

Enfoque **multidisciplinario** de la investigación en **salud**

María Dolores Martínez Garduño
Jessica Belen Rojas Espinoza
Coordinadoras



Enfoque multidisciplinario de la investigación en salud

María Dolores Martínez Garduño

Jessica Belen Rojas Espinoza

Coordinadoras



**Universidad Autónoma
del Estado de México**

Doctor en Ciencias e Ingeniería Ambientales
Carlos Eduardo Barrera Díaz
Rector

Doctora en Ciencias Sociales
Martha Patricia Zarza Delgado
Secretaria de Investigación y Estudios Avanzados

Doctora en Alta Dirección
Gloria Ángeles Ávila
Directora de la Facultad de Enfermería y Obstetricia

Maestra en Administración
Susana García Hernández
*Directora de Difusión y Promoción
de la Investigación y los Estudios Avanzados*

Enfoque multidisciplinario de la investigación en salud

María Dolores Martínez Garduño
Jessica Belen Rojas Espinoza

Coordinadoras

*Universidad Autónoma del Estado de México
DC LEARNING S.A. DE C.V.*

México, 2023

Enfoque multidisciplinario de la investigación en salud / María Dolores Martínez Garduño, Jessica Belen Rojas Espinoza, coordinadoras.

1ª ed.

Toluca, Estado de México: Universidad Autónoma del Estado de México, 2023.
414 p.: 17 x 23 cm.

Incluye referencias bibliográficas.

ISBN: 978-607-633-698-4 (PDF Universidad Autónoma del Estado de México)

ISBN 978-607-99472-3-1 (PDF DC Learning S.A. de C.V.)

1. Salud – Investigaciones -- Metodología.
2. Medicina--Investigaciones--Metodología.

I. Martínez Garduño, María Dolores, coord.

II. Rojas Espinoza, Jessica Belen, coord.

R850 .E54 2023

Enfoque multidisciplinario de la investigación en salud

María Dolores Martínez Garduño

Jessica Belen Rojas Espinoza

Coordinadoras

Libro sometido a sistema antiplagio y publicado con la previa revisión y aprobación de dos pares doble ciego externos. Expediente de obra número 336/06/2022, Dirección de Difusión y Promoción de la Investigación y los Estudios Avanzados, adscrita a la Secretaría de Investigación y Estudios Avanzados de la Universidad Autónoma del Estado de México. Cada uno de los capítulos de la obra fue revisado por dictaminadores expertos en las temáticas abordadas, los cuales fueron seleccionados por las coordinadoras, con el fin de garantizar que el contenido contara con la calidad científica multidisciplinaria.

Primera edición: 8 de septiembre de 2023

Serie: Doctorado en Ciencias de la Salud

D.R. © Universidad Autónoma del Estado de México

Instituto Literario núm. 100 Ote.

C.P. 50000, Toluca, Estado de México

www.uaemex.mx

D.R. © DC LEARNING S.A. DE C.V.

Francisco Petrarca 133 Int. 501

Polanco V sección, Ciudad de México

Tel. 55 68 02 88 91

ISBN 978-607-633-698-4 (PDF Universidad Autónoma del Estado de México)

ISBN 978-607-99472-3-1 (PDF DC Learning S.A. de C.V.)

Esta edición y sus características son propiedad de la Universidad Autónoma del Estado de México y de DC Learning S.A. de C.V.

El contenido de esta publicación es responsabilidad de los autores.



Esta obra queda sujeta a una licencia *Creative Commons* Atribución-No comercial-Sin derivadas 4.0 Internacional. Puede ser utilizada con fines educativos, informativos o culturales, ya que permite solo descargar sus obras y compartirlas, siempre y cuando den crédito, pero no pueden cambiarlas de forma alguna ni usarlas de manera comercial. Disponible para su descarga en acceso abierto en: ri.uaemex.mx

Hecho en México

CONTENIDO

PRÓLOGO	11
PRESENTACIÓN	15

MEDICINA

DETECCIÓN DE BACTERIAS HALOTOLERANTES POTENCIALMENTE DEGRADADORAS DE IBUPROFENO Y PARACETAMOL. PRUEBA RÁPIDA CUALITATIVA <i>Lorna Catalina Can Ubando, Keila Isaac Olivé, Ángel Horacio Sandoval y Trujillo, Ninfa Ramírez Durán</i>	23
---	----

CARACTERIZACIÓN EPIDEMIOLÓGICA DE LA RETINOPATÍA DEL PREMATURO EN NACIDOS PRETÉRMINO SIN Y CON SÍNDROME DE DOWN EN EL HOSPITAL MATERNO-PERINATAL MÓNICA PRETELINI SÁENZ, EN EL PERÍODO 2017 A 2018 <i>Cristian Fabián Layton Tovar, Hugo Mendieta Zerón, Araceli Consuelo Hinojosa Juárez, Adriana Garduño Alanís, Luis Gilberto Pérez Chimal</i>	45
--	----

SISTEMAS ELECTRO-ÓPTICOS PARA DIGITALIZACIÓN DE PELÍCULA RADIOCRÓMICA <i>Gerardo Jiménez Avilés, Miguel Ángel Camacho López, Olivia Amanda García Garduño, Keila Isaac Olivé</i> <i>Elsa Yazmín León Marroquín</i>	61
--	----

MÉTODOS DE ESTERILIZACIÓN PARA TEJIDOS TRASPLANTABLES <i>Erick Ávila Navarro, Daniel Luna Zaragoza</i> <i>Ninfa Ramírez Durán, Keila Isaac Olivé</i>	83
--	----

DESARROLLO DE UN MÉTODO RADIÓMICO PARA EL DIAGNÓSTICO DEL ESTADO DE SALUD DEL CORAZÓN A PARTIR DE IMÁGENES DE PROFUSIÓN MIOCÁRDICA <i>Rafael Popoca Flores, Clara Leticia Santos Cuevas,</i> <i>Liliana Aranda Lara, Keila Isaac Olivé, Gerardo Julián Ramírez Nava</i>	107
---	-----

EVALUACIÓN DE LOS EFECTOS DEL ESTRÉS CRÓNICO Y LA DIABETES SOBRE LA CAPTACIÓN MULTIORGÁNICA DE ¹⁸ F-FDG EN MODELO MURINO <i>Diana Córdoba Adaya, Eugenio Torres García, Luis Alberto Medina Velázquez, Keila Isaac Olivé, Rigoberto Oros Pantoja</i>	127
---	-----

NUTRICIÓN

DETERMINANTES SOCIALES DE LA INACTIVIDAD FÍSICA Y COMPORTAMIENTO SEDENTARIO EN NIÑOS Y ADOLESCENTES: LO QUE DICE LA EVIDENCIA <i>Jessica Gordillo Granados, Roxana Valdés Ramos, Edna Judith Nava González, Patricia Tlatempa Sotelo, Alejandra Donají Benítez Arciniega</i>	145
--	-----

ASOCIACIÓN ENTRE DIETA, SOBREPESO-OBESIDAD Y DISLIPIDEMIAS EN NIÑAS Y NIÑOS MEXICANOS <i>Carmen Lilitiana Ceballos Juárez, Ivonne Vizcarra Bordi, Roxana Valdés Ramos, Adriana Zambrano Moreno, Alejandra Donají Benítez Arciniega</i>	177
--	-----

CORRELACIÓN ENTRE CONSUMO DE HIDRATOS DE CARBONO Y LÍPIDOS, CON PARÁMETROS OXIDANTES Y ANTIOXIDANTES EN PACIENTES CON DIABETES TIPO 2 <i>Flor de María Cruz Estrada, Beatriz Eliana Martínez Carrillo, Ana Laura Guadarrama López, Ivonne Maciel Arciniega Martínez</i>	197
---	-----

ODONTOLOGÍA

EFFECTO DE ENCLAVAMIENTO Y DEFORMACIÓN ELÁSTICA EN LA FRICCIÓN DE BRACKETS DE AUTOLIGADO Y BRACKETS DE LIGADO CONVENCIONAL: REVISIÓN SISTEMÁTICA CUALITATIVA DE LA LITERATURA <i>Pierre González Díaz, Ulises Velázquez Enríquez, Rogelio José Scougall Vilchis, Efraín Rubio Rosas</i>	235
--	-----

OBTENCIÓN DE RUGOSIDAD CON MICROSCOPIO DE FUERZA ATÓMICA DE RESINAS DE USO INDIRECTO EN ODONTOLOGÍA <i>Lizzeth Aguillón Sol, Rogelio José Scougall Vilchis, Laura Emma Rodríguez Vilchis, Carlo Eduardo Medina Solís</i>	249
--	-----

PREVALENCIA EN LA DISTRIBUCIÓN DE LAS LESIONES ORALES Y MAXILOFACIALES EN UNA POBLACIÓN MEXICANA <i>Nayeli Lovera Rojas, Edith Lara Carrillo, Víctor Hugo Toral Rizo, Brenda Yuliana Herrera Serna, Ulises Velázquez Enríquez, Antonio Hernández Morales</i>	265
--	-----

PAPEL DE LOS FACTORES DE VIRULENCIA DE *PORPHYROMONAS*
GINGIVALIS EN EL DESARROLLO Y EVOLUCIÓN
 DE ARTRITIS REUMATOIDE: REVISIÓN DE LA LITERATURA
Ma. Elena Ponce Díaz, Blanca Silvia González López, Norma Leticia Robles Bermeo,
Carlo Eduardo Medina Solís, Carolina Sámano Valencia 295

PLASMA NO-TÉRMICO GENERADO A PRESIÓN ATMOSFÉRICA COMO PROMOTOR
 DE LA CURACIÓN POR SEGUNDA INTENCIÓN EN MUCOSA BUCAL
Norma Guadalupe Ibáñez Mancera, Víctor Hugo Toral Rizo, Edith Lara Carrillo,
Régulo López Callejas, Rosendo Peña Eguiluz, Benjamín Gonzalo Rodríguez Méndez 313

REVISIÓN DE LA LITERATURA SOBRE LA CALIDAD DE VIDA
 Y EL ESTADO DE SALUD BUCAL EN ADOLESCENTES
Gabriel Canseco Prado, Blanca Silvia González López, Norma Leticia Robles Bermeo,
Carlo Eduardo Medina Solís, América Patricia Pontigo Loyola 337

EVALUACIÓN DEL DESARROLLO DE DESÓRDENES TRAUMÁTICOS ACUMULATIVOS
 EN ESTUDIANTES DE ODONTOLOGÍA CON EL MÉTODO JOB STRAIN INDEX
Carolina Susel Villegas Vargas, José de Jesús Garduño García,
Gabriel Gerardo Huitrón Bravo, Eneida del Socorro Camarillo Romero,
María del Socorro Camarillo Romero 357

PSICOLOGÍA

SALUD MASCULINA Y CALIDAD DE VIDA EN VARONES CON HEMOFILIA EN MÉXICO
Luis Horacio Aguiar Palacios, Norma Ivonne González Arratia López Fuentes,
Ana Olivia Ruiz Martínez, Alejandra del Carmen Domínguez Espinosa,
Joaquín Alberto Padilla Bautista 369

MODELOS TEÓRICOS PARA EL FOMENTO DE CONDUCTAS
 SEXUALES PREVENTIVAS DEL VIH: META-ANÁLISIS
Leopoldo Javier Díaz Arizmendi, Sergio González Escobar,
Norma Ivonne González Arratia López Fuentes, Mirta Margarita Flores Galaz 385

CONCLUSIONES 401

SISTEMAS ELECTRO-ÓPTICOS PARA DIGITALIZACIÓN DE PELÍCULA RADIOCRÓMICA

Gerardo Jiménez Avilés¹¹, Miguel Ángel Camacho López¹²,
Olivia Amanda García Garduño¹³, Keila Isaac Olivé¹⁴
Elsa Yazmín León Marroquín¹⁵

Introducción

Para obtener los resultados clínicos previstos, los dispositivos tecnológicos enfocados a tratamientos oncológicos que emplean radiación ionizante, ya sea teleterapia, braquiterapia o terapia dirigida, demandan de una gran precisión en la determinación de la dosis depositada. En estos procedimientos se utilizan haces de energía de alta potencia como rayos X, electrones o protones, que provienen de fuentes de radiación fuera del cuerpo (radioterapia con haz externo), o que se colocan dentro de él (braquiterapia) [1]. Las mediciones experimentales son base de la dosimetría en todos los procedimientos clínicos que utilizan radiación ionizante, mismas que se contrastan con las cantidades calculadas por otros métodos, en los que se emplean diodos, dosímetros termoluminiscentes (TLD, *thermoluminescent dosimeter*) o películas radiocrómicas (PRC), entre otros detectores [2,3]. El control de calidad (QA, *quality assurance*) en la administración de la dosis (energía absorbida por unidad de masa), es de gran importancia para confirmar que los valores clínicamente prescritos se están administrando en la cantidad y el lugar correctos, respetando los tejidos sanos alrededor del volumen blanco. La planeación del tratamiento en radioterapia con haz externo

¹¹Alumno del Doctorado en Ciencias de la Salud, Facultad de Ciencias de la Conducta, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México. (ID-ORCID: 0000-0001-5961-1576).

¹²Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México. (ID-ORCID: 0000-0002-3093-3560). (ID-ORCID: 0-0002-1020-7924).

¹³Laboratorio de Física Médica y Unidad de Radiocirugía, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, Ciudad de México, México. (ID-ORCID: 0000-0002-0881-6958).

¹⁴Laboratorio de Investigación en Teranóstica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México. (ID-ORCID: 0000-0003-4388-3811).

¹⁵Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México. (ID-ORCID: 0000-0002-3093-3560). (ID-ORCID: 0-0002-1020-7924).

requiere que los valores de dosis calculados por el sistema de planificación del tratamiento (SPT) sean similares –dentro de un rango de tolerancia– a aquellos que se pretenden suministrar al paciente [4]. Una vez definidos los órganos blanco y de riesgo, el software del SPT proporciona métodos de cálculo de distribución de dosis, mediante la simulación del procedimiento antes de iniciar el tratamiento en el paciente. Sin embargo, se sabe que durante el proceso existen fuentes de incertidumbre que influyen en la precisión y efectividad del tratamiento radio-terapéutico [5]. Estas fuentes de incertidumbre abarcan desde aspectos geométricos, tales como la delimitación, configuración y movimiento del órgano blanco, hasta áreas relacionadas con la dosimetría, que incluyen la calibración del haz, el muestreo de datos para la planificación del tratamiento (mediciones relativas) o el cálculo de la dosis en el SPT [4, 5].

Para reducir la incertidumbre, durante la verificación de la dosis se hace uso conjunto de maniqués y dosímetros que permiten validar las distribuciones de dosis administradas en una, dos y tres dimensiones [6, 7]. Estas herramientas deben cumplir un grupo de criterios entre los que se puede mencionar: practicidad, respuesta precisa y reproducible con baja dependencia a la energía o a la tasa de dosis y sensibilidad en un rango dosimétrico amplio. Tales criterios dependen, a su vez, del tipo de terapia a impartir; por ejemplo, Marinello [2] enfatiza las ventajas y desventajas de diversos dosímetros para braquiterapia, mientras que en el trabajo de Low *et al.* [8] se encuentra una comparativa que se extiende al uso de maniqués para radioterapia de intensidad modulada.

Las características de las PRC cumplen con los requerimientos que demandan diversas aplicaciones en dosimetría clínica [9]: su baja sensibilidad a la luz visible, alta resolución espacial, baja dependencia a la energía para fotones en el orden de keV hasta algunos MeV, facilidad de procesar (auto-revelado), composición química equivalente a la densidad electrónica del tejido suave y por ser sumergibles en agua [10]. Adicionalmente, la dosimetría con PRC brinda resultados consistentes e independientes del tamaño de campo [11]. La composición atómica de diversos modelos de PRC de la serie *External Beam Therapy* (EBT) incluye: H, Li, C, N, O, Na, Al, S, y Cl, con un número atómico efectivo similar al del tejido, 7.46 [9, 10]. El modelo de PRC EBT-3 (Ashland Inc., NJ, EUA) consiste en una capa activa de 28 mm cubierta por dos capas de poliéster, cada una de ellas con acabado mate de 125 mm. Su alta resolución espacial proporciona detalles de 25 mm y su acabado con microesferas de sílice elimina los Anillos de Newton [12]. El espectro de absorción de la EBT-3 presenta un máximo a 633 nm (en la banda roja) y un segundo pico a 595 nm (en la banda verde), ambos son los más utilizados en aplicaciones clínicas [10].

El fundamento físico de las PRC se basa en la polimerización del diacetileno que se emplea como principio activo [9]. Al irradiarse, el diacetileno modifica la transmitancia óptica de la muestra (T, fracción de luz que logra atravesar un material midiendo la intensidad transmitida I_t , respecto a la intensidad incidente I_0). Una vez iniciada la polimerización del diacetileno, debido a la irradiación, la densidad óptica (DO) de la PRC aumenta notablemente durante las primeras 24 h siguientes a la exposición [10], siendo visiblemente más oscura a medida que aumenta la dosis absorbida. T y DO se relacionan mediante la Ecuación 1 [9], de tal forma que mientras más alta es la DO, menor es la transmitancia.

Ecuación 1

$$DO = \log \frac{1}{T} = \log \frac{I_0}{I_t}$$

Las PRC son dosímetros relativos, por lo que es necesario relacionar los valores de DO, en función de la dosis, mediante una ecuación de ajuste que considere un mínimo de 6 a 8 muestras irradiadas de PRC, incluyendo 0 Gy [12]. En esta calibración, las PRC se digitalizan y los canales rojo, verde y azul (RGB, *red*, *green* y *blue*) de la imagen se procesan para cuantificar la densidad óptica neta (DO_{neta}). Para ello, se sustrae la DO de la película no irradiada (0 Gy) de cada una de las películas irradiadas en el ajuste, lo que a su vez permite determinar la incertidumbre del proceso [9].

En tareas clínicas, la adquisición de datos (imagen) de las PRC se realiza con un escáner de cama plana en modo de transmisión. Es el dispositivo más práctico para realizar dosimetría bidimensional de alta resolución espacial [12-14]; sin embargo, la digitalización con escáner presenta los siguientes inconvenientes [15-17]:

- Falta de homogeneidad en la detección del sensor de carga acoplada (CCD, charge-coupled device) del escáner.
- Dependencia en la orientación relativa de la PRC sobre la cama del escáner, por ejemplo: 'retrato' (rotación de 0°) frente a 'paisaje' (rotación de 90°).
- La fuente de luz en los escáneres posee un espectro de emisión amplio y las PRC son sensibles al componente UV de estas lámparas, por lo que el propio proceso de escaneo influye en el cambio de DO. También, la respuesta de la PRC presenta valores diferentes, debido a que la DO está en función de la longitud de onda (λ) que se emplea en el análisis.
- Imágenes con interferencia óptica, como Anillos de Newton o patrones de muaré.

Para la digitalización de PRC se pueden utilizar dispositivos comerciales o prototipos experimentales. Estos últimos deben estar optimizados con relación a los picos de absorción del modelo de PRC, específicamente deben presentar mejoras en la longitud de onda de la fuente de luz y en la sensibilidad del sensor de luz [10]. Entre las opciones comerciales se incluyen: densitómetros (puntuales y de área), espectrofotómetros y escáneres con fuentes de luz LED (*light-emitting diode*) y de láser He-Ne (helio-neón), que coinciden mejor con el pico de absorción de la PRC (633 nm) [9, 10].

En cuanto a los prototipos, las propuestas emplean LED y láser en conjunto con fotodiodos y sensores CCD o de semiconductor complementario de óxido metálico (CMOS, *complementary metal-oxide-semiconductor*) como detectores de luz. En la Tabla 1 se enlistan estos modelos conceptuales de digitalizador. De ellos, los densitómetros de traslación presentan un tiempo de adquisición elevado (de minutos a horas), debido a la adquisición puntual de datos; sin embargo, eliminan la dependencia en la orientación relativa y la aparición de interferencias ópticas [18, 19]. También se ha reportado el uso de cámaras [20] y de teléfonos inteligentes [21], que reducen el tiempo de cómputo y simplifican los experimentos.

Tabla 1. Propuestas experimentales para digitalización de PRC

<i>Descripción</i>	<i>Fuente de Luz</i>	<i>Sensor</i>	<i>Referencia</i>
Escáner puntual de 16 bits con traslación bidimensional de la PRC sobre una cama de vidrio antirreflejante. La fuente de luz y el sensor se mantienen fijos.	633 nm, LED	Fotodiodo de silicio	Ranade <i>et al.</i> [18]
Sistema de densitometría puntual de 12 bits con traslación ortogonal de la PRC y del acoplamiento de la fuente de luz y el sensor.	635 nm, diodo láser	Fotodiodo de silicio y amplificador logarítmico de transimpedancia	Rosen <i>et al.</i> [19]
Sistema de visión con sensores CCD de 16 y 8 bits por canal (monocromático y RGB).	Cinta LED RGB	CCD de 1032×776 px ²	Alexander [20]
Pseudo-densitómetro portátil en modo de 'transmisión-reflexión', basado en teléfono inteligente, con 8 bits por canal RGB.	LED, flash de teléfono	CMOS de 5312×2988 px ²	Aland <i>et al.</i> [2021]

Elaboración propia [18, 19, 20, 21].

En la bibliografía hay escasas investigaciones de prototipos digitalizadores de PRC. Con esta motivación, el presente trabajo tuvo como objetivo evaluar dos sistemas para la digitalización de película radiocrómica EBT-3, mediante un estudio electro-óptico que incluyó la cuantificación de los niveles de ruido, de la respuesta en términos de la densidad óptica y de la incertidumbre, valores que se compararon con los resultados de un escáner empleado en clínica. La hipótesis planteada fue: al aplicar criterios semejantes de procesamiento de imágenes en dos prototipos de digitalización de PRC y un escáner clínico, se obtendrán niveles similares de ruido, DO_{neta} e incertidumbre.

Materiales y métodos

Se realizó un estudio experimental cuantitativo, de tipo prospectivo, con un muestreo aleatorio simple, a partir del modelo de PRC Gafchromic EBT-3 (universo), del cual se seleccionó un lote en el que fueron cortadas 7 áreas de 3×3 cm² (muestra). Las muestras se irradiaron en un rango dosimétrico de 0 a 15 Gy y se digitalizaron con tres sistemas diferentes de adquisición de imagen, en modo de transmisión para medir ruido, DO_{neta} e incertidumbre (variables).

Los dispositivos de lectura incluyeron un escáner comercial de cama plana y dos modelos electro-ópticos experimentales; el primero basado en láser y adquisición puntual de transmitancia óptica y el segundo formulado a partir de una fuente de luz LED y visión por computadora. El análisis de la respuesta a la dosis de estos tres dispositivos se realizó mediante la comparación de los datos de DO_{neta} obtenidos de cada uno. Los materiales empleados en el desarrollo del trabajo se enumeran en la Tabla 2; la configuración del arreglo experimental y el muestreo de las PRC se describen en las siguientes subsecciones.

Tabla 2. Materiales requeridos para el desarrollo experimental

<i>Irradiación</i>	<i>Fabricante</i>
Muestras de PRC EBT-3	(Ashland Inc., NJ, EUA)
Maniquí de agua sólida pcw500	(CIRS Inc., VA, EUA)
Acelerador lineal Novalis	(Brainlab AG, Munich, Alemania)
<i>Digitalización</i>	<i>Fabricante</i>
Escáner de cama plana 11000XL	(Epson, Suwa, Japón)

Tabla 2 (Continuación)

Sistema láser	Fabricante
Láser He-Ne 25-LGP-173-249	(IDEX Health & Science LLC, NY, EUA)
Fotodiodo DET36A	(Thorlabs Inc., NJ, EUA)
Actuador motorizado de translación lineal NRT150	
Controlador de motores BSC230	
Material óptico: mesa óptica, atenuadores, divisor de haz, soportes de fijación.	
Tarjeta de adquisición de datos (DAQ, <i>data acquisition</i>) USB-9219	(National Instruments, TX, EUA)
Sistema LED	Fabricante
LED de 6500 K	Proveedor genérico
Cámara acA2000-50gc	(Basler AG, Ahrensburg, Alemania)
Lente de 35 mm M3520-MPW2	(CBC America LLC, NC, EUA)
Fuente de voltaje SCPH-70100	(Sony, Tokio, Japón)
DAQ USB-6009	(National Instruments, TX, EUA)
Registro y procesamiento de datos	Fabricante / Desarrollador
Notebook NP300v4A	(Samsung, Seúl, Corea del Sur)
ImageJ 1.5i	(National Institutes of Health, MD, EUA)
Matlab	(MathWorks, MA, EUA)

Elaboración propia.

Película radiocrómica

A partir de su presentación comercial, la PRC se cortó en muestras de $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Durante el corte, almacenamiento, irradiación y análisis de las muestras se siguieron las recomendaciones sugeridas por Niroomand-Rad *et al.* [10]: usar guillotina para cortar, marcar cada PRC para mantener su orientación original, resguardar las películas en lugares oscuros a temperatura ambiente, con una humedad entre 20% y 60%. El intervalo de dosis empleado fue de 0 a 15 Gy, con una muestra de 0, 2.5, 4, 5, 6, 11 y 15 Gy (Figura 1.a), irradiadas una a la vez con el acelerador lineal en la Tabla 2, en un campo perpendicular de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una profundidad de 5 cm dentro del maniquí de agua sólida, con una distancia

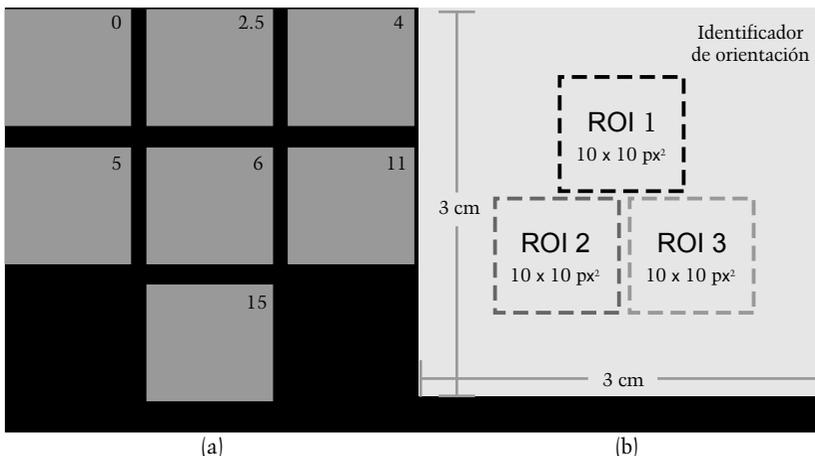
fuente-superficie de 100 cm. Las PRC se digitalizaron varias semanas después de la irradiación para permitir la estabilización del proceso de polimerización que la radiación ionizante desencadena en la capa activa y que ocurre dentro de las 24 h posteriores a la irradiación, pues la tasa de cambio en términos de la DO es casi despreciable después de dicho periodo [10].

La transmitancia y densidad óptica (neta) pueden describir la respuesta de las PRC a la radiación ionizante. Con el objetivo de reducir la incertidumbre estadística para cada nivel de dosis, se procesaron los valores de estas dos variables a partir de los datos adquiridos, en escala de bits, de tres regiones de interés (ROI, *region of interest*) de 100 px (pixel) dentro de la misma muestra de PRC [9, 13] (Figura 1.b). La DO_{neta} de cada ROI en cada muestra fue obtenida a partir de la Ecuación 2 [9], donde los subíndices t, n Gy indican el valor de la dosis de la muestra e representa un valor ideal de $2^{bits}-1$ para la intensidad de la fuente de luz que, a su vez, está determinado por la cantidad de bits que puede procesar cada dispositivo para la escala de color de un píxel en una imagen digital (profundidad de color).

Ecuación 2

$$DO_{neta} = DO_{n \text{ Gy}} - DO_{0 \text{ Gy}} = \log \frac{I_0}{I_{t, n \text{ Gy}}} - \log \frac{I_0}{I_{t, 0 \text{ Gy}}} = \log \frac{I_{t, 0 \text{ Gy}}}{I_{t, n \text{ Gy}}}$$

Figura 1. Muestreo de la PRC. a) Muestras irradiadas de 0 a 15 Gy. b) Cuantificación de la DO en tres ROI diferentes



Elaboración propia [9, 13].

Las curvas de calibración para los equipos de digitalización constan de siete puntos de dosis y siguen el modelo de ajuste de la Ecuación 3 que relaciona la DO_{neta} con la dosis administrada (D); 'a', 'b' y 'c' son parámetros de ajuste, donde el exponente 'c' es un valor que hace variar la incertidumbre del ajuste [9].

Ecuación 3

$$D = a DO_{\text{neta}} + b DO_{\text{neta}}^c$$

Digitalización de PRC mediante escáner

Para la adquisición de imágenes de PRC mediante escáner, se consideraron las recomendaciones de la literatura [10, 14]. Se realizó un pre-calentamiento (15 min) antes de iniciar la lectura para estabilizar la electrónica del equipo. Para evitar la influencia del efecto de polarización a causa de la orientación relativa, las películas fueron colocadas en orientación 'retrato', de acuerdo con el identificador de orientación en la PRC. Además, las muestras se situaron en el centro de la cama del escáner para prevenir efectos en la digitalización por la falta de uniformidad que presenta el binomio fuente de luz–detector [14]. Los parámetros de escaneo se configuraron para obtener imágenes de 16 bits por canal y resolución de 72 pixeles por pulgada en formato TIFF. Para calcular el promedio de \bar{D} y su desviación estándar asociada $\sigma_{\bar{D}}$, cada plano de color se procesó en el software ImageJ para cada ROI.

El protocolo de uso del escáner para dosimetría con PRC sirvió como referencia en el desarrollo de los dos sistemas electro-ópticos alternos.

Sistemas electro-ópticos basados en láser y luz LED

Las dos alternativas para la digitalización de PRC se muestran en la Figura 2. La primera está conformada por una fuente de luz láser de 543.5 nm y un fotodiodo (SLF, sistema láser-fotodiodo) que adquiere los datos de D de manera puntual. En el trayecto del haz, de la fuente al detector, la intensidad se acondiciona con dos atenuadores que disminuyen la potencia nominal del láser de 5 mW a un máximo de 20 μ W, mientras que un divisor de haz redirecciona parte del haz del láser hacia un fotodiodo de referencia que se usa para monitorear la estabilidad de la intensidad de la fuente de luz (Figura 2.a). Estos dos transductores entregan una señal de voltaje que es adquirida por una DAQ de 24 bits, con

canales identificados como y , respectivamente. Como este voltaje es directamente proporcional a la intensidad del láser, la DO_{neta} para este arreglo experimental se calcula mediante la Ecuación 4, donde k_1 es una constante que corrige la diferencia en las oscilaciones de intensidad del haz láser. El valor de k_1 se determinó al colocar una PRC de 0 Gy en cada fotodiodo para escalar I . De esta manera, la transmitancia debe ser 1 y la DO_{neta} igual a cero.

Ecuación 4

$$DO_{\text{neta}} = \log \left(k_1 \frac{V_{t, 0 \text{ Gy}}}{V_{t, n \text{ Gy}}} \right)$$

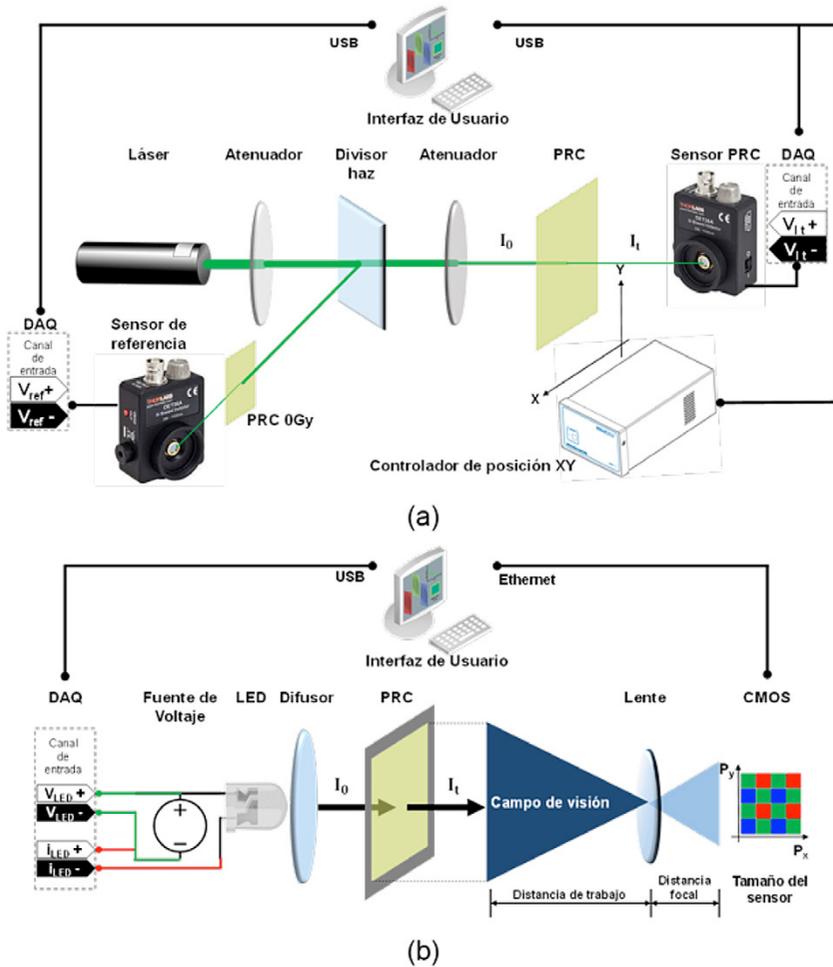
Un mecanismo cartesiano XY permitió procesar la totalidad de la PRC, mediante dos actuadores de translación lineal impulsados por motores con una resolución de 100 nm en un trayecto de hasta 15 cm, resolución que contrasta con un tiempo de recorrido, y de adquisición de datos, de horas.

Para que el periodo de cómputo estuviera acorde con el tiempo actual de procesamiento de PRC en la clínica, la segunda propuesta experimental empleó un LED de 6500 K y una cámara RGB (SLC, sistema LED-cámara) con un sensor CMOS, de tamaño $11.264 \times 5.984 \text{ px}^2$ (P_{XY}) y una profundidad de color de 8 bits por canal (Figura 2.b). Aquí, las variaciones de la fuente de luz se monitorearon con una DAQ que registró los valores de voltaje y corriente proporcionados al LED por la fuente de voltaje (V_{LED} e i_{LED} , respectivamente). Una lente con una distancia focal (f) de 35 mm fue adaptada a la cámara para adquirir la imagen de la PRC en un campo de visión de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (FOV_{XY} , *field of view*). Asimismo, la cámara se colocó a una distancia de trabajo (D_T) de la PRC dada por la Ecuación 5 [22].

Ecuación 5

$$D_T = \frac{f \cdot FOV_{XY}}{P_{XY}}$$

Figura 2. Sistemas electro-ópticos para digitalización de PRC. a) Escaneo puntual con el SLF. b) Escaneo por área con el SLC



Elaboración propia.

Con el uso de la cámara, la adquisición de la imagen se logró en un solo disparo en el orden de los 10^{-3} s, sin embargo, la lente introdujo aberraciones ópticas y la fuente de luz presentó variaciones por la inestabilidad en la potencia de la fuente de voltaje ($P_{LED} = V_{LED} \cdot i_{LED}$). Aunado a esto, el control del tiempo de

integración de la imagen (E) requirió de un ajuste en el cálculo de la DO_{neta} , como se señala en la Ecuación 6. Como en casos previos, los subíndices 0 y n indican el valor de la dosis de la muestra procesada.

Ecuación 6

$$DO_{neta} = \log \left(\frac{k_{0 Gy} I_{t, 0 Gy}}{k_{n Gy} I_{t, n Gy}} \right); k_{0 Gy} = P_{LED, 0 Gy} E_{0 Gy}; k_{n Gy} = P_{LED, n Gy} E_{n Gy}$$

Se codificó una interfaz gráfica de usuario (GUI, *graphical user interface*) para el control, adquisición, procesamiento y monitoreo de la instrumentación optoelectrónica en ambas propuestas de digitalizador de PRC. La GUI permitió posicionar la PRC de forma óptima, configurar y sincronizar los dispositivos durante la adquisición de la imagen y extraer los valores estadísticos dentro de cada ROI para cada canal RGB.

Para el SLF, se caracterizó la estabilidad de la fuente de luz láser y las variaciones en la transmitancia óptica relacionadas. Para el SLC, se identificó la aberración introducida por la lente y se monitoreó la potencia eléctrica suministrada al LED que hace variar su intensidad.

Ruido en la imagen y análisis de incertidumbre

El ruido en la imagen se cuantificó con una desviación estándar expresada como porcentaje de la media de los datos en una ROI [21], con los valores brutos adquiridos (voltaje en el caso del SLF y bits para el SLC). El porcentaje de ruido se consideró aceptable a partir del Criterio de Rose [23], en el cual se estima que un objeto en la imagen se distingue del fondo si el ruido es menor o igual al 20%.

El ruido electrónico se convirtió en una de las fuentes de incertidumbre durante el procesamiento de imagen de la PRC ($\sigma_{DO_{neta}}$), que se sumó a la del ajuste (σ_{ajuste}), para dar como resultado la incertidumbre total (σ_{total}); lo anterior se expresa respectivamente en las Ecuaciones 7, 8 y 9 [14, 21]. En las Ecuaciones 7.a y 7.b, los numeradores indican la desviación estándar (σ) para cada muestra señalada en su denominador; S2D es la suma de los cuadrados de las diferencias entre los datos y GdL son los grados de libertad, igual a 4, que corresponden al número de PRC (siete), menos el número de variables en el modelo de ajuste (tres).

Ecuaciones 7.a, 7.b, 8 y 9

$$\text{Sistema láser: } \sigma_{\text{DO}_{\text{neta}}} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{k_l V_{l_t, 0 \text{ Gy}}}}{k_l V_{l_t, 0 \text{ Gy}}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{V_{l_t, n \text{ Gy}}}}{V_{l_t, n \text{ Gy}}} \right)^2} \quad (7.a)$$

$$\text{Sistema LED: } \sigma_{\text{DO}_{\text{neta}}} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{k_0 \text{ Gy } l_t, 0 \text{ Gy}}}{k_0 \text{ Gy } l_t, 0 \text{ Gy}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{k_n \text{ Gy } l_t, n \text{ Gy}}}{k_n \text{ Gy } l_t, n \text{ Gy}} \right)^2} \quad (7.b)$$

$$\sigma_{\text{ajuste}} = \sqrt{\frac{S2D}{GdL}} \quad (8)$$

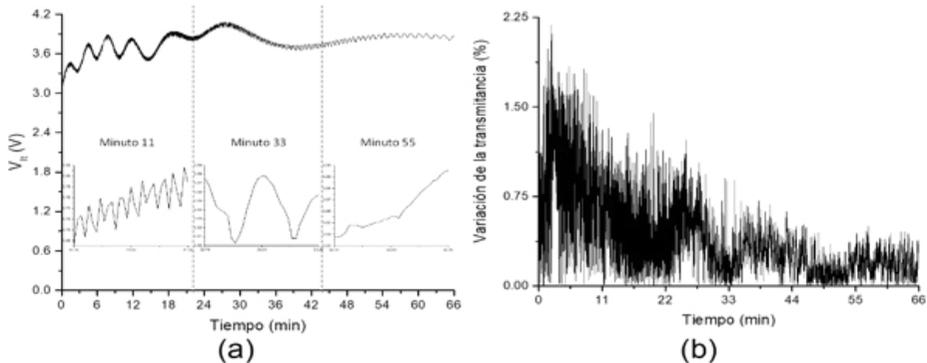
$$\sigma_{\text{total}} = \sqrt{\sigma_{\text{DO}_{\text{neta}}}^2 + \sigma_{\text{ajuste}}^2} \quad (9)$$

Resultados

Caracterización del sistema basado en luz láser y fotodiodo

La Figura 3.a presenta el comportamiento de la intensidad del láser durante 66 min desde su encendido. El primer tercio es el de mayor oscilación, con cinco ciclos quasi-senoidales no periódicos. Una muestra de 60 s alrededor del minuto 11 indica oscilaciones de alta frecuencia que se ralentizan a 33.3 mHz a los 33 min, dos ciclos por minuto en promedio. A los 27 min, en el segundo tercio, la variación de intensidad es máxima, 39% mayor respecto al inicio, descendiendo a su etapa más estable en el último tercio de la gráfica.

Figura 3. Monitoreo de la estabilización del láser. a) Intensidad en términos del voltaje. b) Variación de $T=1$ al calibrar



Elaboración propia.

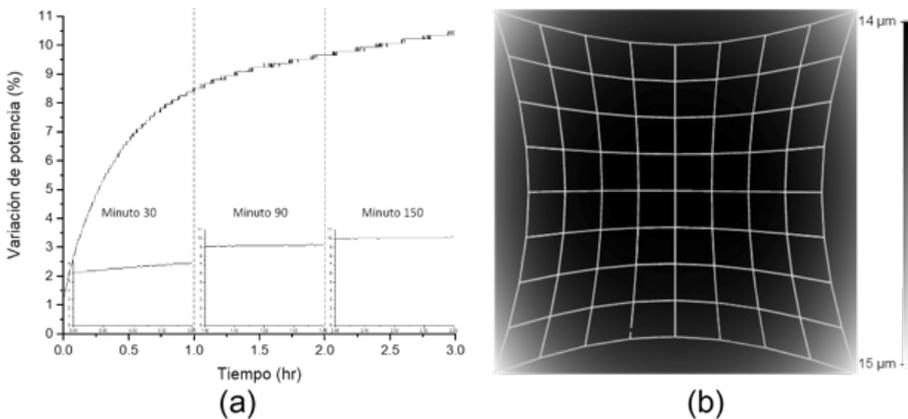
En la calibración del SLF para obtener , el valor 1 de transmitancia óptica varía hasta 2.2% durante los primeros 44 min (Figura 3.b), posteriormente es menor a 0.6%. Al considerar únicamente la última etapa, la de menor variación, se tiene que $k_1 = 2.68$.

Caracterización del sistema basado en luz LED y cámara

La potencia suministrada al LED durante 3 h cambia hasta 10.5% respecto a su valor inicial, continuando en ascenso después de este periodo (Figura 4.a). Los datos de 12 min alrededor de la primera media hora arrojan un cambio promedio de 0.1% por min. Al repetir la medición a las 1.5 y 2.5 h, la potencia es estable durante un tiempo suficiente para realizar el escaneo del lote de muestras. En estas condiciones, los tiempos de integración de la imagen se fijaron a: 6.5 (0 Gy), 11.5 (2.5 Gy), 14.8 (4 Gy), 17 (5 Gy), 19.5 (6 Gy), 33 (11 Gy) y 41 (15 Gy) ms.

La aberración óptica se muestra en la Figura 4.b, que corresponde a una distorsión de ‘cojín’ con una diferencia de $1 \mu\text{m}$ del centro a los vértices del FOV_{XY} , donde la distorsión es máxima, $15 \mu\text{m}$.

Figura 4. Caracterización del SLC. a) Monitoreo de la potencia suministrada al LED. b) Aberración en la imagen

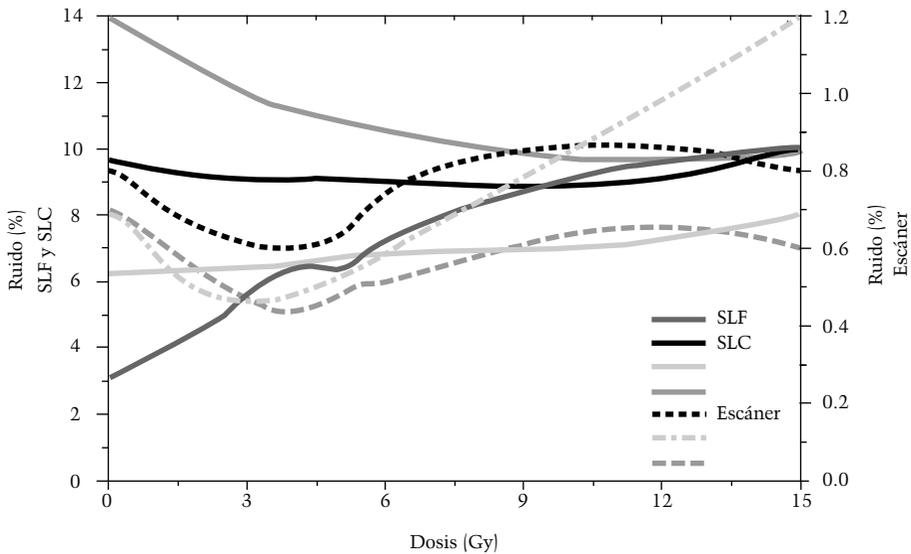


Elaboración propia.

Análisis de ruido

El escáner tiene el nivel más bajo de ruido en todo el intervalo de dosis, menor a 1.2% (Figura 5). Posteriormente, se encuentra el SLF hasta los 5 Gy y, finalmente, el canal verde del SLC, el cual es el digitalizador con más porcentaje de ruido en los canales rojo y azul. A mayores dosis se igualan los niveles de ruido de los canales rojo y azul del SLC con el SLF, alcanzando un nivel de ruido del 10% a 15 Gy. Aun así, los 3 equipos cumplen con el Criterio de Rose.

Figura 5. Porcentajes de ruido en la imagen



Elaboración propia.

Curvas de ajuste

En la Tabla 3 se organizan los coeficientes de ajuste y la incertidumbre asociada para cada digitalizador que es, en promedio, dos veces menor para el escáner. Las incertidumbres de ajuste son similares para los dos sistemas alternos, alrededor de 1.4×10^{-2} , ajustando mejor en el canal verde del SLC.

Tabla 3. Coeficientes e incertidumbre de ajuste

Dispositivo	Canal	Coeficiente del modelo de ajuste			Incertidumbre
		a	b	c	$\sigma_{\text{ajuste}} (10^{-2})$
SLF	G	-0.212	0.283	0.962	1.442
SLC	R	-0.910	1.052	0.971	1.427
	G	-0.577	0.703	0.961	1.399
	B	-0.355	0.456	0.953	1.513
Escáner	R	-0.286	0.370	0.945	0.780
	G	-0.133	0.197	0.933	0.700
	B	-0.009	0.040	0.861	0.541

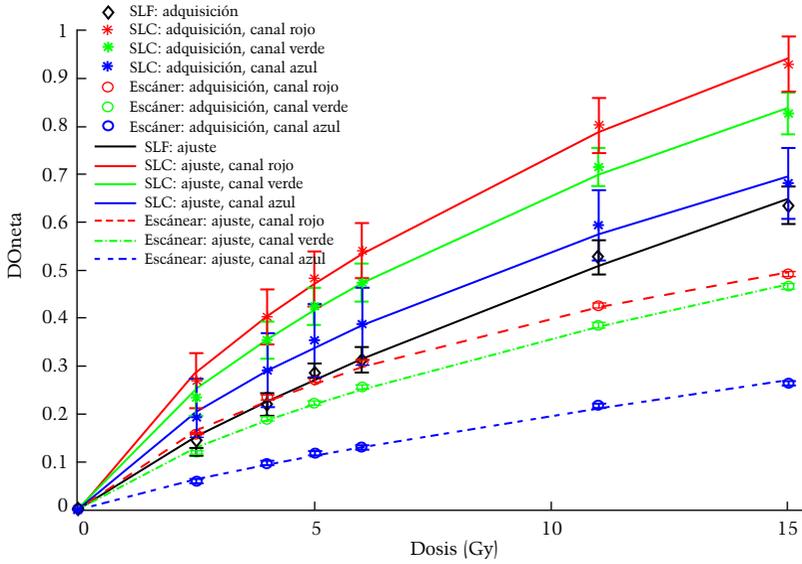
Elaboración propia.

La Figura 6 muestra los puntos de calibración, las barras de incertidumbre y las curvas sensitométricas, con una tendencia similar a la reportada [9]. Se aprecia una respuesta de DO_{neto} 89% mayor por parte del canal rojo del SLC con respecto a su contraparte en el escáner. El escáner es el equipo menos sensible. La menor sensibilidad encontrada está en su canal azul (0.26 unidades de DO_{neto} a los 15 Gy). El SLF es el segundo menos sensible. Si se compara únicamente con las componentes verdes del escáner y del SLC a 15 Gy, su sensibilidad es 26.6% mayor que la del escáner y 23.2% menor que la del SLC.

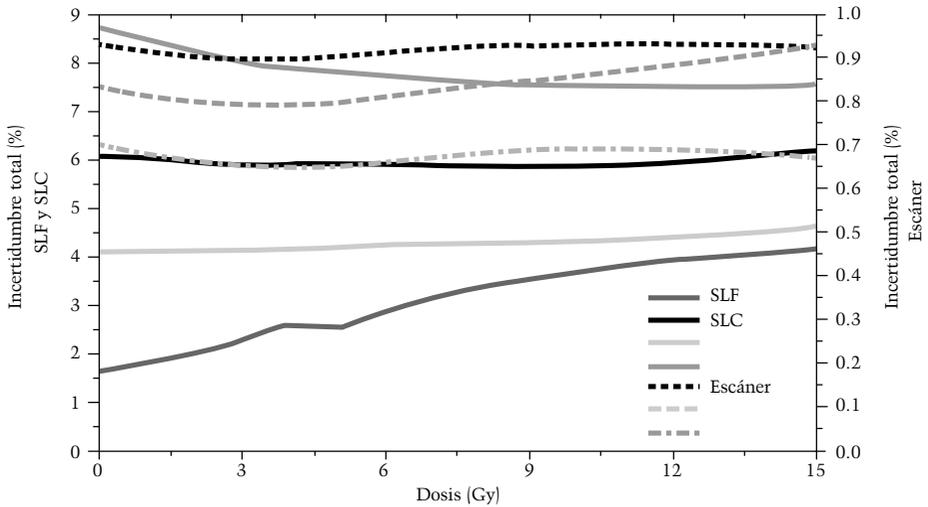
Análisis de incertidumbre

Las gráficas en la Figura 7 muestran la incertidumbre total en función de la dosis. El escáner muestra la menor incertidumbre. Su canal azul tiene la mínima incertidumbre promedio (0.7%). La máxima incertidumbre es la del canal azul del SLC (8.7%). Al comparar las incertidumbres de SLC y SLF, este último presenta la menor incertidumbre con una tendencia ascendente desde 1.6 a 4.1%. La contribución promedio de la incertidumbre de ajuste a la incertidumbre total es del 55.6, 25.4 y 83.5%, para el SLF, el SLC y el escáner, respectivamente.

Figura 6. Curvas de ajuste para los canales RGB



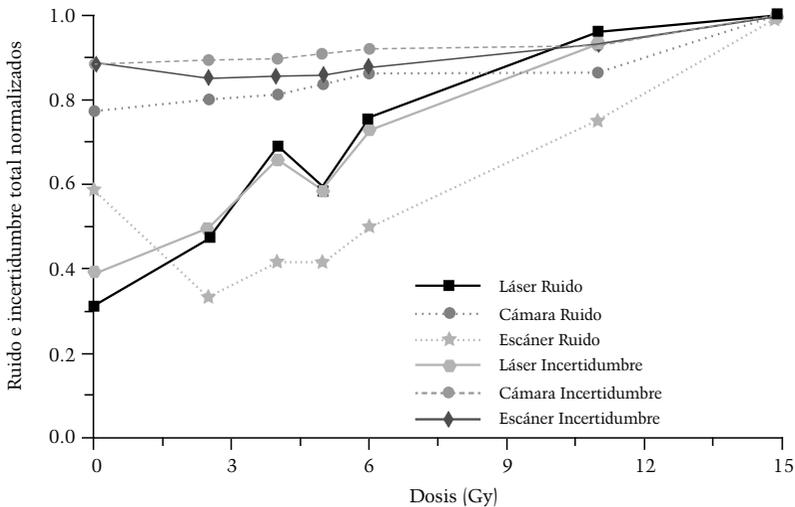
Elaboración propia.

Figura 7. Incertidumbre total en la determinación de la DO_{neta} 

Elaboración propia.

En la Figura 8 se observa que la presencia de ruido en la imagen tiene la misma tendencia que la incertidumbre total para los tres digitalizadores (para mayor claridad, solo se muestran los valores normalizados del canal verde). Sin embargo, la influencia del ruido es menor en el escáner, esto se debe a que el ajuste aporta de 1.5 a 3.3 veces más a la incertidumbre total en este dispositivo que en los dos sistemas propuestos.

Figura 8. Influencia del ruido en la determinación de la incertidumbre total



Elaboración propia.

Discusión

El desarrollo de dos digitalizadores de PRC permite eliminar factores que afectan el proceso de dosimetría con película; por ejemplo, ambos sistemas no requieren del soporte de vidrio, eliminando la posibilidad de aparición de los Anillos de Newton, ventaja que también exhibe el sistema de Rosen *et al.* [19]. A pesar de que el modelo de PRC EBT-3 evita estos artefactos [12], esta característica de ambos prototipos se puede extender al digitalizar otros modelos de película. Sin embargo, surgen nuevas fuentes de incertidumbre que requieren de atención en trabajos futuros, así como la reducción del tiempo de adquisición y procesamiento de la imagen, que va de horas a milisegundos y que reside en la forma

de adquisición de datos puntual, lineal y de área para el SLF, escáner y SLC, respectivamente.

En el caso del SLF, la longitud de onda del láser de 543.5 nm se encuentra dentro de la misma banda espectral (500–600 nm, verde) que el segundo pico de absorción (a 595 nm) de la PRC usada en este estudio [10], optimizando parcialmente la respuesta del sistema (DO_{neta}). De forma contraria, la luz LED de 6500 K del SLC es de espectro amplio [24]; sin embargo, ambos prototipos tienen la capacidad de intercambiar sus componentes para coincidir con los picos de absorción de la PRC. Así, el LED puede reemplazarse fácilmente por uno con emisión de 634 nm (AlGaInP, rojo) [24] para sintonizarse con el pico máximo del espectro de la PRC EBT-3 a 633 nm [9].

La caracterización de la estabilidad de las fuentes de luz láser y LED mostró que ninguna de las dos es estable durante las primeras horas después del arranque. Es necesario ‘pre-calentar’ la fuente de luz para evitar un efecto adverso sobre la DO [14, 15], ya que los primeros escaneos producen datos no confiables. En el caso del láser, por sus características de control, permanece encendido todo el tiempo, pero el LED del SLC solo se enciende al disparar la cámara, al igual que la lámpara del escáner, por lo que se requiere un mínimo de 5 adquisiciones previas a cada digitalización [10]. De forma alterna, el LED puede encenderse hasta alcanzar su ‘estabilidad parcial’, como se muestra en la Figura 4.a.

La variación de la transmitancia de calibración del SLF (Figura 3.b) se atribuye a la incertidumbre en la determinación, derivada del calentamiento de los fotodiodos, con un valor de $\pm 0.5\%$, después de 44 min desde su encendido.

La aberración de la lente del SLC tiene un símil en el escáner, el cual, por su escaneo de línea, tiene una respuesta axial (de su sensor CCD) en forma ‘parabólica’ [13, 14]. La detección no uniforme de la cámara CMOS no influye de manera importante en este estudio, ya que las ROI del análisis se encuentran en el centro del FOV_{xy} donde la aberración es mínima, además de que la distribución de dosis es homogénea. En el control de la calidad de los tratamientos la corrección de la aberración es crucial, porque se requiere identificar distribuciones de dosis no homogéneas, especialmente para aquellas con altos gradientes [3].

La presencia de ruido en los datos se evidencia cuando la intensidad detectada por el sensor (fotodiodo o CMOS) disminuye. En este caso, el dispositivo captura menos fotones y la imagen se vuelve más ruidosa. En ambas propuestas, la intensidad se mantiene fija y solo se manipula el tiempo de adquisición de datos, por lo que es necesario incrementar la intensidad de la fuente de luz

conforme aumenta la DO, sin que esto represente alteraciones en la PRC. Este aumento de ruido es más perceptible en el SLF y en el canal verde del SLC (Figura 5). Además, la aplicación de filtros, de mediana o Wiener [9, 10], aumentaría la calidad de la señal en la imagen para reducir la incertidumbre, como se muestra en las tendencias de la Figura 8.

El parámetro 'c' de la ecuación de calibración se ha definido como un valor que modifica la incertidumbre del ajuste [9, 14]. Para el escáner, en la Tabla 3 se identifica una incertidumbre menor cuando 'c' también lo es, pero esta relación no está presente en el SLC. El análisis se debe extender a más modelos de ecuación para determinar la calibración óptima de los sistemas experimentales [20, 21].

Para el SLF y el SLC, la respuesta de DO_{neta} es mayor que la del escáner, el cual tiende a la saturación en su canal rojo hacia los 15 Gy. El canal rojo del SLC tiene un máximo de DO_{neta} cercano a 1, que coincide con los valores reportados para el sensor CMOS y una fuente de luz blanca [21]; sin embargo, para una cámara CCD este valor se alcanza a los 4.5 Gy empleando un LED rojo [20], fuente de luz que mejora la respuesta, como en el sistema de Ranade *et al.* [18] que alcanza una DO_{neta} de ~ 0.7 a 2.1 Gy. A diferencia de otros reportes [20, 21], los canales RGB del SLC no se ven sobrepasados por los valores del escáner. En comparación, el SLF tiene mejor respuesta para dosis mayores a 4 Gy, aunque el canal rojo del escáner representa una mejor opción de análisis para dosis de 0 a 4 Gy (Figura 7).

Los valores de incertidumbre total para ambos prototipos son indiscutiblemente superiores al del escáner y con una tendencia influida principalmente por el ruido en la imagen de la PRC, el cual se convierte en el factor a eliminar.

La hipótesis se rechaza, ya que los niveles de ruido, DO_{neta} e incertidumbre, en lo general, no son similares entre el SLF, el SLC y el escáner al aplicar criterios semejantes. Sin embargo, la respuesta de DO_{neta} es mejor en los prototipos y su componente verde manifiesta niveles de ruido bajos y una propagación de incertidumbre al límite de lo requerido en radioterapia, la cual debe ser $< 5\%$ en la determinación de la dosis [4], por lo que ambos sistemas experimentales requieren de mejoras en su desarrollo técnico para estar muy por debajo de dicho porcentaje.¹⁶

¹⁶El capítulo se fundamentó en la tesis *Diseño y validación de un sistema dosimétrico de visión para control de calidad de tratamientos de radioterapia y radiocirugía*, la cual se publicó en noviembre del 2021. Se encuentra disponible en: <http://ri.uaemex.mx/bitstream/handle/20.500.11799/111946/Tesis-repositorio.pdf;jsessionid=476533E22FB7AD1FA5C793F5B12CB827?sequence=2>

Conclusiones

El uso clínico de PRC ha demostrado su eficacia durante mucho tiempo, aun así, presenta desafíos en su digitalización. En la dosimetría clínica con película radiocrómica, la adquisición de imagen requiere de hardware de lectura y software de procesamiento de datos. Idealmente, estos sistemas dosimétricos deben estar sintonizados espectralmente.

Los resultados del análisis de las componentes RGB de las imágenes muestran que los dos sistemas electro-ópticos propuestos exhiben niveles de ruido e incertidumbre 23 y 12 veces superiores a los del escáner, respectivamente; no así en la sensibilidad en términos de la densidad óptica neta en la que presentan hasta 300% más sensibilidad que el escáner, lo que posibilitaría su uso en rangos dosimétricos mayores. Además, la incertidumbre total del SLF y del canal verde del SLC los coloca como alternativas potenciales de digitalización de PRC.

Adicionalmente a la aplicación de filtros a las imágenes, robustecer el control de la adquisición de datos disminuiría el ruido electrónico e influiría positivamente en la propagación de la incertidumbre. En experimentos preliminares se ha identificado que esto sería posible al variar automáticamente la intensidad de la fuente de luz y el tiempo de integración de la imagen.

Fuentes de información

1. Lemoigne Y, Caner A. Radiotherapy and Brachytherapy. Vol. 1, NATO Advanced Study Institute. Springer; 2009. p.250.
2. Marinello G. Solid state detectors for quality assurance in brachytherapy. En: Lemoigne Y, Caner A, editores. Radiotherapy and Brachytherapy. Springer; 2009. p. 227-37.
3. Perez-Calatayud J, Cabañero DG, Pallarés FB. Monte Carlo application in brachytherapy dosimetry. En: Lemoigne Y, Caner A, editores. Radiotherapy and Brachytherapy. Springer; 2009. p. 239-50.
4. van der Merwe D, Van Dyk J, Healy B, Zubizarreta E, Izewska J, Mijnheer B *et al.* Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the International Atomic Energy Agency. Acta Oncologica [Internet]. 2017, 56:1, 1-6. Disponible en: DOI: 10.1080/0284186X.2016.124680
5. Hartmann GH. Accuracy strategies in radiotherapy. En: Lemoigne Y, Caner A, editores. Radiotherapy and Brachytherapy. Springer; 2009. p. 11-30.

6. Zeidan OA, Stephenson SAL, Meeks SL, Wagner TH, Willoughby TR, Kupelian PA *et al.* Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys* [Internet]. 2006; 33[11]: 4064-72. Disponible en: <https://doi.org/10.1118/1.2360012>
7. Iqbal K, Gifford KA, Ibbott G, Grant RL, Buzdar SA. Comparison of an anthropomorphic PRESAGE® dosimeter and radiochromic film with a commercial radiation treatment planning system for breast IMRT: A feasibility study. *J Appl Clin Med Phys* [Internet]. 2014; 15[1]: 363-74. Disponible en: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i1.4531>
8. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys* [Internet]. 2011; 38[3]: 1313-38. Disponible en: <https://doi.org/10.1118/1.3514120>
9. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Phys Medica* [Internet]. 2016; 32[4]: 541-56. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.02.008>
10. Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao ST, Grams MP, Lewis DF, Soares CG, Van Battum LJ *et al.* Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55. *Med Phys* [Internet]. 2020; 47[12]: 5986-6025. Disponible en: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/mp.14497>
11. Francescon P, Cora S, Cavedon C, Scalchi P, Reccanello S, Colombo F. Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD 800 microcubes in the dosimetry of small beams. *Med Phys* [Internet]. 1998; 25[4]: 503-11. Disponible en: <https://doi.org/10.1118/1.598227>
12. Ashland Inc. Gafchromic dosimetry media, type EBT-3 [Internet]. 2016 Disponible en: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf
13. Devic S, Wang YZ, Tomic N, Podgorsak EB. Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry. *Med Phys* [Internet]. 2006; 33[11]: 3993-6. Disponible en: DOI: 10.1118/1.2357836
14. Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys Med Biol* [Internet]. 2009; 54[4]: 1073-85. Disponible en: DOI: 10.1088/0031-9155/54/4/017
15. Paelinck L, De Neve W, De Wagter C. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol* [Internet]. 2007; 52[1]: 231-42. Disponible en: DOI: 10.1088/0031-9155/52/1/015
16. Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, Li JG, Simon WE, Dempsey JF. Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and

- EBT GAFCHROMIC® film. *Med Phys* [Internet]. 2006; 33[12]: 4551-6. Disponible en: DOI: 10.1118/1.2370505
17. Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys* [Internet]. 2008; 35[7]: 3094-101. Disponible en: DOI: 10.1118/1.2938522
 18. Ranade MK, Li JG, Dubose RS, Kozelka J, Simon WE, Dempsey JF. A prototype quantitative film scanner for radiochromic film dosimetry. *Med Phys* [Internet]. 2008; 35[2]: 473-9. Disponible en: DOI: 10.1118/1.2828203
 19. Rosen BS, Soares CG, Hammer CG, Kunugi KA, Dewerd LA. A prototype, glassless densitometer traceable to primary optical standards for quantitative radiochromic film dosimetry. *Med Phys* [Internet]. 2015; 42[7]: 4055-68. Disponible en: DOI: 10.1118/1.4922134
 20. Alexander KM. Development of a novel readout system for radiochromic film dosimetry [Thesis]. Queen's University; 2014.
 21. Aland T, Jhala E, Kairn T, Trapp J. Film dosimetry using a smart device camera: A feasibility study for point dose measurements. *Phys Med Biol* [Internet]. 2017; 62[20]: N506-15. Disponible en: DOI: 10.1088/1361-6560/aa8b36
 22. NI. Calculating Camera Sensor Resolution and Lens Focal Length [Internet]. 2020. Disponible en: <https://www.ni.com/en-us/support/documentation/supplemental/18/calculating-camera-sensor-resolution-and-lens-focal-length.html>
 23. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*, Third Edition. 3rd ed. Medical Physics. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012. p.1030.
 24. He G, Yan H. Optimal spectra of the phosphor-coated white LEDs with excellent color rendering property and high luminous efficacy of radiation. *Opt Express* [Internet]. 2011; 19[3]: 2519. Disponible en: <https://opg.optica.org/oe/fulltext.cfm?uri=oe-19-3-2519&id=209733>