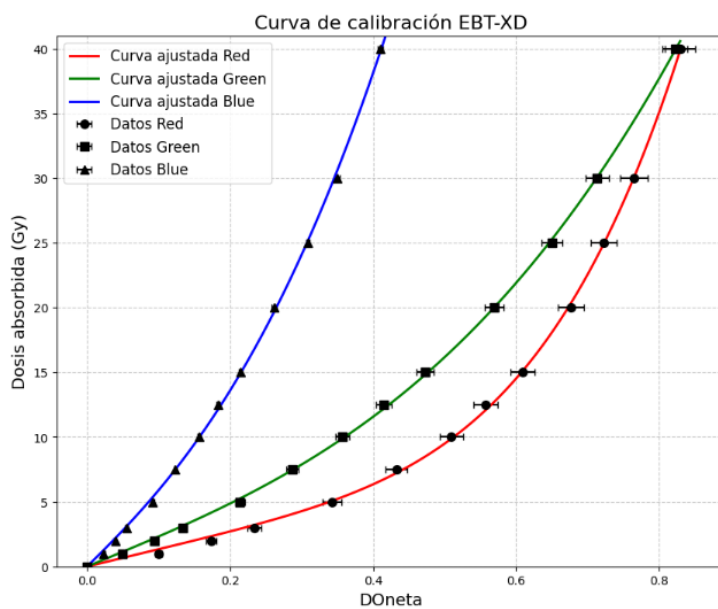


Fig 5.2: Curvas de calibración de la PRC EBT-XD con barras de error relativo.

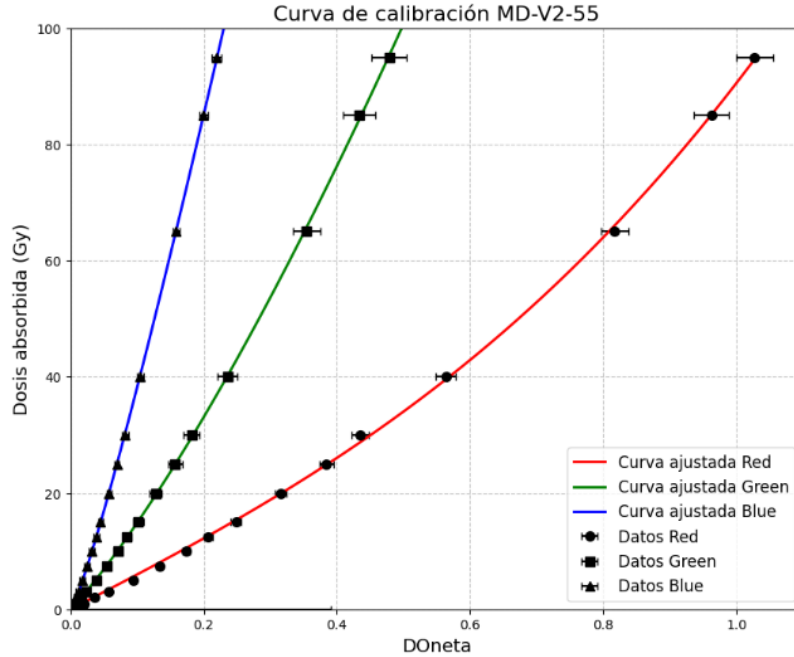


Fig 5.3: Curvas de calibración de la MD-55-2 con barras de error relativo

Parámetro	Rojo	Verde	Azul
b	62.734 ± 1.889	112.384 ± 9.632	55.701 ± 8.947
c	28.512 ± 1.745	131.224 ± 6.113	495.338 ± 7.841
n	2.714 ± 0.203	1.643 ± 0.119	1.231 ± 0.057

Tabla 5.1: Valores de los parámetros ajustados de la curva de calibración para la película EBT-4

Parámetro	Rojo	Verde	Azul
b	13.3456 ± 0.5608	22.8166 ± 0.7048	53.0819 ± 1.7200
c	67.9177 ± 1.4075	37.8979 ± 0.6157	165.4861 ± 10.9316
n	4.5907 ± 0.1372	2.9935 ± 0.1112	2.4911 ± 0.1078

Tabla 5.2: Valores de los parámetros ajustados de la curva de calibración para la película EBT-XD

Parámetro	Rojo	Verde	Azul
b	59.4885 ± 1.6010	117.5488 ± 10.1553	58.0754 ± 9.2508
c	31.0626 ± 1.6010	128.1149 ± 5.7169	503.7066 ± 8.1575
n	2.8605 ± 0.2146	1.6122 ± 0.1136	1.1952 ± 0.0056

Tabla 5.3: Valores de los parámetros ajustados de la curva de calibración para la película MD-55-2

Para evaluar la estabilidad de la respuesta óptica de la película, se realizaron escaneos repetidos sobre la misma muestra con el propósito de identificar la variabilidad intrínseca introducida por el propio sistema de digitalización. Este procedimiento permitió cuantificar, en condiciones controladas, las fluctuaciones inherentes al proceso de lectura.

Del mismo modo, se efectuó un análisis detallado para cuantificar cómo la dispersión de los valores obtenidos, expresada mediante la desviación estándar, se modificaba progresivamente a medida que se incrementaba el número de escaneos realizados.

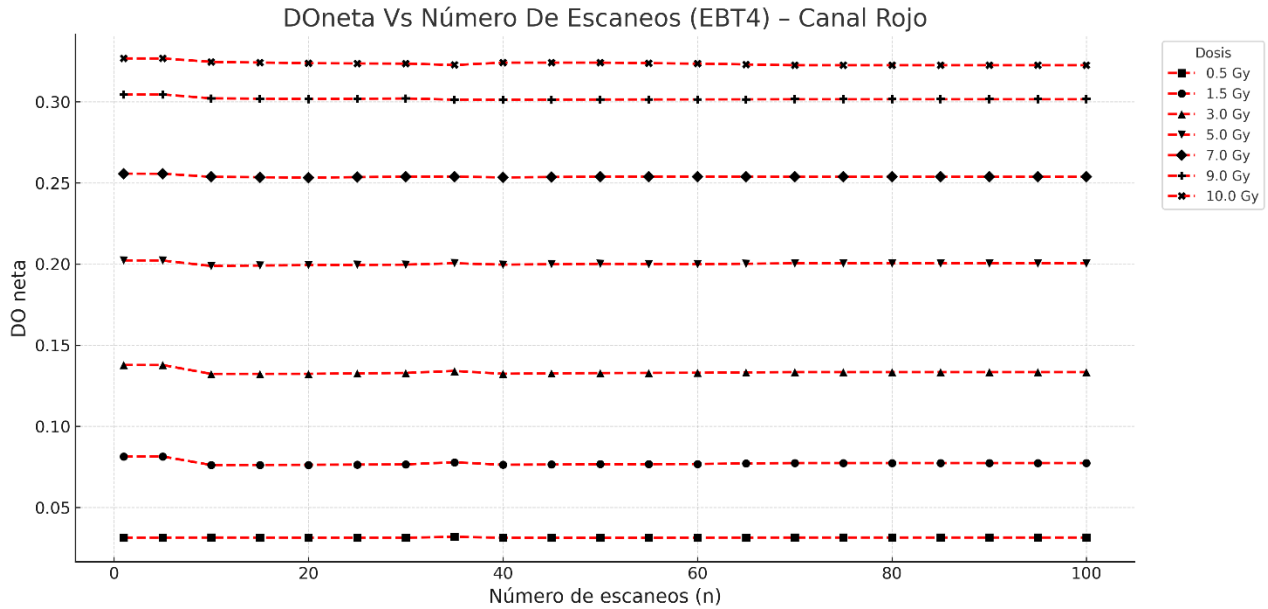


Fig 5.4. Variación de la DOneta de la película EBT-4 en el canal rojo.

Dosis (Gy)	Desviación estándar (σ)	Coefficiente de variación (CV)	%ΔDOneta
0	0.000197	0.0657	1.21211
0.5	0.000117	0.00372	0.019463
1	0.000178	0.00316	-0.34322
1.5	0.001447	0.01778	-1.04515
2	0.001446	0.01474	-0.89732
3	0.001513	0.01098	-0.99378
4	0.000855	0.00492	0.34323
5	0.000827	0.00409	0.206696
6	0.000739	0.00314	0.17211
7	0.000617	0.00241	-0.22474
8	0.000695	0.0025	-0.38292
9	0.000904	0.00297	-0.51526

10	<i>0.001236</i>	<i>0.00378</i>	-0.80834
-----------	-----------------	----------------	-----------------

Tabla 5.4. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal rojo de la PRC EBT-4.

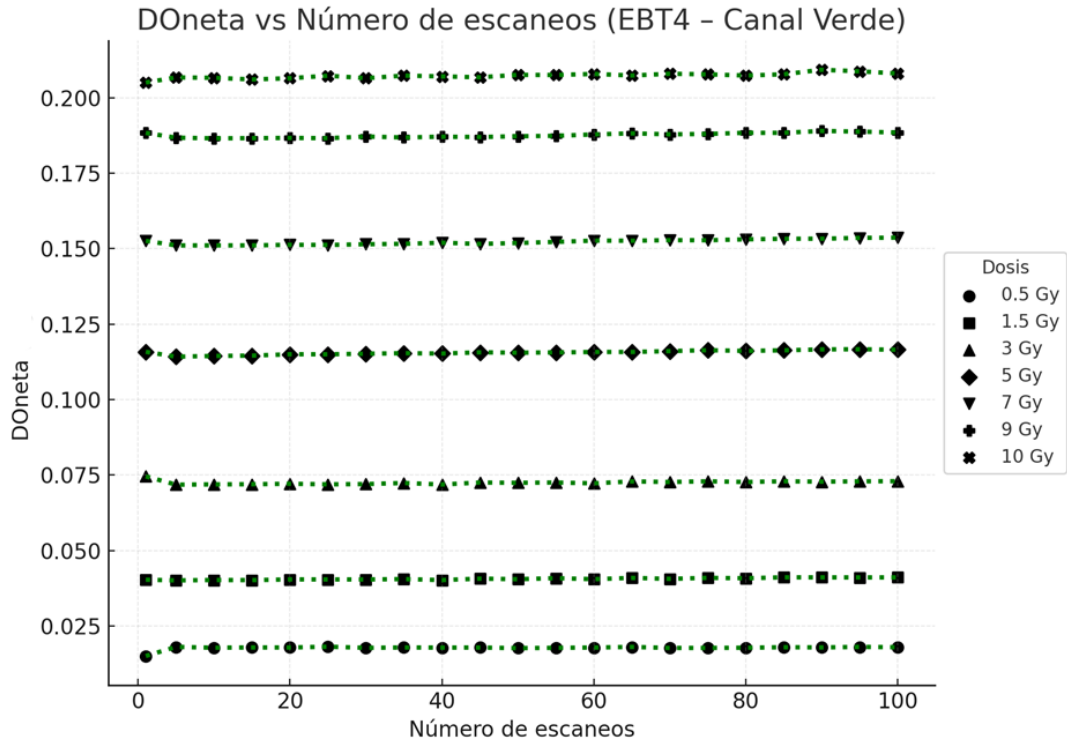


Fig 5.5. Variación de la DOneta de la película EBT-4 en el canal verde

<i>Dosis (Gy)</i>	<i>Desviación estándar (σ)</i>	<i>Coefficiente de variación (CV)</i>	<i>%$\Delta D O_{neta}$</i>
0	<i>0.000489</i>	<i>0.0797</i>	<i>1.0832</i>
0.5	<i>0.0000558</i>	<i>0.00372</i>	<i>0.019463</i>
1	<i>0.000296</i>	<i>0.01075</i>	<i>-0.34322</i>
1.5	<i>0.000711</i>	<i>0.01778</i>	<i>1.6371</i>
2	<i>0.000801</i>	<i>0.01551</i>	<i>-0.89732</i>
3	<i>0.000823</i>	<i>0.01098</i>	<i>0.34320</i>
4	<i>0.000716</i>	<i>0.00754</i>	<i>0.34323</i>
5	<i>0.000471</i>	<i>0.00409</i>	<i>0.206696</i>
6	<i>0.000434</i>	<i>0.00325</i>	<i>0.17211</i>
7	<i>0.000367</i>	<i>0.00241</i>	<i>-0.356774</i>
8	<i>0.00046</i>	<i>0.00269</i>	<i>0.41692</i>

9	<i>0.000564</i>	<i>0.00297</i>	-0.7557
10	<i>0.000795</i>	<i>0.00378</i>	-0.9876

Tabla 5.5. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal verde de la PRC EBT-4.

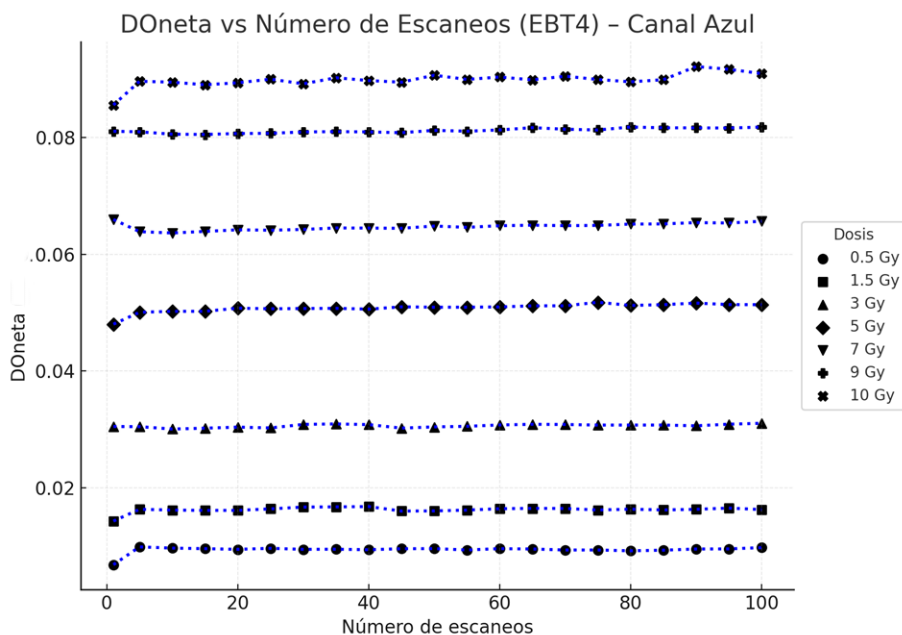


Fig 5.6. Variación de la DOneta de la película EBT-4 en el canal azul

Dosis (Gy)	Desviación estándar (σ)	Coefficiente de variación (CV)	%ΔDOneta
0	<i>0.00015</i>	<i>0.01320</i>	1.49037293
0.5	0.00003	0.00341	0.36590181
1	0.00013	0.00190	-0.20830390
1.5	0.00027	0.00280	1.46429208
2	0.00031	0.01121	-1.00159648
3	0.00032	0.01048	0.51091233
4	0.00029	0.00754	0.14296455
5	0.00020	0.00409	0.10843879
6	0.00018	0.00285	0.42829644
7	0.00016	0.00233	-0.55861288
8	0.00020	0.00169	0.57488518
9	0.00024	0.00197	-0.64305805
10	0.00033	0.00248	-1.03707125

Tabla 5.6. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal azul de la PRC EBT-4.

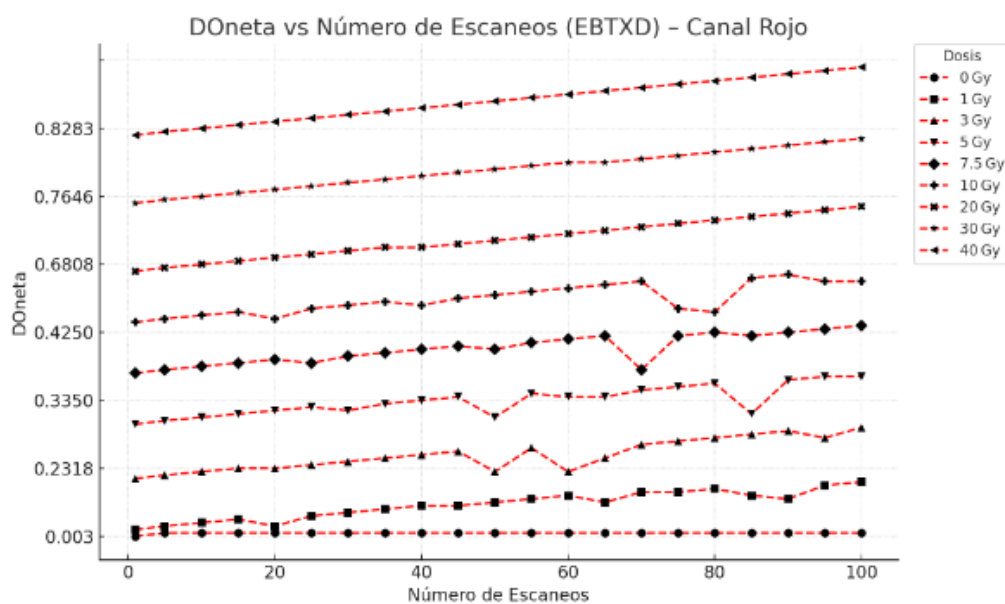


Fig 5.7. Variación de la DOneta de la película EBT-XD en el canal rojo.

Dosis (Gy)	Desviación estándar (σ)	Coficiente de variación (CV)	%ΔDOneta
0	0.001023	0.009431	1.212
1	0.000959	0.00958	4.323
2	0.00099	0.0057	3.983
3	0.000871	0.00373	4.321
5	0.001531	0.00447	5.122
7.5	0.001867	0.00432	5.312
10	0.002083	0.00409	6.422
12.5	0.002802	0.00503	5.432
15	0.003279	0.00539	3.483
20	0.003913	0.00578	4.522
25	0.002945	0.00407	5.654
30	0.003139	0.0041	7.448
40	0.003482	0.0042	8.023

Tabla 5.7. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal rojo de la PRC EBT-XD.

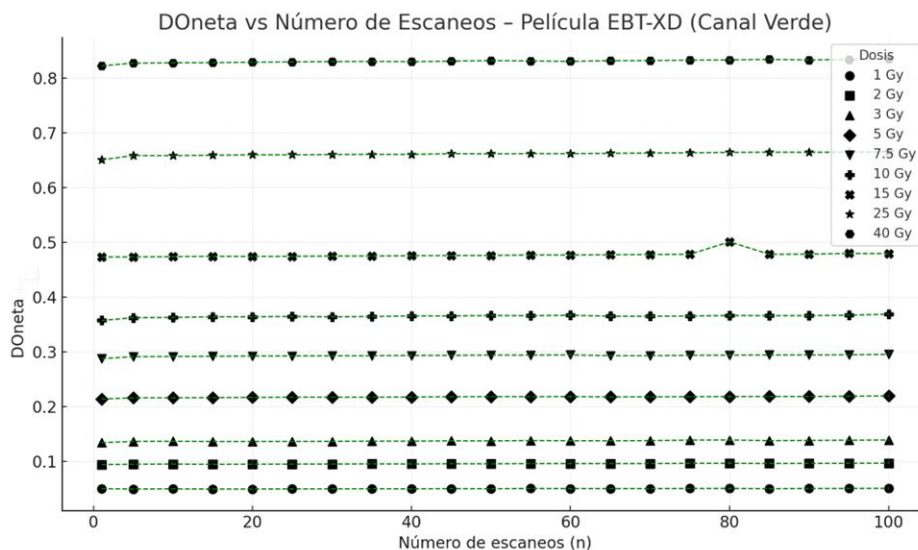


Fig 5.8. Variación de la DOneta de la película EBT-XD en el canal verde

Dosis (Gy)	Desviación estándar (σ)	Coefficiente de variación (CV)	%$\Delta D O_{neta}$
0	0.000654	0.006533	0.612
1	0.000959	0.017436	2.401
2	0.00099	0.010421	2.128
3	0.000871	0.006452	2.335
5	0.001531	0.00729	2.921
7.5	0.001867	0.006438	3.044
10	0.002083	0.005786	3.712
12.5	0.002802	0.006577	2.998
15	0.003279	0.006831	1.992
20	0.003913	0.006796	2.446
25	0.002945	0.004531	3.010
30	0.003139	0.004361	4.212
40	0.003482	0.004195	4.505

Tabla 5.8. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal verde de la PRC EBT-XD.

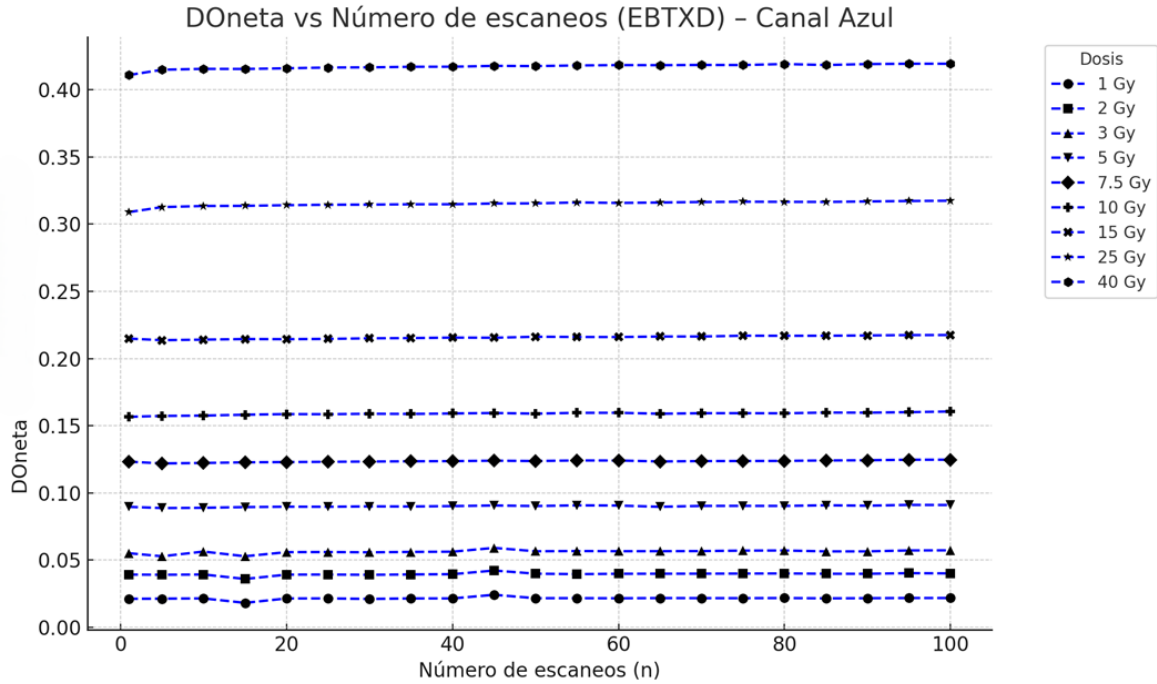


Fig 5.9. Variación de la DOneta de la película EBT-XD en el canal azul.

Dosis (Gy)	Desviación estándar (σ)	Coefficiente de variación (CV)	%ΔD_{Oneta}
0	0.00052	0.00432	0.612
1	0.000959	0.0533	2.401
2	0.00099	0.03	2.128
3	0.000871	0.0168	2.335
5	0.001531	0.017	2.921
7.5	0.001867	0.0156	3.044
10	0.002083	0.0132	3.712
12.5	0.002802	0.0151	2.998
15	0.003279	0.0153	1.992
20	0.003913	0.0151	2.446
25	0.002945	0.0095	3.01
30	0.003139	0.009	4.212
40	0.003482	0.0084	4.505

Tabla 5.9. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal azul de la PRC EBT-XD.

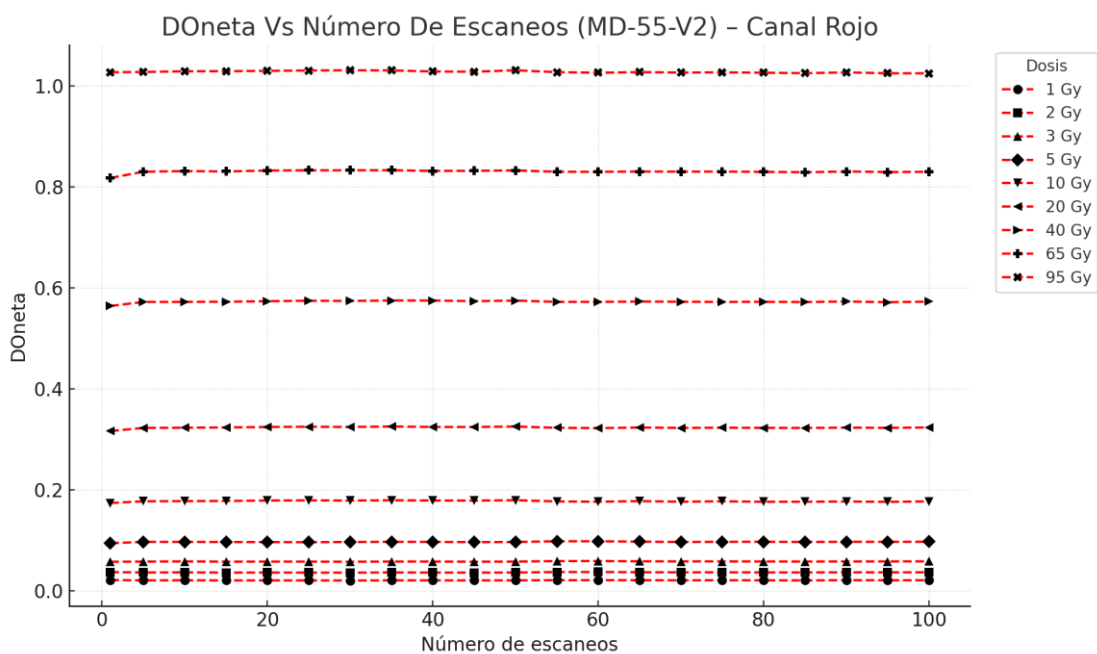


Fig 5.10. Variación de la DOneta de la película MD-55-2 en el canal rojo.

Dosis (Gy)	Desviación estándar (σ)	Coefficiente de variación (%CV)	%ΔDOneta
0	0.0013	6.70	0.423
1	0.0011	5.50	0.686
2	0.0012	3.43	1.891
3	0.0013	2.60	0.913
5	0.0014	1.87	1.252
10	0.0016	1.45	0.431
20	0.0018	1.06	1.765
40	0.002	0.63	1.083
65	0.0022	0.27	0.598
95	0.0024	0.23	1.345

Tabla 5.10. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal rojo de la PRC MD-55-2.

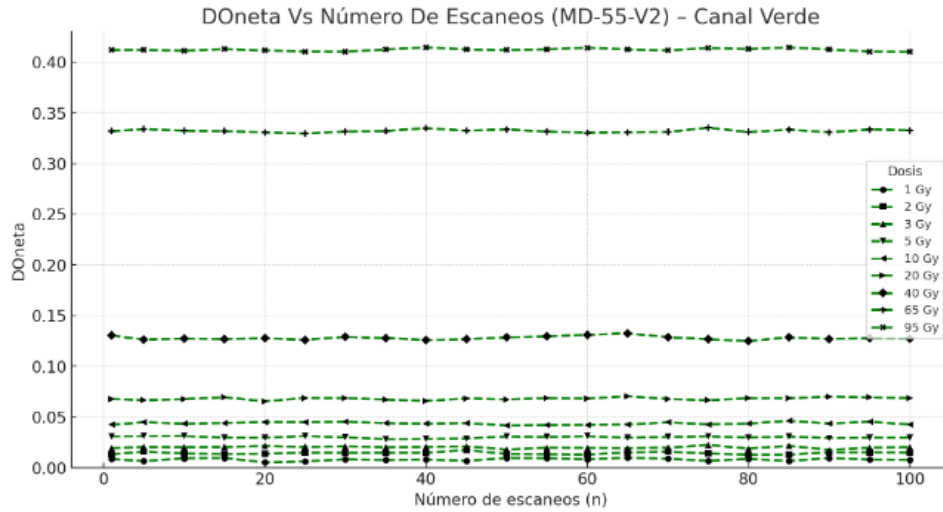


Fig 5.11. Variación de la DOneta de la película MD-55-2 en el canal verde.

Dosis (Gy)	Desviación estándar (σ)	Coefficiente de variación (CV)	%$\Delta D O_{neta}$
0	0.0012	0.1202	0.423
1	0.0011	0.1447	0.686
2	0.0012	0.0902	1.891
3	0.0013	0.0684	0.913
5	0.0014	0.0491	1.252
10	0.0016	0.0383	0.431
20	0.0018	0.0279	1.765
40	0.002	0.0164	1.083
65	0.0022	0.007	0.598
95	0.0024	0.0061	1.345

Tabla 5.11. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de DOneta para el canal verde de la PRC MD-55-2.

Para describir cuantitativamente la cinética de fotodegradación, los datos experimentales de transmitancia relativa $T_{rel}(t)$ se ajustaron al modelo fenomenológico:

$$T_{rel}(t) = 1 + Bte^{-\alpha t} \quad (6)$$

En esta expresión, B y α son parámetros libres que caracterizan, respectivamente, la amplitud del cambio óptico inducido por la irradiación y la escala temporal efectiva del proceso. Para cada dosis se estimaron B y α mediante regresión no lineal por mínimos cuadrados, obteniendo además el

coeficiente de determinación (R^2) como medida de la calidad del ajuste y permitiendo comparar de forma homogénea la respuesta de fotodegradación entre diferentes niveles de dosis.

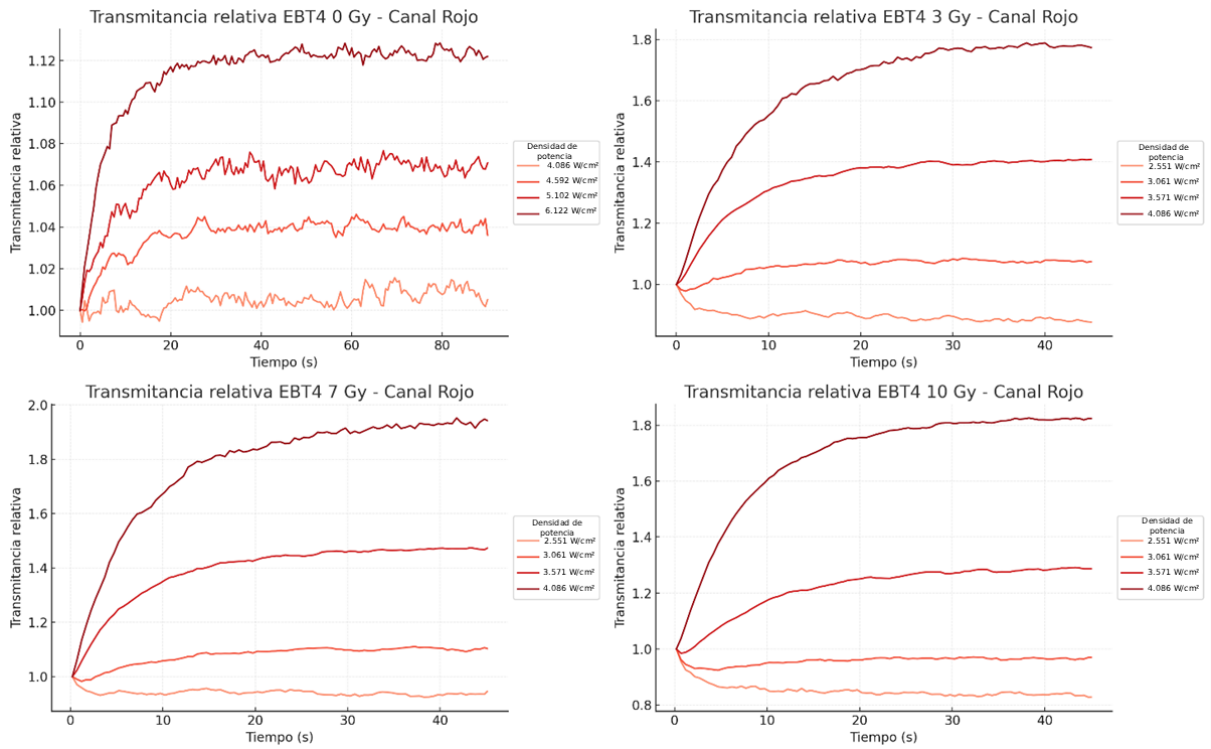


Fig 5.12. Transmitancia relativa de la PRC EBT-4 leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ con láser de diodo a potencia variable.

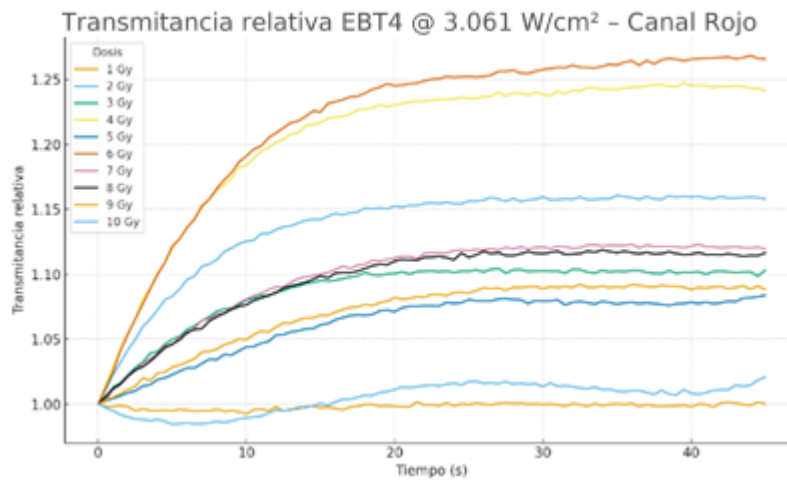


Fig 5.13. Transmitancia relativa de la PRC EBT-4 leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ a potencia fija de 3.061 W/cm^2 .

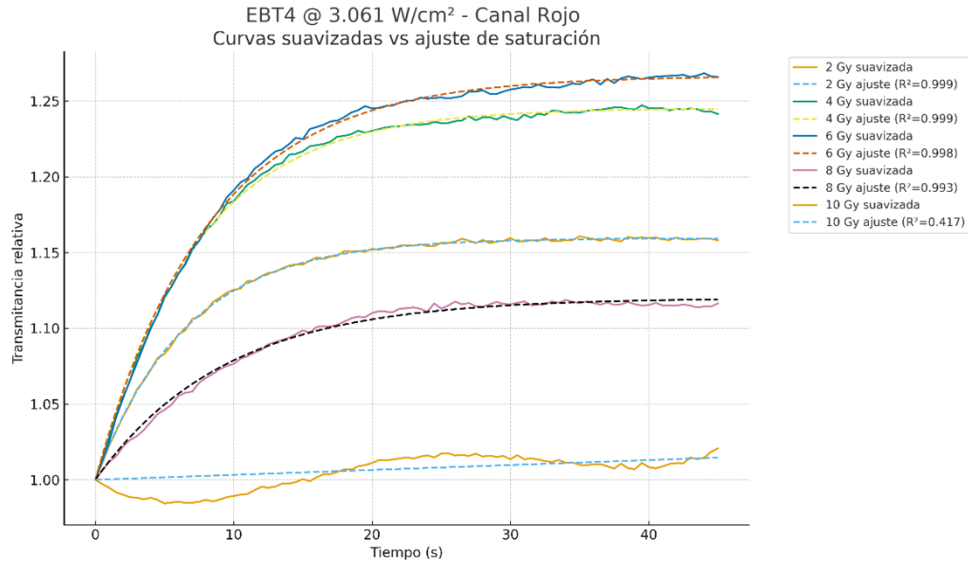


Fig 5.14. Curvas de $T_{rel}(t)$ ajustadas a la transmitancia relativa experimental de la PRC EBT-4 para el láser $\lambda = 633 \text{ nm}$.

Dosis (Gy) @ 15 mW	B	α	R^2	ΔTr_f	$\overline{\Delta Tr}$	σ_{Tr}
1 Gy	1.77E-07	1.85E-06	-0.17367	-0.002	0.0046	0.0035
2 Gy	0.160826	0.152134	0.9986	0.1372	0.1406	0.0679
3 Gy	0.080741	0.101942	0.894643	0.0749	0.0639	0.0213
4 Gy	0.24078	0.133786	0.991855	0.2488	0.2017	0.0573
5 Gy	0.070719	0.037494	0.872811	0.0473	0.0393	0.0148
6 Gy	0.258794	0.117951	0.97648	0.2677	0.2109	0.0647
7 Gy	0.109603	0.082564	0.944829	0.1035	0.0811	0.0298
8 Gy	0.095051	0.070803	0.9926	0.1232	0.0675	0.025
9 Gy	0.080782	0.040504	0.912228	0.0591	0.0456	0.019
10 Gy	1E-10	0.01	-9.96044	0.0304	0.0421	0.0126

Tabla 5.12. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de transmitancia relativa de la PRC EBT-4 para la lectura mediante láser de diodo de $\lambda = 633 \text{ nm}$.

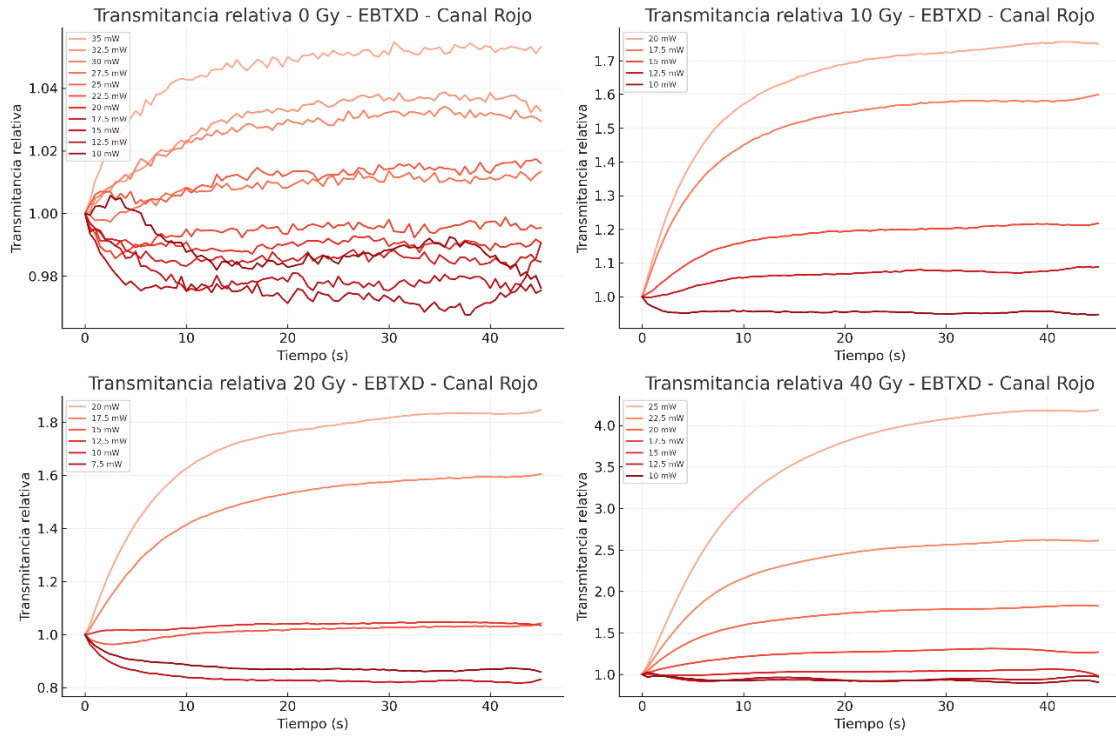


Fig 5.15. Transmitancia relativa de la PRC EBT-XD leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ con láser de diodo a potencia variable.

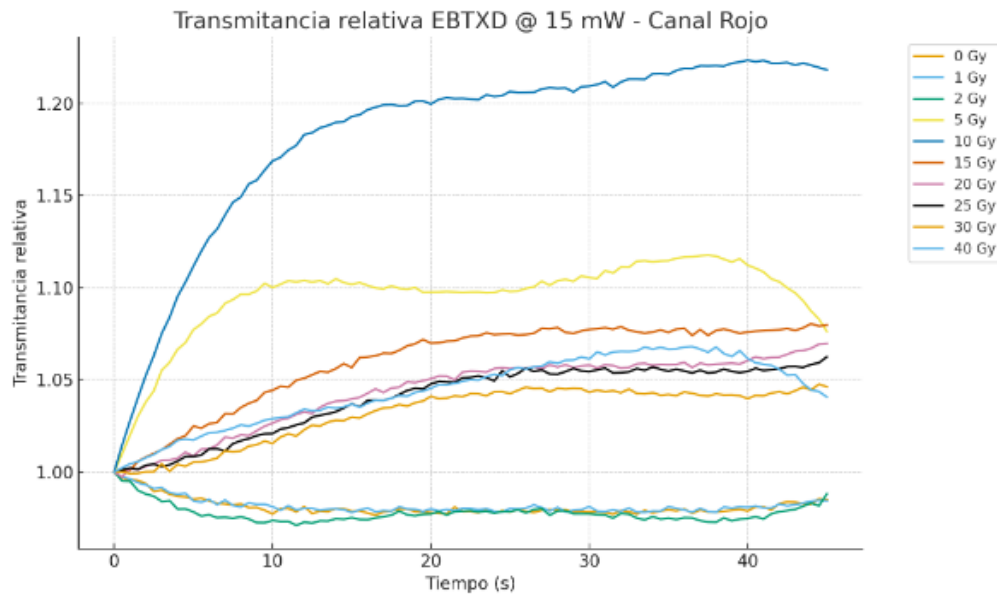


Fig 5.16. Transmitancia relativa de la PRC EBT-XD leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ a potencia fija de 15 mW.

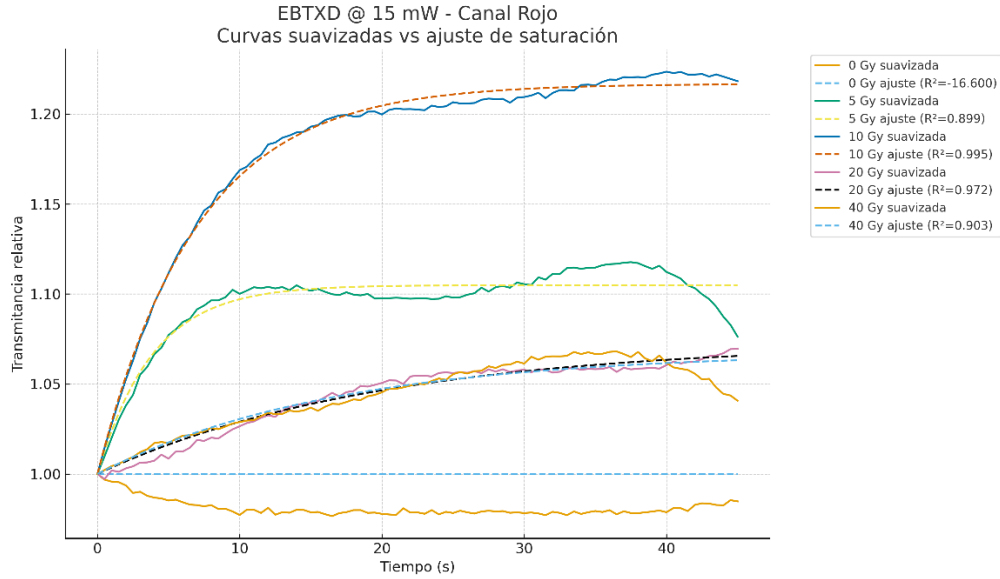


Fig 5.17. Curvas de $T_{rel}(t)$ ajustadas a la transmitancia relativa experimental de la PRC EBT-XD para el láser $\lambda = 633 \text{ nm}$.

Dosis (Gy) @ 15 mW	B	α	R^2	ΔTr_f	$\overline{\Delta Tr}$	σ_{Tr}
0	1E-10	0.01	-16.5996	-0.01287	0.020138	0.0047
1	1E-10	0.01	-17.0629	-0.01287	0.020138	0.0047
2	1E-10	0.01	-19.8129	-0.02864	0.031889	0.0059
5	0.104902	0.259562	0.898541	0.045158	0.071215	0.0247
10	0.216753	0.144185	0.994672	0.216996	0.177447	0.0493
15	0.083145	0.079631	0.980257	0.068926	0.046564	0.0199
20	0.073074	0.050588	0.972129	0.037431	0.022823	0.0107
25	0.068594	0.048537	0.958403	0.037225	0.028294	0.013
30	0.051677	0.054888	0.922949	0.005563	0.013427	0.0105
40	0.067758	0.059979	0.903308	0.006962	0.034294	0.021

Tabla 5.13. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de transmitancia relativa de la PRC EBT-XD para la lectura mediante láser de diodo de $\lambda = 633 \text{ nm}$.

En el caso específico de la película MD-55-2, se observó que las curvas de transmitancia relativa a dosis altas presentan un comportamiento predominantemente monótono, con un descenso rápido inicial seguido de una clara fase de saturación, lo que corresponde a un *oscurecimiento progresivo* (disminución de transmitancia y aumento de densidad óptica) inducido por los escaneos sucesivos. Por este motivo, se substituyó el modelo inicial por la función monoexponencial.

$$T_{rel}(t) = 1 + B(1 - e^{-\alpha t}) \quad (7)$$

La cual describe de manera más realista un proceso de saturación hacia un valor estable. Se conservaron los mismos parámetros B y α para mantener la coherencia con el análisis previo: B representa la amplitud máxima del cambio en transmitancia relativa y α la constante de velocidad efectiva del proceso, lo que permite comparar cuantitativamente la cinética de fotodegradación entre las distintas dosis.

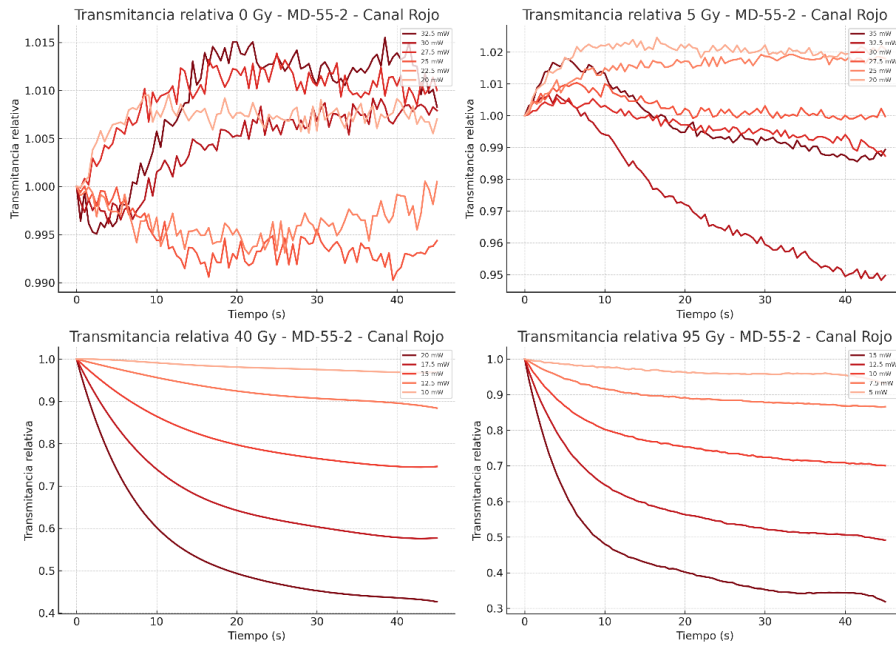


Fig 5.18. Transmitancia relativa de la PRC MD-55-2 leída a $\lambda = 633 \text{ nm}$ con láser de diodo a potencia variable.

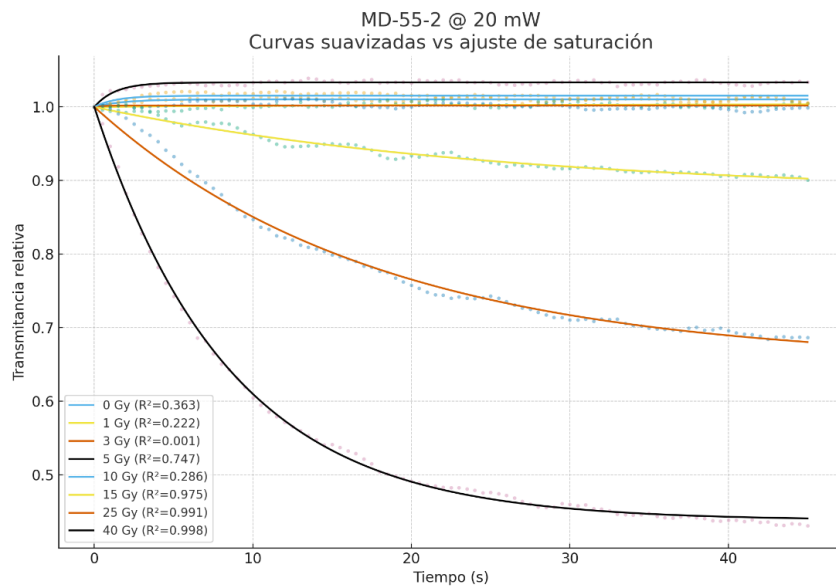


Fig 5.19. Curvas de $T_{rel}(t)$ ajustadas a la transmitancia relativa experimental de la PRC MD-55-2 para el láser $\lambda = 633 \text{ nm}$.

Dosis (Gy) @ 20 mW	B	α	R^2	ΔTr_f	$ \overline{\Delta Tr} $	σ_{Tr}
0	0.010258	0.557159	0.363	0.005565	0.009892	0.00256
1	0.003863	0.049831	0.222	0.004276	0.003434	0.00257
3	0.001937	2	0.001	-0.0009	0.003589	0.00305
5	0.033314	0.755356	0.747	0.033698	0.032563	0.00361
10	0.015261	0.733253	0.286	0.00538	0.014829	0.00438
15	-0.117671	0.039105	0.975	-0.09919	0.062285	0.02898
25	-0.347147	0.056251	0.992	-0.31346	0.221033	0.09166
40	-0.562005	0.118424	0.998	-0.56913	0.460158	0.1332

Tabla 5.14. Parámetros estadísticos del ajuste a la curva de transmitancia relativa de la PRC MD-55-2 para la lectura mediante láser de diodo de $\lambda = 633 \text{ nm}$.

La estabilidad temporal de la transmitancia relativa en el canal verde de las películas radiocrómicas EBT-4 y EBT-XD fue evaluada mediante el análisis de las curvas $T_{rel}(t)$ adquiridas durante exposiciones controladas. Todas las señales fueron previamente normalizadas al valor inicial $T_{rel}(0)$. Para reducir componentes de alta frecuencia asociadas al ruido electrónico y óptico, se aplicó un filtro Savitzky–Golay (ventana de 9 puntos, polinomio de orden 2), obteniéndose una representación suavizada de la señal, $T_s(t)$.

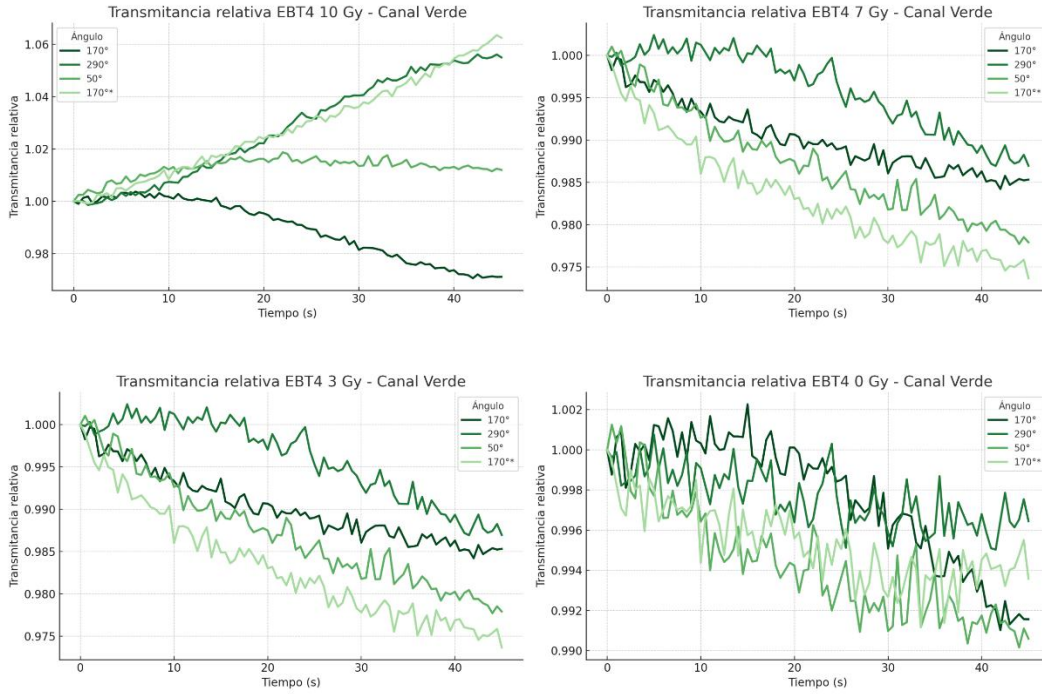


Fig 5.20. Transmitancia relativa de la PRC EBT-4 leída a $\lambda = 543 \text{ nm}$ con láser He-Ne a distintos filtros angulares.

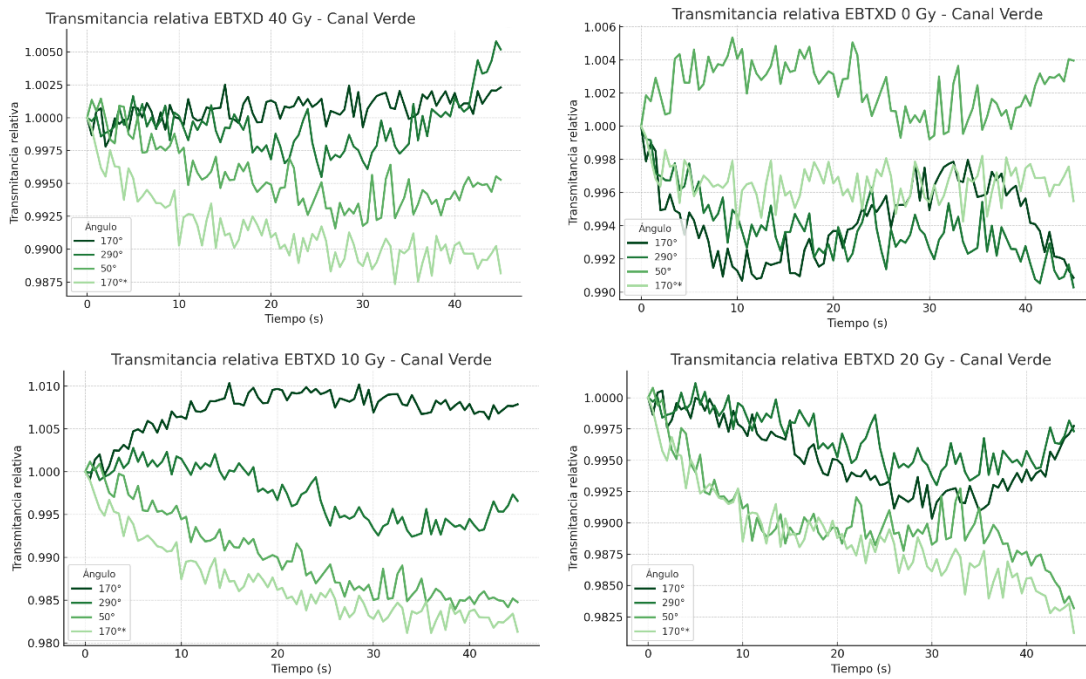


Fig 5.21. Transmitancia relativa de la PRC EBT-XD leída a $\lambda = 543 \text{ nm}$ con láser He-Ne a distintos filtros angulares.

Con el fin de cuantificar la tendencia temporal de la transmitancia, se ajustó un modelo lineal sobre $T_s(t)$:

$$T_s(t) = \beta_0 + \beta_1 t \quad (8)$$

Donde β_1 se interpretó como la tasa de cambio de transmitancia relativa (pendiente).

Para caracterizar la variabilidad inherente al proceso de medición, se determinaron los residuos entre los datos originales y la señal suavizada:

$$r(t) = T_{orig}(t) - T_s(t) \quad (9)$$

La desviación estándar de estos residuos, σ_{ruido} , fue utilizada como estimador del nivel de ruido experimental. La relación entre el cambio neto observado y el ruido asociado se cuantificó mediante la razón señal-ruido (SNR):

$$SNR_{\Delta T} = \frac{|\Delta T|}{\sigma_{ruido}} \quad (10)$$

Esta métrica permitió evaluar la detectabilidad de variaciones de transmitancia respecto a la variabilidad aleatoria del sistema, diferenciando condiciones en las que la señal es comparable al ruido de aquellas en las que existe un cambio sistemático discernible.

Dosis	Pendiente (%/s)	σ_{ruido}	$SNR_{\Delta T}$	R^2 lineal
0 Gy	-0.0106	0.0041	3.85	0.01
1 Gy	-0.0209	0.0042	0.49	0.037
2 Gy	-0.0375	0.0044	2.46	0.113
3 Gy	-0.0058	0.0051	2.62	0.004
4 Gy	-0.0032	0.004	7.33	0.001
5 Gy	-0.0092	0.0036	0.45	0.019
6 Gy	-0.0047	0.0035	3.86	0.002
7 Gy	-0.0291	0.004	12.12	0.063
8 Gy	-0.0241	0.0041	8.96	0.041
9 Gy	-0.0032	0.0035	1.5	0.003
10 Gy	-0.0156	0.0042	4.2	0.062

Tabla 5.15. Métricas de estabilidad temporal de la transmitancia relativa para la PRC EBT-4 leída con el láser de He-Ne de $\lambda = 543 \text{ nm}$.

Dosis	Pendiente (%/s)	σ_{ruido}	$SNR_{\Delta T}$	R^2 lineal
0 Gy	0.0033	0.0051	4.06	0.002
1 Gy	0.0035	0.0054	0.47	0.001
2 Gy	-0.0127	0.0058	3.49	0.009
5 Gy	-0.0315	0.0064	3.71	0.041
10 Gy	0.0104	0.0047	6.89	0.018
15 Gy	-0.0273	0.004	1.57	0.041
20 Gy	-0.0158	0.0042	8.89	0.026
25 Gy	-0.027	0.004	5.88	0.123
30 Gy	-0.0086	0.0036	2.64	0.009
40 Gy	0.0041	0.0036	8.43	0.002

Tabla 5.16. Métricas de estabilidad temporal de la transmitancia relativa para la PRC EBT-XD leída con el láser de He-Ne de $\lambda = 543 \text{ nm}$.

Rangos de fotodegradación en EBT-4 para $\lambda = 633 \text{ nm}$		
Dosis (Gy)	Umbral de Densidad de Potencia (W/cm^2)	Filtro neutro (DO)
0	>4.10	3
1	>3.60	3
2	>3.05	3
3	>3.05	1.5
4	>3.05	1.5
5	>2.55	1.5
6	>2.55	1.5
7	>2.55	0.5
8	>2.55	0.5
9	>2.55	0.5
10	>2.55	0.5

Tabla 5.17. Umbrales de potencia para distintas dosis de la PRC EBT-4.

Rangos de fotodegradación en EBT-XD para $\lambda = 633 \text{ nm}$		
Dosis (Gy)	Umbral de Densidad de Potencia (W/cm^2)	Filtro neutro (DO)
0	>5.10	3
1	>4.60	3
2	>4.10	3
5	>3.60	1.5
10	>3.60	1.5
15	>3.06	1.5
20	>3.06	1.5
25	>3.06	0.5
30	>2.55	0.5
40	>2.55	0.5

Tabla 5.18. Umbrales de potencia para distintas dosis de la PRC EBT-XD.

Rangos de fotodegradación en MD-55-2 para $\lambda = 633 \text{ nm}$		
Dosis (Gy)	Umbral de Densidad de Potencia (W/cm^2)	Filtro neutro (DO)
0	>5.10	3
1	>4.60	3
3	>4.10	3
5	>3.60	1.5
10	>3.60	1.5
15	>3.06	1.5
25	>3.06	1.5
40	>2.55	0.5
65	>2.04	0.5
85	>1.53	0.5
95	>1.00	0.5

Tabla 5.19. Umbrales de potencia para distintas dosis de la PRC MD-55-2.

Capítulo 6: Conclusiones y trabajo a futuro

En el estudio de la respuesta de las PRC bajo lectura múltiple, se observó que la *DO_{net}* presenta

una variación pronunciada durante los primeros 5 escaneos (tanto para dosis bajas como para dosis alta). Esta elevación es más pronunciada en los primeros valores de n (por ejemplo, desde $n=1$ hasta $n \approx 10$) y luego se torna más gradual, tendiendo a estabilizarse hacia escaneos más altos.

Este comportamiento coincide con la fase de postirradiación de la película, en la cual la polimerización aún no ha alcanzado su estado estacionario, por lo que un estímulo externo, como la fuente de luz del escáner, provoca un cambio en la respuesta provocan un cambio en la respuesta, así como con el efecto de estabilización del escáner de sobremesa, cuyo sensor y emisión lumínica requieren un cierto tiempo de “warmup” para proveer lecturas consistentes.

De forma análoga, la desviación estándar σ de las mediciones por dosis es mayor en los primeros escaneos ($n \leq 10$), alcanzando picos de ruido característicos de la inestabilidad inicial, y posteriormente decrece hasta estabilizarse en un rango estrecho (por ejemplo, 0.0023–0.0028 para dosis bajas en el canal azul), a partir de $n \approx 20$ –30.

El comportamiento del láser en el proceso de digitalización demostró ser un factor crítico para comprender la fotodegradación inducida en las películas radiocrómicas. A diferencia del escáner —que emite luz de espectro amplio y pulsante— el láser opera con monocromaticidad, estabilidad temporal y alta coherencia, lo que permite caracterizar de manera más controlada la interacción luz–polímero. Sin embargo, estas mismas propiedades hacen que el láser concentre su energía en una región espectral muy similar a los picos de absorción de las películas (543 nm y 633 nm), lo que incrementa la probabilidad de procesos fotoquímicos en la capa activa.

El estudio con fotodiodos y filtros ND mostró que incluso variaciones pequeñas en la fluencia del láser pueden modificar la transmitancia de la película de manera acumulativa. Esto coincide con el comportamiento fisicoquímico de los polidiacetilenos, cuyos cromóforos pueden excitarse y reorganizarse bajo iluminación intensa, generando:

- ruptura de enlaces C–C o C≡C,
- foto-oxidación posterior a la excitación,
- decaimiento de cromóforos conjugados responsables de la absorción.

A diferencia del escáner —que induce degradación irregular por pulsos múltiples— el láser genera un **proceso gradual, proporcional al tiempo de iluminación**. Esto hace posible modelar la degradación como una función de la energía acumulada, lo cual es útil para establecer límites operativos y tiempos máximos de lectura.

EBT-4 y EBT-XD presentan máximos de absorción en 585 y 636 nm, mientras que la MD-55-2 absorbe fuertemente cerca de 676 nm. El láser rojo de 633 nm y el verde de 543 nm se encuentran muy cercanos a estas bandas, lo que maximiza la interacción óptica con los cromóforos polimerizados.

Por ello, incluso con baja potencia, el láser tiene capacidad para inducir degradación fotoquímica localizada.

El láser constituye un sistema de lectura altamente estable, reproducible y ópticamente limpio; sin embargo, debido a su densidad de potencia concentrada y a su coincidencia espectral con las bandas de absorción de los polímeros radiocrómicos, induce una fotodegradación gradual y energéticamente dependiente.

Referencias:

- [1] R. A. Chandra, F. K. Keane, F. E. M. Voncken, y C. R. Thomas, «Contemporary radiotherapy: present and future», *The Lancet*, vol. 398, n.º 10295, pp. 171-184, jul. 2021, doi: 10.1016/S0140-6736(21)00233-6.
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Radiation Biology: A Handbook for Teachers and Students, Training Course Series No. 42*. Vienna, 2010.
- [3] T. Bortfeld, «IMRT: a review and preview», *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, n.º 13, pp. R363-R379, jul. 2006, doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R21.
- [4] K. Otto, «Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc», *Med. Phys.*, vol. 35, n.º 1, pp. 310-317, ene. 2008, doi: 10.1118/1.2818738.
- [5] J. C. L. Chow y H. E. Ruda, «Flash Radiotherapy: Innovative Cancer Treatment», *Encyclopedia*, vol. 3, n.º 3, pp. 808-823, jun. 2023, doi: 10.3390/encyclopedia3030058.
- [6] J. V. Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, y P. C. Shragge, «Commissioning and quality assurance of treatment planning computers», *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 26, n.º 2, pp. 261-273, may 1993, doi: 10.1016/0360-3016(93)90206-B.
- [7] S. Mutic y J. F. Dempsey, «The ViewRay System: Magnetic Resonance–Guided and Controlled Radiotherapy», *Semin. Radiat. Oncol.*, vol. 24, n.º 3, pp. 196-199, jul. 2014, doi: 10.1016/j.semradonc.2014.02.008.
- [8] D. Létourneau, M. Gulam, D. Yan, M. Oldham, y J. W. Wong, «Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance», *Radiother. Oncol.*, vol. 70, n.º 2, pp. 199-206, feb. 2004, doi: 10.1016/j.radonc.2003.10.014.
- [9] A. S. Meigooni, M. F. Sanders, G. S. Ibbott, y S. R. Szeglin, «Dosimetric characteristics of an improved radiochromic film», *Med. Phys.*, vol. 23, n.º 11, pp. 1883-1888, nov. 1996, doi: 10.1118/1.597747.
- [10] S. Devic, «Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future», *Phys. Med.*, vol. 27, n.º 3, pp. 122-134, jul. 2011, doi: 10.1016/j.ejmp.2010.10.001.
- [11] S. Aldelaijan *et al.*, «Technical Note: Response time evolution of XR - QA 2 GafChromic™ film models», *Med. Phys.*, vol. 45, n.º 1, pp. 488-492, ene. 2018, doi: 10.1002/mp.12689.

- [12] T. Santos, T. Ventura, y M. D. C. Lopes, «A review on radiochromic film dosimetry for dose verification in high energy photon beams», *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 179, p. 109217, feb. 2021, doi: 10.1016/j.radphyschem.2020.109217.
- [13] C. Guardiola, A. Márquez, M. C. Jiménez-Ramos, J. G. López, A. Baratto-Roldán, y X. Muñoz-Berbel, «Dosimetry with gafchromic films based on a new micro-opto-electro-mechanical system», *Sci. Rep.*, vol. 11, n.º 1, p. 10414, may 2021, doi: 10.1038/s41598-021-89602-9.
- [14] A. Niroomand-Rad *et al.*, «Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55», *Med. Phys.*, vol. 47, n.º 12, pp. 5986-6025, dic. 2020, doi: 10.1002/mp.14497.
- [15] «Assessment of Surface and Build-up Doses for a 6 MV Photon Beam using Parallel Plate Chamber, EBT3 Gafchromic Films, and PRIMO Monte Carlo Simulation Code», *J. Biomed. Phys. Eng.*, vol. 12, n.º 5, oct. 2022, doi: 10.31661/jbpe.v0i0.2101-1274.
- [16] E. E. Klein *et al.*, «Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators», *Med. Phys.*, vol. 36, n.º 9Part1, pp. 4197-4212, sep. 2009, doi: 10.1118/1.3190392.
- [17] R. Nath *et al.*, «AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45», *Med. Phys.*, vol. 21, n.º 7, pp. 1093-1121, jul. 1994, doi: 10.1118/1.597398.
- [18] H. A. Al-Hallaq *et al.*, «AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy», *Med. Phys.*, vol. 49, n.º 4, abr. 2022, doi: 10.1002/mp.15532.
- [19] A. Badawi, S. S. Alharthi, H. Assaedi, y N. Al-Hosiny, «Effect of the solar irradiation on the structure and optical properties of Gafchromic films», *Appl. Phys. A*, vol. 127, n.º 4, p. 272, abr. 2021, doi: 10.1007/s00339-021-04432-w.
- [20] C. G. Coromelci, E. Turcu, F. Doroftei, M. N. Palamaru, y M. Ignat, «Conjugated Polymer Modifying TiO₂ Performance for Visible-Light Photodegradation of Organics», *Polymers*, vol. 15, n.º 13, p. 2805, jun. 2023, doi: 10.3390/polym15132805.
- [21] D. Lewis y S. Devic, «Correcting scan-to-scan response variability for a radiochromic film-based reference dosimetry system», *Med. Phys.*, vol. 42, n.º 10, pp. 5692-5701, oct. 2015, doi: 10.1118/1.4929563.
- [22] J. M. Lárraga-Gutiérrez, O. A. García-Garduño, C. Treviño-Palacios, y J. A. Herrera-González, «Evaluation of a LED-based flatbed document scanner for radiochromic film dosimetry in transmission mode», *Phys. Med.*, vol. 47, pp. 86-91, mar. 2018, doi: 10.1016/j.ejmp.2018.02.010.
- [23] G. Jiménez-Aviles, M. Á. Camacho-López, y O. A. García-Garduño, «Laser-based radiochromic film readout system: optoelectronic setup and feasibility trial for clinical

applications», *Measurement*, vol. 231, p. 114641, may 2024, doi: 10.1016/j.measurement.2024.114641.

[24] S. Devic *et al.*, «Absorption spectra time evolution of EBT-2 model GAFCHROMIC™ film», *Med. Phys.*, vol. 37, n.º 5, pp. 2207-2214, may 2010, doi: 10.1118/1.3378675.

[25] O. M. Kotb, M. El Ghazaly, A. Mohamed, y M. A. Ibrahim, «Effect of Gafchromic™ EBT2 radiochromic film's components on the detection of UVA solar radiation selectively», *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 197, p. 110158, ago. 2022, doi: 10.1016/j.radphyschem.2022.110158.

[26] K. Liu, P. G. Jorge, R. Taylor, R. Moeckli, y E. Schüler, «Comprehensive evaluation and new recommendations in the use of Gafchromic EBT3 film», *Med. Phys.*, vol. 50, n.º 11, pp. 7252-7262, nov. 2023, doi: 10.1002/mp.16593.

[27] O. Masella, K. J. Murphy, y M. Bazalova-Carter, «Characterization of a new low-dose and low-energy Gafchromic film LD-V1», *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 25, n.º 12, p. e14531, dic. 2024, doi: 10.1002/acm2.14531.

[28] A. L. Palmer, D. A. Bradley, y A. Nisbet, «Evaluation and mitigation of potential errors in radiochromic film dosimetry due to film curvature at scanning», *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 16, n.º 2, pp. 425-431, mar. 2015, doi: 10.1120/jacmp.v16i2.5141.

[29] A. Micke, D. F. Lewis, y X. Yu, «Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction: Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction», *Med. Phys.*, vol. 38, n.º 5, pp. 2523-2534, may 2011, doi: 10.1118/1.3576105.

[30] I. Méndez, A. Polšak, R. Hudej, y B. Casar, «The Multigaussian method: a new approach to mitigating spatial heterogeneities with multichannel radiochromic film dosimetry», *Phys. Med. Biol.*, vol. 63, n.º 17, p. 175013, sep. 2018, doi: 10.1088/1361-6560/aad9c1.

[31] E. Y. L. Marroquin, J. A. Herrera González, M. A. Camacho López, J. E. V. Barajas, y O. A. García-Garduño, «Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density», *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 17, n.º 5, pp. 466-481, sep. 2016, doi: 10.1120/jacmp.v17i5.6262.

[32] S. Devic *et al.*, «Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers», *Med. Phys.*, vol. 31, n.º 9, pp. 2392-2401, sep. 2004, doi: 10.1118/1.1776691.

[33] S. Devic, Y. Wang, N. Tomic, y E. B. Podgorsak, «Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry», *Med. Phys.*, vol. 33, n.º 11, pp. 3993-3996, nov. 2006, doi: 10.1118/1.2357836.

[34] S. Devic *et al.*, «Dose measurements nearby low energy electronic brachytherapy sources using radiochromic film», *Phys. Med.*, vol. 64, pp. 40-44, ago. 2019, doi: 10.1016/j.ejmp.2019.05.017.

- [35] H. Miura, S. Ozawa, T. Okazue, T. Enosaki, y Y. Nagata, «Characterization of scanning orientation and lateral response artifact for EBT4 Gafchromic film», *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 24, n.º 8, p. e13992, ago. 2023, doi: 10.1002/acm2.13992.
- [36] P. Casolaro, «Radiochromic Films for the Two-Dimensional Dose Distribution Assessment», *Appl. Sci.*, vol. 11, n.º 5, p. 2132, feb. 2021, doi: 10.3390/app11052132.
- [37] T. Santos, T. Ventura, M. Capela, J. Mateus, y M. D. C. Lopes, «A protocol for absolute dose verification of SBRT/SRS treatment plans using Gafchromic™ EBT-XD films», *Phys. Med.*, vol. 82, pp. 150-157, feb. 2021, doi: 10.1016/j.ejmp.2021.01.082.
- [38] M. J. Butson, P. K. N. Yu, T. Cheung, y P. Metcalfe, «Radiochromic film for medical radiation dosimetry», *Mater. Sci. Eng. R Rep.*, vol. 41, n.º 3-5, pp. 61-120, sep. 2003, doi: 10.1016/S0927-796X(03)00034-2.
- [39] C. Mcnairn, I. Mansour, B. Muir, R. M. Thomson, y S. Murugkar, «High spatial resolution dosimetry with uncertainty analysis using Raman micro-spectroscopy readout of radiochromic films», *Med. Phys.*, vol. 48, n.º 8, pp. 4610-4620, ago. 2021, doi: 10.1002/mp.15000.
- [40] A. Darafsheh, T. Zhao, y R. Khan, «Spectroscopic analysis of irradiated radiochromic EBT-XD films in proton and photon beams», *Phys. Med. Biol.*, vol. 65, n.º 20, p. 205002, oct. 2020, doi: 10.1088/1361-6560/aba28e.
- [41] M. J. Butson, T. Cheung, y P. K. N. Yu, «Absorption spectra variations of EBT radiochromic film from radiation exposure», *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, n.º 13, pp. N135-N140, jul. 2005, doi: 10.1088/0031-9155/50/13/N02.
- [42] M. H. Weik, «optical reader», en *Computer Science and Communications Dictionary*, Boston, MA: Springer US, 2000, pp. 1183-1183. doi: 10.1007/1-4020-0613-6_13126.
- [43] H. Ohuchi, «High sensitivity radiochromic film dosimetry using an optical common-mode rejection and a reflective-mode flatbed color scanner», *Med. Phys.*, vol. 34, n.º 11, pp. 4207-4212, nov. 2007, doi: 10.1118/1.2795828.
- [44] Edmund Optics Inc., «Optical Filters». [En línea]. Disponible en: <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/application-notes/optics/optical-filters/>
- [45] Edmund Optics Inc., «Understanding Neutral Density Filters». [En línea]. Disponible en: <https://www.edmundoptics.com/Knowledge-Center/application-notes/optics/understanding-neutral-density-filters/>
- [46] Ashland, «Gafchromic™ EBT4 dosimetry film.» Ashland., 2022. [En línea]. Disponible en: https://www.ashland.com/file_source/Ashland/Documents/Gafchromic%20EBT4%20brochure.pdf
- [47] D. F. Lewis y M. F. Chan, «Technical Note: On GAFChromic EBT-XD film and the lateral response artifact», *Med. Phys.*, vol. 43, n.º 2, pp. 643-649, feb. 2016, doi: 10.1118/1.4939226.

- [48] S. A. Jenekhe y D. J. Kiserow, Eds., *Chromogenic Phenomena in Polymers: Tunable Optical Properties*, vol. 888. en ACS Symposium Series, vol. 888. Washington, DC: American Chemical Society, 2004. doi: 10.1021/bk-2005-0888.
- [49] Hali Morrison, «Accurate Dosimetry for Ocular Brachytherapy: Measurement, Delivery Uncertainty, and Dose Calculation Studies», University of Alberta, Canada, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://era.library.ualberta.ca/items/8370a183-f425-41ed-911f-d5eecb31bf06>
- [50] E. Y. L. Marroquin, J. A. Herrera González, M. A. Camacho López, J. E. V. Barajas, y O. A. García-Garduño, «Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density», *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 17, n.º 5, pp. 466-481, sep. 2016, doi: 10.1120/jacmp.v17i5.6262.
- [51] N. N. T. Sisin *et al.*, «Gafchromic™ EBT3 Film Measurements of Dose Enhancement Effects by Metallic Nanoparticles for 192Ir Brachytherapy, Proton, Photon and Electron Radiotherapy», *Radiation*, vol. 2, n.º 1, pp. 130-148, mar. 2022, doi: 10.3390/radiation2010010.
- [52] A. Hejna, M. Barczewski, P. Kosmela, y O. Mysiukiewicz, «Inhibition of Polymer Photodegradation by Incorporation of Coffee Silverskin», en *The First International Conference on “Green” Polymer Materials 2020*, MDPI, nov. 2020, p. 1. doi: 10.3390/CGPM2020-07219.
- [53] A. Fairbrother *et al.*, «Temperature and light intensity effects on photodegradation of high-density polyethylene», *Polym. Degrad. Stab.*, vol. 165, pp. 153-160, jul. 2019, doi: 10.1016/j.polymdegradstab.2019.05.002.
- [54] I. Méndez, J. J. Rovira-Escutia, y B. Casar, «A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using Radiochromic.com», *Radiol. Oncol.*, vol. 55, n.º 3, pp. 369-378, ago. 2021, doi: 10.2478/raon-2021-0034.