



---

---

Universidad Autónoma del Estado de México

Facultad de Ciencias de la Conducta

Doctorado en Ciencias de la Salud

**Diseño y validación de un sistema dosimétrico  
de visión para control de calidad de  
tratamientos de radioterapia y radiocirugía**

**TESIS**

Para Obtener el Grado de:  
Doctor en Ciencias de la Salud

Presenta:

M.F.M. Gerardo Jiménez Aviles  
0520415

Comité Tutorial:

Dr. Miguel Ángel Camacho López

Tutor Académico

Dra. Keila Isaac Olivé

Tutora Interna

Dra. Olivia Amanda García Garduño

Tutora Externa



Toluca de Lerdo, Estado de México. Noviembre, 2021.

**Dedicado**

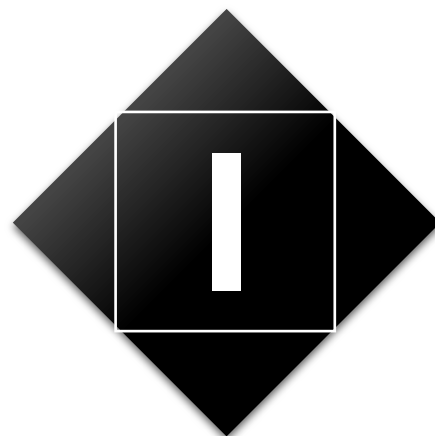
**a mi hijo, a mi esposa**

**a mi mamá, a mi papá**

**a mi hermana y a mi hermano.**

Gracias por compartir su vida conmigo.

# Índice



Resumen.....	iii
Summary.....	iv
Introducción.....	1
1. Antecedentes.....	5
1.1Película radiocrómica.....	6
1.2Hardware comercial y experimental para la digitalización de PRC.....	8
2. Planteamiento del problema.....	11
2.1Pregunta de investigación.....	13
3. Justificación.....	15
4. Hipótesis.....	17
5. Objetivo general.....	17
5.1Objetivos específicos.....	18
6. Diseño metodológico.....	19
6.1Diseño del estudio.....	19
6.2Universo y muestra.....	19
6.3Criterios de inclusión y exclusión.....	19
6.4Variables.....	20
6.5Instrumentos.....	20
6.6Procedimiento.....	21



---

6.6.1	Manipulación y almacenamiento de las PRC.....	21
6.6.2	Irradiación de las muestras de PRC.....	21
6.6.3	Digitalización y procesamiento de los datos .....	21
6.6.4	Análisis de la respuesta de las PRC .....	25
6.6.5	Curvas sensitométricas.....	27
6.7	Recolección de datos .....	27
6.8	Análisis de datos.....	28
6.9	Aspectos éticos .....	28
7.	Resultados.....	29
7.1	Artículo publicado .....	29
7.1.1	Carta de aceptación .....	29
7.1.2	Resumen.....	30
7.1.3	Página frontal del manuscrito.....	31
7.2	Capítulo de libro enviado .....	32
7.2.1	Carta de envío del manuscrito.....	32
7.2.2	Resumen.....	32
8.	Discusión general .....	35
9.	Conclusiones generales.....	39
10.	Bibliohemerografía.....	41
11.	Anexos .....	v
	Anexo A. Participación en el Congreso de Instrumentación SOMI XXXIV .....	v
	Anexo B. Instrumento virtual e interfaz gráfica de usuario del prototipo .....	vi



## Resumen



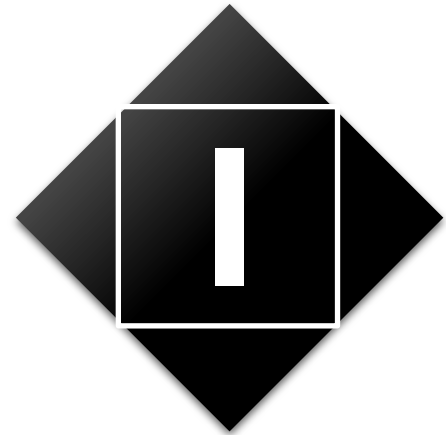
Los dispositivos tecnológicos que se utilizan en tratamientos oncológicos que emplean radiación ionizante demandan la determinación precisa de la dosis depositada. Por sus características, la película radiocrómica ha desempeñado un papel importante en estos procedimientos, ya que satisface las necesidades de la dosimetría clínica. La forma más óptima de digitalizar estas películas es con escáneres de cama plana en modo de transmisión. Sin embargo, al convertir la densidad óptica de la película a unidades de dosis surgen diversas fuentes de interferencia e incertidumbre. El objetivo de la presente investigación es evaluar un prototipo de digitalizador de película radiocrómica EBT-3 basado en visión, mediante la cuantificación de ruido, densidad óptica neta e incertidumbre. Estos valores son contrastados con los resultados de un escáner de uso común en clínica. Se parte del supuesto de que la respuesta del prototipo de visión y del escáner es similar al aplicar criterios semejantes de procesamiento de imágenes. La propuesta experimental emplea luz LED en conjunto con una cámara comercial e instrumentación virtual. Los datos muestran que la sensibilidad del prototipo a la densidad óptica neta es mayor a la del escáner, pero el ruido en la imagen acarrea una incertidumbre superior a la del escáner. Los resultados indican la necesidad de mejorar la adquisición y procesamiento de los datos, en particular la eliminación del ruido en la imagen.

## **Summary**

Technological devices used in cancer treatments that use ionizing radiation demand the precise determination of the deposited dose. Due to its characteristics, radiochromic film has played an important role in these procedures, since it meets the needs of clinical dosimetry. The most optimal way to digitize these films is with flatbed scanners in transmission mode. However, when converting the optical density of the film to dose units, various sources of interference and uncertainty arise. The objective of this research is to evaluate a novel vision-based EBT-3 radiochromic film digitizer, by quantifying its noise, net optical density and uncertainty. These values are compared with the results of a well-known scanner used in hospitals. It is assumed that the response of the prototype and the scanner is similar when applying similar image processing criteria. The experimental proposal uses LED light lamp in conjunction with a commercial camera and virtual instrumentation. The resulting data show that the sensitivity of the vision-based system to net optical density is higher than that of the scanner, but the noise in the image carries an uncertainty greater than that of the scanner. The results also indicate the need to improve data acquisition and processing procedures, in particular the elimination of noise in the image.



## 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, ya que las variaciones comprometen al tejido sano. En estos procedimientos se utilizan haces de energía de alta potencia, como rayos X, electrones o protones que provienen de un dispositivo fuera del cuerpo (radioterapia con haz externo) o fuentes de radiación que se colocan dentro de él (braquiterapia) <sup>1</sup>.

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, entre otros detectores, dosímetros termoluminiscentes (TLD, *thermoluminescent dosimeter*) y películas radiocrómicas (PRC) <sup>2</sup>. El control de calidad (QA, *quality assurance*) en la administración de la dosis (energía absorbida por unidad de masa; medida en gray, Gy) 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 exige 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 <sup>3</sup>. 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 radioterapéutico <sup>4</sup>. Estas fuentes de incertidumbre abarcan aspectos geométricos, tales como la delimitación, configuración y movimiento del órgano blanco, así como 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 <sup>3,4</sup>.

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 <sup>5,6</sup>. Estas herramientas deben cumplir con 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 (2009) <sup>7</sup> enfatiza las ventajas y desventajas de diversos dosímetros para braquiterapia, mientras que una comparativa que se extiende al uso de maniqués se encuentra en el trabajo de Low et al. (2011) <sup>8</sup> para radioterapia de intensidad modulada.

Las características de las PRC cumplen con los requerimientos que demandan diversas aplicaciones en dosimetría clínica <sup>9</sup> y la convierten en una de las primeras opciones de dosímetro.

El proceso físico que se lleva a cabo en las PRC se basa en la polimerización del diacetileno que se emplea como principio activo <sup>9</sup>. Al irradiarse, el diacetileno modifica la transmitancia óptica de la muestra (T). Una vez iniciada esta polimerización, la densidad óptica (DO) de la PRC aumenta notablemente durante las primeras 24 h siguientes a la exposición <sup>10</sup>, siendo visiblemente más oscura a medida que aumenta la dosis absorbida.

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 4 muestras irradiadas de PRC, incluyendo una de 0 Gy <sup>11</sup>. 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<sub>neto</sub>). 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 permiten determinar la incertidumbre del proceso <sup>9</sup>.





En tareas clínicas, la adquisición de datos (imagen) de las PRC se realiza con un escáner de cama plana en modo de transmisión, el cual es el dispositivo más práctico para realizar dosimetría bidimensional de alta resolución espacial<sup>12-14</sup>. Este proceso de dosimetría relativa involucra diferentes fuentes de incertidumbre al convertir la respuesta de la película ( $DO_{\text{neto}}$ ) a dosis, las cuales se deben identificar, cuantificar y analizar para disminuir la incertidumbre total en la determinación de la dosis.

Para digitalizar PRC se pueden utilizar dispositivos comerciales o experimentales. En los primeros se encuentran los densitómetros y espectrofotómetros. En cuanto a los prototipos, las incluyen sistemas mecanizados de escaneo puntual que emplean LED (*light-emitting diode*) y láser en conjunto con fotodiodos<sup>15,16</sup>.

Son pocas las investigaciones de prototipos digitalizadores de PRC. Por ello, el presente trabajo tiene como objetivo diseñar, evaluar y analizar un sistema basado en visión por computadora para la digitalización de película radiocrómica, mediante un estudio electro-óptico y la cuantificación de ruido, de la DO y de la incertidumbre, valores que son comparados con los resultados de un escáner empleado en clínica.

La hipótesis planteada es que al aplicar criterios semejantes de procesamiento de imágenes en para el prototipo de digitalización de PRC y un escáner clínico, se obtendrán niveles similares de ruido,  $DO_{\text{neto}}$  e incertidumbre.

En la Sección Antecedentes se abarcan los temas que forman el marco conceptual de la investigación, con términos concernientes a la dosimetría con PRC que permiten enfocar la problemática en el uso clínico del escáner, y que justifican la etapa de experimentación (Secciones 1-5).

En la Sección 6, Diseño metodológico, se describe el muestreo de PRC y la recolección de datos mediante los sistemas de digitalización. También se describe la instrumentación del sistema óptico alternativo para la digitalización de PRC.

Los resultados se presentan en la Sección 7, a través del artículo publicado “Densitómetro basado en visión para película radiocrómica: configuración y análisis de incertidumbre para su posible uso clínico”, y del capítulo de libro enviado para arbitraje “Sistemas electro-ópticos para digitalización de película radiocrómica”. Parte de los resultados fueron presentados en el Congreso de Instrumentación SOMI XXXIV (Anexo A).

Las Secciones 8 y 9 incluyen la discusión y conclusiones generales.



## 1. Antecedentes



En la actualidad, los aceleradores lineales (linac, *linear accelerator*) empleados en técnicas de radioterapia y radiocirugía son capaces de depositar niveles altos de dosis en blancos con dimensiones del orden de  $10^{-3}$  m<sup>17</sup>, asegurando el tejido sano circundante. Los avances en la ingeniería médica permiten entregar haces de radiación de manera precisa gracias a imágenes anatómicas de alta resolución y mediante el rastreo óptico que corrige el desplazamiento natural de los órganos dentro del cuerpo (durante la respiración, por ejemplo)<sup>18</sup>.

El QA en la administración de la dosis es trascendental para confirmar la prescripción médica, como parte de este procedimiento se realizan cálculos mediante algoritmos y se comparan con mediciones experimentales que se pueden llevar a cabo con detectores de estado sólido (diodos), (micro-)cámaras de ionización, TLD y PRC<sup>7,19</sup>. El uso de estos dosímetros en radiocirugía presenta retos, como la falta de equilibrio lateral de partícula cargada; o el bloqueo parcial de la fuente debido a que las dimensiones del detector se asemejan a las del haz y esto hace variar la precisión de la medición<sup>2</sup>.

Por sus características, las PRC son ideales para la dosimetría clínica ya que, por ejemplo: las cámaras de ionización son demasiado grandes en comparación con los haces de la radiocirugía estereotáctica; los diodos son dependientes de la energía del haz; en los TLD, la incertidumbre aumenta al disminuir el tamaño de campo<sup>20</sup>.

En general, para realizar dosimetría con PRC debe realizarse una irradiación, posteriormente se adquiere la imagen (digitalización de la PRC) y finalmente se aplica un ajuste de calibración para relacionar la dosis depositada con su densidad óptica de la película.



## 1.1 Película radiocrómica

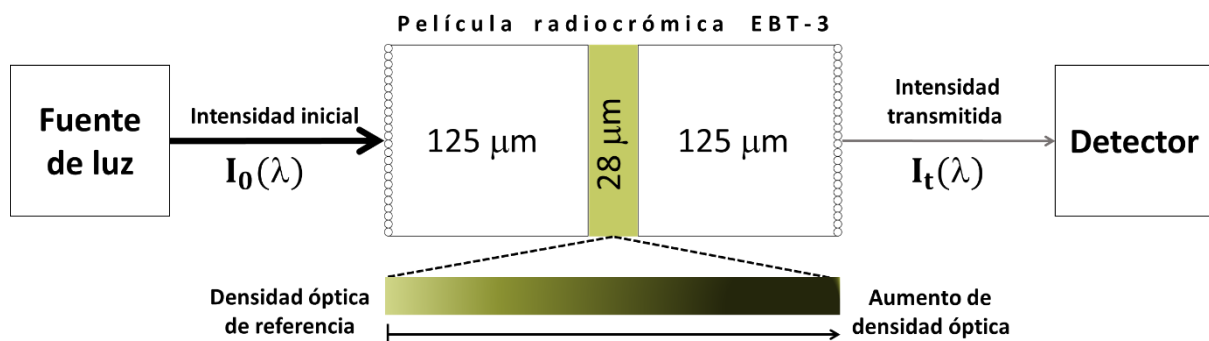
Las PRC son dosímetros relativos, es decir, que su medición depende de dos magnitudes; ambas están en función de la longitud de onda ( $\lambda$ ). Para determinar la dosis depositada en las PRC se emplea una fuente de luz que emite con una intensidad inicial (incidente),  $I_0(\lambda)$ , para ser transmitida por la película con una amplitud  $I_t(\lambda)$  hacia un detector que la cuantifica y, al saber el valor de  $I_0(\lambda)$ , mediante una relación logarítmica se calcula la DO de la muestra (Ecuación 1.1). A mayor dosis, mayor es el valor de la DO; la PRC se percibe más oscura (Figura 1.1). Solo después de una calibración mediante un protocolo riguroso es posible realizar medidas absolutas de dosis <sup>10</sup> para aplicaciones clínicas utilizando PRC, incluyendo procedimientos de QA para linac y la verificación de distribuciones de dosis en tratamientos de radiocirugía <sup>1</sup>.

La PRC más utilizada en la clínica es la GAFchromic™ EBT (*external beam therapy*) (Ashland Inc., NJ, EUA). La composición atómica de los diversos modelos de PRC EBT incluye: H, Li, C, N, O, Na, Al, S, y Cl, con un número atómico efectivo similar al del tejido, 7.46 <sup>9,10</sup>. Las PRC EBT-3 consisten de una capa activa de 28  $\mu\text{m}$  cubierta por dos capas de poliéster con acabado mate de 125  $\mu\text{m}$  cada una, su resolución espacial proporciona detalles de 25  $\mu\text{m}$  y su acabado con microesferas de sílice elimina los Anillos de Newton <sup>12</sup>. Las versiones posteriores a la primera EBT adicionaron cloro o bromo a su composición, con la finalidad de aumentar su absorción fotoeléctrica a bajas energías para fotones por debajo de los 50 keV <sup>21</sup>.

Estructuralmente, las PRC emplean un arreglo cristalino de monómeros acomodados en una matriz coloidal, los cuales se polimerizan posterior a la irradiación; esta polimerización fotoinducida de la capa activa (auto-revelado) se manifiesta con una coloración azul proporcional a la dosis recibida <sup>22</sup>. Espectralmente, la EBT-3 presenta un pico de absorción máximo a los 633 nm (en la banda roja) y otro a los 595 nm (en la banda verde), ambos son los más utilizados en aplicaciones clínicas <sup>10</sup>.

A pesar de que la DO de las PRC se ve afectada por la temperatura, humedad, luz o gases ambientales, son de mayor relevancia las características que hacen viable su uso clínico <sup>23</sup>, entre las que destacan: su baja sensibilidad a la luz visible, alta resolución espacial, baja dependencia a la energía para fotones de  $10^3$  a  $10^6$  eV, facilidad de procesar (auto-revelado), composición química equivalente a la densidad electrónica del tejido y por ser sumergibles en agua (Tabla 1.1). También, la PRC brinda resultados consistentes e independientes del tamaño de campo <sup>24</sup>.





**Figura 1.1.** Diagrama de lectura y construcción por capas de la PRC EBT-3. La transmitancia óptica de la película ( $T = I_t/I_0$ ) determina la dosis depositada en la muestra a través de un proceso de calibración. La PCR EBT-3 es simétrica, con microesferas para prevenir artefactos.

**Tabla 1.1.** Características de las PRC para su uso clínico <sup>10,23,25</sup>.

Propiedad	Descripción
<b>Auto-revelado</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Inicia al exponerse a radiación ionizante,</li> <li>• Proceso paulatino que limita la dosimetría en tiempo real.</li> <li>• Incremento proporcional entre la formación de polímeros y la DO.</li> <li>• Mayor cinética de polimerización a menor dosis depositada.</li> <li>• De 1 a 24 h después de la irradiación, las variaciones de DO son menores a 0.01 en muestras de PRC EBT-3 con 30 a 400 cGy <sup>26</sup>.</li> </ul>
<b>Resolución espacial</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• (mínimo) 600 pares de líneas por mm <sup>27</sup>.</li> <li>• La PRC EBT-3 tiene una resolución mayor a <math>25 \mu\text{m}</math> <sup>12</sup>.</li> <li>• Se acota por el digitalizador, que regularmente tiene una resolución menor.</li> </ul>
<b>Dependencia a la energía</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Para energías de 0.1 keV y 18 MeV, la DO de la PRC EBT-3 difiere menos del 5% <sup>28</sup>.</li> </ul>
<b>Uniformidad</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Variaciones en la capa activa de la PRC.</li> <li>• U. local: mediciones puntuales, variables en comparación con la DO media; debidas a la estructura de la capa activa de la PRC o por rayaduras o suciedad; incrementa cuando la resolución espacial es mayor.</li> <li>• U. regional: alteraciones generales debidas a la dirección en la que se deposita el polímero.</li> </ul>

El fundamento físico de las PRC se basa en la polimerización del diacetileno que se emplea como principio activo <sup>9</sup>. Al irradiarse, el diacetileno modifica la transmitancia óptica de la muestra (T, fracción de luz que logra atravesar un material, midiendo la intensidad transmitida  $I_t(\lambda)$ , respecto a la intensidad incidente,  $I_0(\lambda)$ ). 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 <sup>10</sup>, siendo visiblemente más oscura a medida que aumenta la dosis absorbida. T y DO se relacionan mediante la Ley de Lambert-Beer (Ecuación 1.1) <sup>9</sup>, de tal forma que mientras más alta es la DO, menor es la transmitancia.

$$DO = \log \frac{1}{T}; T = \frac{I_t(\lambda)}{I_0(\lambda)} \quad (1.1)$$

En la dosimetría con película, la transmitancia óptica se calcula a partir de imágenes adquiridas (digitalización) con un sistema opto-electrónico en modo de transmisión.

## 1.2 Hardware comercial y experimental para la digitalización de PRC

Los dispositivos clínicos disponibles para la adquisición de imágenes de PRC se centran en densitómetros <sup>29</sup> y escáneres de cama plana con lámpara de xenón (de espectro de emisión amplio) o de LED <sup>30</sup>, cada uno con diferente sensibilidad dependiendo del ancho de banda de la longitud de onda de su fuente de luz. Los densitómetros usan una fuente de luz láser, polarizada y coherente, que genera patrones de moaré por las variaciones en el grosor de la PRC <sup>31</sup>. El escáner solía introducir Anillos de Newton en las imágenes, ya que la separación entre la PRC y el vidrio era semejante a la longitud de onda de la lámpara <sup>32</sup>. La PRC EBT-3 cuenta con un espaciado de micro-partículas de sílice en su laminado para prevenir este artefacto <sup>12</sup>.

El escáner de cama plana en modo de transmisión representa el estándar para la digitalización de PRC. Desde su implementación como herramienta en dosimetría, ha acumulado numerosas investigaciones que exploran su desempeño y capacidades <sup>10,23,25</sup>. Son varios los factores que afectan su eficacia, como se retomará en la Sección 2.

Por otra parte, existen una cantidad reducida de propuestas experimentales para la digitalización de PRC. En la Tabla 1.2 se enlistan estos modelos conceptuales, donde destacan elaborados arreglos ópticos y sistemas muy simples que emplean teléfonos inteligentes.



**Tabla 1.2.** Propuestas experimentales para digitalización de PRC.

Digitalizador	Fuente de luz	Sensor	Referencia
Escáner puntual de 16 bits con translación bidimensional de la PRC sobre una cama de vidrio anti-reflejante. La fuente de luz y el sensor se mantienen fijos.	633 nm, LED	Fotodiodo de silicio	Ranade et al. (2008) <sup>15</sup>
Sistema de densitometría puntual de 12 bits con translación 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 trans-impedancia	Rosen et al. (2015) <sup>16</sup>
Densitómetro puntual de hasta 24 bits con translación bidimensional de la PRC, sin superficie de soporte; fuente de luz y sensor fijos.	543.5 nm, láser He-Ne (helio-neón)	Fotodiodo de silicio y tarjeta de adquisición de datos	Jiménez (2017) <sup>33</sup>
Sistema de visión con sensor CCD* de 16 (monocromático) y 8 (RGB) bits por canal.	Cinta LED RGB	CCD* de 1032×776 px <sup>2</sup>	Alexander (2014) <sup>34</sup>
Pseudo-densitómetro portátil en modo de ‘transmisión-reflexión’, basado en teléfono inteligente, con 8 bits por canal RGB.	LED, <i>flash</i> de teléfono	CMOS <sup>+</sup> de 5312×2988 px <sup>2</sup>	Aland et al. (2017) <sup>35</sup>
Configuración optoelectrónica en tiempo real con un nuevo aparato de fibra óptica, basada en los cambios de espectro de la PRC.	215-2500 nm, deuterio / halógeno	Fibra óptica	Casolaro et al. (2019) <sup>36</sup>
Sistema micro-opto-electro-mecánico para la evaluación dosimétrica <i>in situ</i> y en tiempo real de tratamientos de radioterapia.	Matriz LED RGB	Resistencia dependiente de la luz	Guardiola et al. (2021) <sup>37</sup>

\* Sensor de carga acoplada (CCD, *charge-coupled device*).

+ Semiconductor complementario de óxido metálico (CMOS, *complementary metal-oxide-semiconductor*).



La principal desventaja de los sistemas electro-ópticos de adquisición puntual <sup>15,16,33</sup> es el tiempo que conlleva la lectura de una PRC. Los mecanismos involucrados se desplazan en dos dimensiones, pero su ejecución es lenta. Esto lo resuelve el uso de cámaras <sup>34,35</sup>, instrumentos que en un disparo de milisegundos capturan los datos de la PRC sin importar su tamaño, además, el uso extendido de estos electrónicos de consumo los convierte en una opción accesible y de fácil manipulación. No es el caso de las propuestas de Casolaro et al. (2019) <sup>36</sup> y Guardiola et al. (2021) <sup>37</sup>, en las que los dispositivos de detección aún están en desarrollo. Cualquiera que sea el caso, el análisis del prototipo requiere de una vasta y minuciosa investigación.



## 2. Planteamiento del problema



La teleterapia, braquiterapia o terapia dirigida, demandan de una gran precisión en la determinación de la dosis depositada, con valores de incertidumbre por debajo del 5% <sup>39</sup>. La planificación del tratamiento utiliza algoritmos de cálculo de dosis basados en mediciones experimentales que caracterizan el haz de radiación, donde el control de calidad y la verificación de la dosis se pueden realizar con cámaras de ionización, detectores de estado sólido o con películas radiocrómicas <sup>20</sup>. Estos últimos dosímetros son ideales para tareas de dosimetría clínica, debido a su baja sensibilidad a la luz ultravioleta, su alta resolución espacial, su proceso de auto-revelado y por ser sumergibles en agua, entre otras características <sup>9,23</sup>.

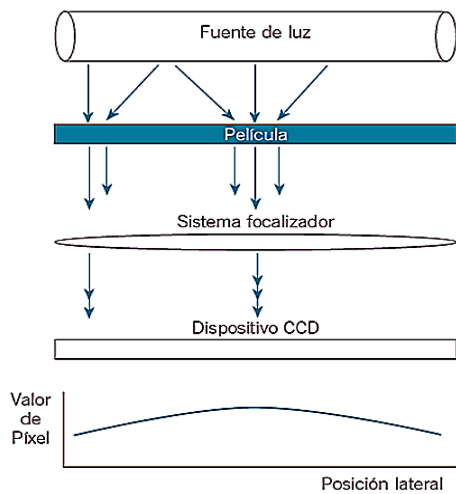
En tareas clínicas, la adquisición de datos (imagen) de las PRC se realiza con un escáner de cama plana en modo de transmisión, que es el dispositivo más práctico para realizar dosimetría bidimensional de alta resolución espacial <sup>12-14</sup>; sin embargo, la digitalización con escáner presenta inconvenientes, como <sup>40-43</sup>:

- Falta de homogeneidad en la detección del sensor CCD del escáner, debido a: 1) que el CCD captura más luz al centro que a los laterales (eficiencia geométrica, Figura 2.1); 2) que la fuente de luz no es uniforme; 3) la óptica para focalizar la luz en el CCD, 4) las dosis con que se irradió la PRC. El escáner realiza una calibración del par lámpara-CCD antes de comenzar el escaneo, sin embargo, esta no-uniformidad en la captación de luz está presente aún en escáneres recientes que emplean luz LED <sup>30</sup>. Entonces, la PRC debe colocarse en la franja central del área de escaneo para obtener imágenes reproducibles.
- Inestabilidad y falta de homogeneidad en la superficie de vidrio del escáner.

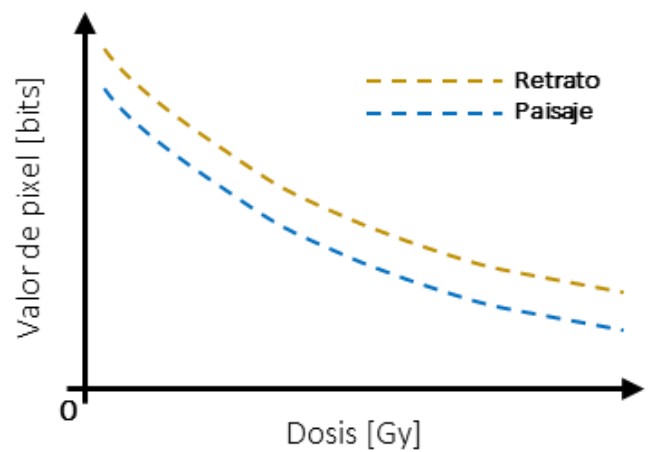




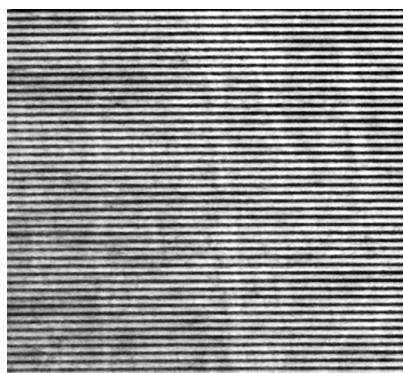
- Dependencia en la orientación relativa de la PRC sobre la cama del escáner (Figura 2.2), por ejemplo: ‘retrato’ (rotación de  $0^\circ$ ) frente a ‘paisaje’ (rotación de  $90^\circ$ ). Debido a la dispersión anisotrópica de la luz que se polariza al transmitirse por la PRC por acción de la alineación de los componentes de la PRC durante su fabricación de la película.
- La fuente de luz en los escáneres posee un espectro de emisión amplio y las PRC son sensibles a la componente ultravioleta de dichas 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 que se emplea en el análisis.
- Imágenes con interferencia óptica, con Anillos de Newton o patrones de muaré (Figura 2.3).



**Figura 2.1.** Falta de homogeneidad en la detección del CCD del escáner <sup>44</sup>.



**Figura 2.2.** Dependencia en la orientación relativa de la PRC sobre la cama del escáner



(a)



(b)

**Figura 2.3.** Imágenes con interferencia óptica. (a) Patrón de muaré. (b) Anillos de Newton.

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, mejoras en la longitud de onda de la fuente de luz y en la sensibilidad del sensor de luz <sup>10</sup>. Entre las opciones comerciales se incluyen: densitómetros (puntuales y de área), espectrofotómetros y escáneres con fuentes de luz LED y de láser He-Ne, que coinciden mejor con el pico máximo de absorción de la PRC (633 nm) <sup>9,10</sup>.

En cuanto a los prototipos, las propuestas emplean luz LED y láser en conjunto con fotodiodos y sensores CCD o CMOS. De ellos, los densitómetros de traslación presentan un tiempo de adquisición de minutos hasta algunas horas, debido a la adquisición puntual de datos y el uso de motores de baja velocidad, sin embargo, eliminan la dependencia en la orientación relativa y la aparición de interferencias ópticas <sup>15,16</sup>. También, se ha reportado el uso de cámaras <sup>34</sup> y de teléfonos inteligentes <sup>35</sup>, que reducen el tiempo de cómputo y simplifican los experimentos.

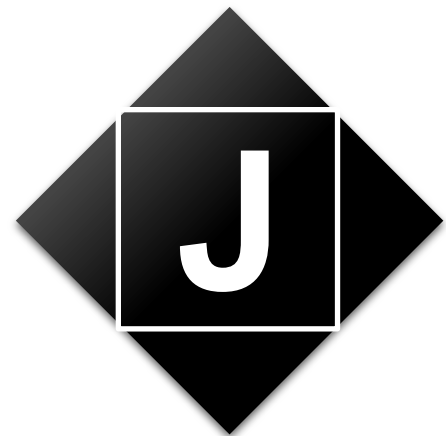
## 2.1 Pregunta de investigación

¿Es posible un nuevo sistema de digitalización de PRC que mantenga, e incluso disminuya, los niveles de incertidumbre requeridos en la determinación de la dosis al seguir el protocolo para dosimetría clínica con PRC EBT-3 y escáner?

Si el prototipo se basa en visión por computadora, ¿cuáles son las ventajas y desventajas de este nuevo sistema comparadas con las características del sistema dosimétrico actual (escáner-PRC)?



### 3. Justificación



Los avances en los procedimientos oncológicos de radiación ionizante requieren de un sistema dosimétrico que permita un elevado control de calidad, debido a las altas dosis y altos gradientes que se pudieran administrar al paciente y cuya efectividad dependerá, entre otros factores de igual importancia, que la administración del tratamiento sea precisa.

Las PRC son transductores de dosis-densidad óptica que, en combinación con herramientas de digitalización y protocolos adecuados, se convierten en una de las primeras opciones dentro del hospital para la realización de dosimetría. Por sus características <sup>9,10,24</sup>, la película radiocrómica ha desempeñado un papel importante en estos procedimientos, ya que cumple con los estándares normativos de la dosimetría clínica.

En conjunto con el escáner de cama plana, las PRC forman un sistema dosimétrico accesible, de alta resolución y de un rango dosimétrico amplio <sup>45,46</sup>; éste ha sido vastamente analizado y utilizado para la verificación de la dosis y el control de calidad <sup>10</sup>. Varios factores adversos de este sistema se conocen históricamente, muchos de ellos han sido minimizados e incluso eliminados, aquellos que siguen presentes se contemplan durante el proceso dosimétrico para cumplir con los requerimientos de control de calidad de los tratamientos <sup>9</sup>.

Ante las deficiencias en el uso del escáner, otros dispositivos son útiles para la digitalización de las PRC <sup>29</sup>, cada uno con sus limitaciones técnicas y fuentes de incertidumbre. Adicionalmente, algunos prototipos para la toma de imágenes de PRC se han propuesto <sup>16,35,36</sup>, pero su implementación clínica requiere de una investigación más extensa, como la realizada hasta ahora para el escáner.

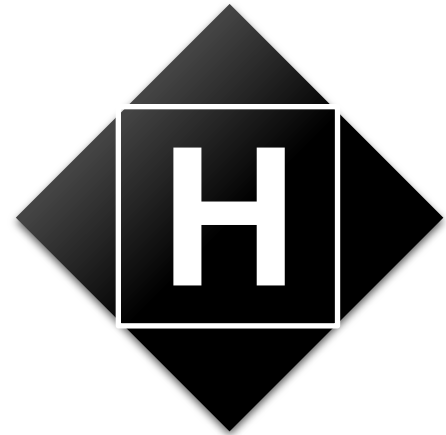


Considerando la tecnología existente y su mejora constante, se puede pensar en emplear un teléfono inteligente que a través de una aplicación adquiera y procese imágenes de PRC. Así, el sistema de adquisición, cómputo, representación y resguardo de datos se simplifica y se vuelve accesible en instalaciones donde no se pueda acceder a un escáner con los periféricos que requiere para su funcionamiento.

A partir de esta última idea, este trabajo se plantea desarrollar un dispositivo digitalizador que emplee un sistema de visión por computadora para dosimetría con película radiocrómica EBT-3 y comparar su performance con un escáner de uso común en clínica.



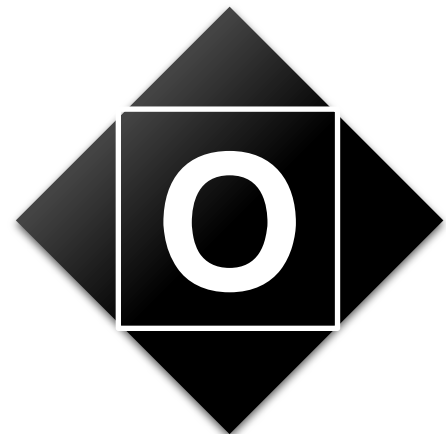
## 4. Hipótesis



El sistema de digitalización de PRC basado en LED y visión mantiene o disminuye los niveles de incertidumbre requeridos en la determinación de la dosis al seguir las recomendaciones y criterios vigentes establecidos en la dosimetría clínica con PRC EBT-3.

La hipótesis nula es que el prototipo opto-electrónico no alcanza los niveles de incertidumbre requeridos en la determinación de la dosis al seguir las recomendaciones y criterios vigentes para la dosimetría clínica con película radiocrómica EBT-3 y escáner.

## 5. Objetivo general



Desarrollar un sistema de visión por computadora, con un algoritmo de adquisición y procesamiento de imágenes, que permita realizar dosimetría con PRC, cumpliendo con los criterios de incertidumbre que rigen hoy el uso clínico del escáner de cama plana.

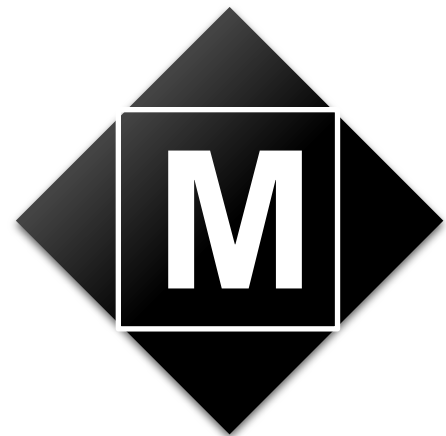


### 5.1 Objetivos específicos

- Diseñar e instrumentar un sistema de visión por computadora para la digitalización de PRC.
- Programar y depurar un instrumento virtual para la configuración automática de dispositivos, control y monitoreo de instrumentos, adquisición, procesamiento, despliegue y almacenamiento de datos correspondientes a la digitalización de PRC.
- Caracterizar y validar el sistema dosimétrico (sistema de visión - PRC EBT-3), a través de las mediciones de ruido en las imágenes adquiridas y de los valores de densidad óptica (neta) e incertidumbre.
- Comparar los valores de ruido, densidad óptica (neta) e incertidumbre de tres digitalizadores en modo de transmisión: el sistema experimental de visión, un densitómetro puntual (también experimental) y un escáner de cama plana.
- Obtener las curvas de respuesta de tres digitalizadores en modo de transmisión (mencionados en el objetivo anterior).



## 6. Diseño metodológico



La fase experimental abarca el diseño, desarrollo, caracterización y análisis de un sistema opto-electrónico de lectura de PRC, basado en luz LED y visión por computadora (sistema LED o de visión). Con base en los protocolos actuales de dosimetría con PRC, los resultados obtenidos mediante esta propuesta experimental son comparados con los obtenidos con un escáner comercial, que ha sido ampliamente analizado para su uso clínico, con ello se evalúa el desempeño del sistema de visión. Adicionalmente, el modelo experimental también se compara con el prototipo descrito por Jiménez<sup>33</sup>, el cual consiste en un digitalizador de PRC que adquiere datos a través de un fotodiodo, de forma puntual al trasladar bidimensionalmente la muestra mientras se hace incidir luz láser de 543.5 nm (sistema láser).

### 6.1 Diseño del estudio

Se realizó un estudio experimental cuantitativo, longitudinal y prospectivo, con un muestreo aleatorio simple.

### 6.2 Universo y muestra

El universo corresponde al modelo de PRC Gafchromic EBT-3, del cual se seleccionó un lote del que fueron cortadas 9 muestras de 3×3 cm<sup>2</sup>.

### 6.3 Criterios de inclusión y exclusión

Si incluyen en el experimento las PRC Gafchromic EBT-3 de un mismo lote y que han sido manipuladas y almacenadas según los protocolos y recomendaciones de la literatura y del fabricante. Se excluyen las muestras que no cumplan con estas características.



#### 6.4 Variables

Las muestras se irradiaron en un rango dosimétrico de 0 a 15 Gy y se digitalizaron con tres sistemas opto-electrónicos diferentes en modo de transmisión para cuantificar tres variables: ruido,  $DO_{neta}$  e incertidumbre.

#### 6.5 Instrumentos

Los instrumentos empleados en el desarrollo del trabajo se enumeran en la Tabla 6.1. En lo sucesivo, su mención se realiza de manera genérica.

**Tabla 6.1.** Instrumentos requeridos para el desarrollo experimental.

<b>Irradiación</b>	<b>Fabricante</b>
Lote A01171301 de PRC EBT-3	(Ashland Inc., NJ, EUA)
Maniquí de agua sólida PCW500	(CIRS Inc., VA, EUA)
Linac Novalis	(Brainlab AG, Munich, Alemania)
<b>Digitalización</b>	<b>Fabricante</b>
Escáner de cama plana 11000XL	(Epson, Suwa, Japón)
<b>Sistema láser</b>	<b>Fabricante</b>
Láser He-Ne 25-LGP-173-249	(IDEX Health & Science LLC, NY, EUA)
Fotodiodo DET36A	(Thorlabs Inc., NJ, EUA)
Actuador motorizado de traslación 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)
<b>Sistema LED</b>	<b>Fabricante</b>
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)
<b>Registro y procesamiento de datos</b>	<b>Fabricante / Desarrollador</b>
Notebook NP300V4A	(Samsung, Seúl, Corea del Sur)
ImageJ 1.5i	(National Institutes of Health, MD, EUA)
Matlab 2013	(MathWorks, MA, EUA)
LabVIEW 2017	(National Instruments, TX, EUA)





## 6.6 Procedimiento

El procedimiento incluye: 1) la manipulación y almacenamiento de las PRC, 2) la irradiación de las muestras de PRC, 3) la digitalización y el procesamiento de los datos (imágenes), 4) el análisis de la respuesta de DO y DO<sub>neto</sub> de las películas y 5) la determinación de las curvas sensitométricas de cada sistema opto-electrónico.

### 6.6.1 Manipulación y almacenamiento de las PRC

La presentación comercial de las PRC es de 20.3×25.4 cm<sup>2</sup>. Esta área puede optimizarse según su uso al ser cortada. Durante el corte, almacenamiento, irradiación y análisis de las muestras, se siguieron las recomendaciones enlistadas por Niroomand-Rad et al. (2020)<sup>10</sup> (compendio extenso en el que se incluyen advertencias del fabricante, de la Asociación Americana de Físicos en Medicina y de diversos autores), tales como: manipulación por los bordes para no dejar marcas, cortar horas antes de irradiar para relajar el estrés mecánico durante el corte, usar guillotina para cortar, marcar cada PRC para mantener su orientación original, resguardar las películas en lugares oscuros a temperatura ambiente, con una humedad del 20 al 60%.

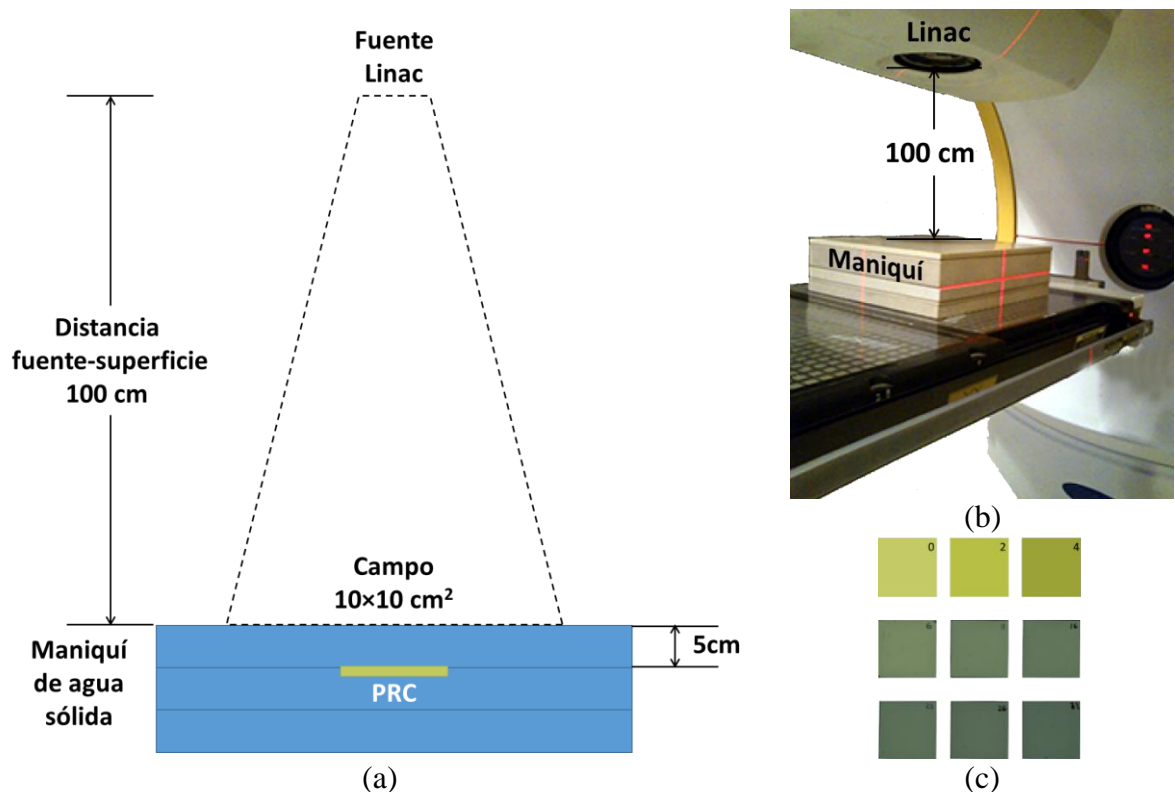
### 6.6.2 Irradiación de las muestras de PRC

El intervalo de dosis empleado fue de 0 a 15 Gy, con una muestra de 0, 1.5, 2.5, 4, 5, 6, 10, 11 y 15 Gy; irradiadas 48 h después del corte, una a la vez, con el acelerador lineal en un campo perpendicular de 10×10 cm<sup>2</sup>, con una tasa de dosis de 480 cGy min<sup>-1</sup>, a una profundidad de 5 cm dentro del maniquí de agua sólida, con una distancia fuente-superficie de 100 cm (Figura 6.1).

### 6.6.3 Digitalización y procesamiento de los datos

La respuesta de las PRC está dada por su DO<sub>neto</sub>, variable que se determina mediante una aproximación matemática a partir de los valores de intensidad que se adquieren a través de un sistema de digitalización en modo de transmisión. En este caso un escáner de cama plana y dos sistemas experimentales, uno basado en láser y otro en LED. Los 3 digitalizadores se ajustaron para obtener imágenes con una resolución de 72 ppp.





**Figura 6.1.** Irradiación de las muestras de PRC. a) Configuración del acelerador lineal, el maniquí y las PRC. b) Colocación durante la irradiación. c) Muestras irradiadas.

Al emplear el escáner se consideraron las siguientes pautas:

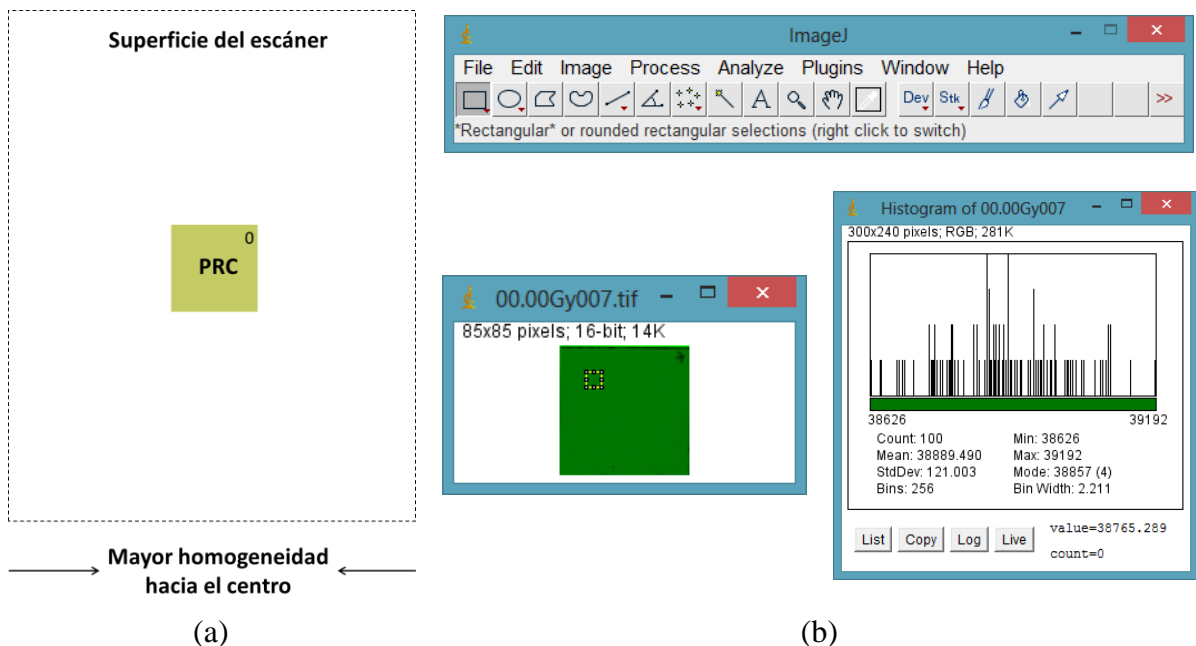
- limpiar la superficie del escáner para evitar daños a las películas y reducir interferencias en los datos,
- encender el escáner 15 minutos previos a la primera adquisición, esto permite estabilizar los componentes opto-electrónicos; suspender su operación después de 2 h de uso continuo,
- colocar las PRC en el centro de la cama del escáner (donde la fuente de luz es más uniforme, Figura 6.2.a), en orientación “retrato” para evitar la influencia del efecto de polarización,
- los parámetros de escaneo se ajustaron a:
  - Tipo Documento: Película
  - Tipo de Película: Positivo en Color
  - Tipo Imagen: Color 48-bit
  - Escaneado Rápido: Deshabilitado
  - Formato de la imagen: TIFF

el resto de las opciones permanecen por defecto,

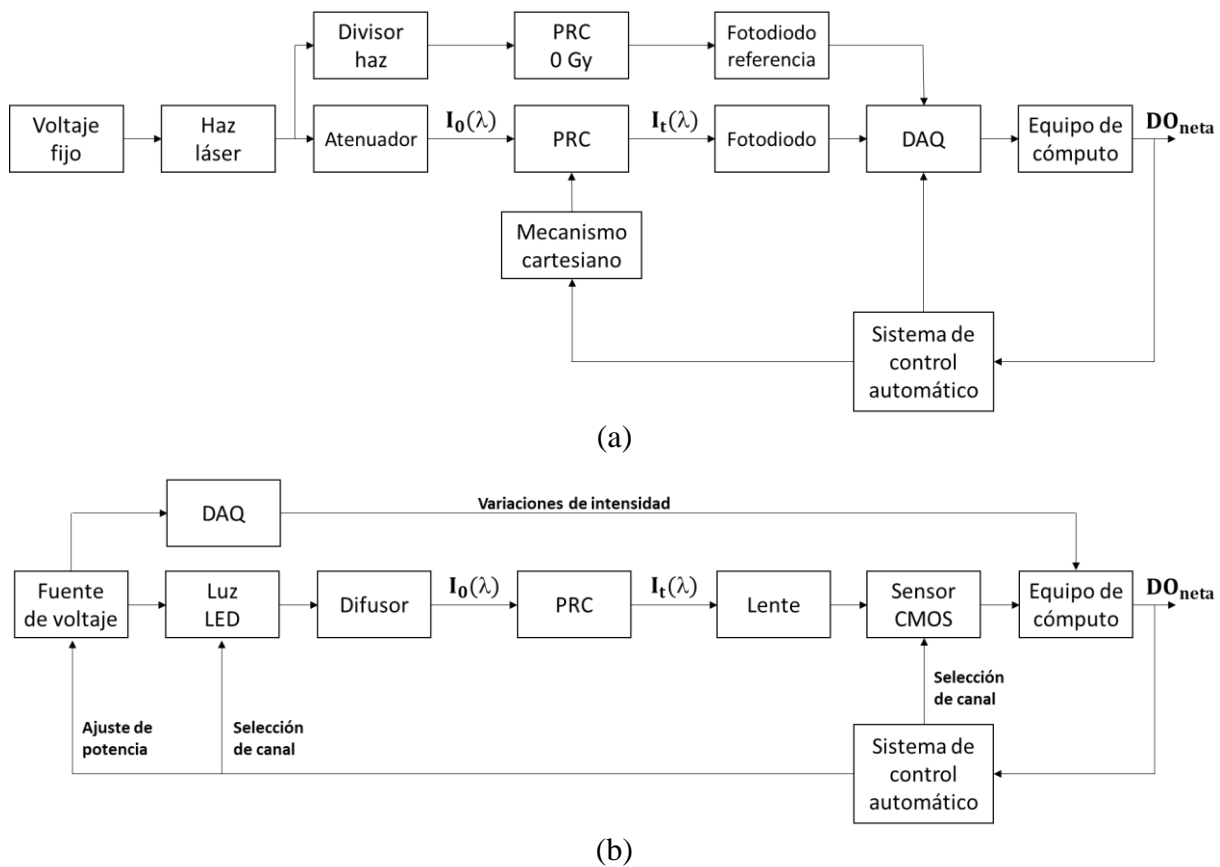
- las imágenes son procesadas mediante ImageJ (Figura 6.2.b), el software permite obtener los valores estadísticos de la media y la desviación estándar para cada componente de la imagen a partir de una región de interés (ROI, *region of interest*) de  $10 \times 10$  px<sup>2</sup>.

El sistema láser para la digitalización de PRC emplea, en la medida posible y debido a las características propias de cada sistema, el protocolo de uso del escáner; por ejemplo, al realizar un precalentamiento y en el formato de salida de la imagen. Así mismo, los lineamientos para realizar dosimetría con PRC y escáner sirven como marco de referencia para el desarrollo e implementación del sistema LED propuesto. Ambas configuraciones experimentales se representan en la Figura 6.3.

La instrumentación virtual es un enfoque que se aplica en los dos prototipos opto-electrónicos. En ella se conjuntan dispositivos electrónicos para la adquisición de datos y se facilita el control y monitoreo de las etapas de lectura, procesamiento, despliegue y almacenamiento de datos (imágenes).



**Figura 6.2.** Adquisición de datos mediante escáner. a) Colocación de la muestra de PRC sobre la superficie del escáner. b) Interfaz de usuario del software para el procesamiento de las imágenes, donde se aprecia la separación de la componente verde y los valores estadísticos en la ROI seleccionada.



**Figura 6.3.** Diagramas por bloques de los dos sistemas alternativos para digitalización de PRC. a) Sistema láser. (b) Sistema LED.

El sistema láser (Figura 6.3.a) se compone de una fuente de luz láser de 543.5 nm, acoplada a una fuente de voltaje fijo, y un fotodiodo que adquiere la intensidad transmitida de manera puntual. La intensidad del haz se atenúa para mantener su nivel por debajo de los 20  $\mu\text{W}$  y, así, no causar daños en la PRC debidos al calentamiento y que esto cambie su DO. Para monitorear la estabilidad de la intensidad del láser, un divisor de haz redirecciona parte del haz hacia un fotodiodo de referencia (intensidad de referencia). La señal de voltaje de ambos es adquirida por una DAQ de 24 bits. La PRC se coloca en un mecanismo cartesiano ‘XY’ que hace posible adquirir los datos de toda su superficie.

Una de las desventajas del sistema láser, es el tiempo de adquisición de datos. Para que el periodo de cómputo se acorte, la segunda propuesta experimental emplea un LED de luz blanca (fría) y una cámara con sensor CMOS a color. El LED se puede sustituir fácilmente por uno RGB y el sistema de control se encargará de realizar la conmutación sincronizada con el

disparo de la cámara. La resolución del sensor es de  $2048 \times 1088$  px<sup>2</sup> ( $R_{XY}$ ), tamaño de pixel de  $5.5 \times 5.5$  μm<sup>2</sup> ( $T_{px}$ ), y con una profundidad de color de 8 bits por canal. Como en el prototipo anterior, las variaciones de intensidad del LED se monitorean con una DAQ que registra los valores de potencia eléctrica. La lente de la cámara tiene una distancia focal ( $f$ ) de 35 mm. Para adquirir un campo de visión (FOV, *field of view*) de  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> (superficie de la muestra). Es necesario separar la PRC y la lente a una distancia de trabajo ( $D_T$ ) dada por la Ecuación 6.1<sup>47</sup>.

$$D_T = f \left( \frac{FOV}{T_{px} R_{xy}} - 1 \right) \quad (6.1)$$

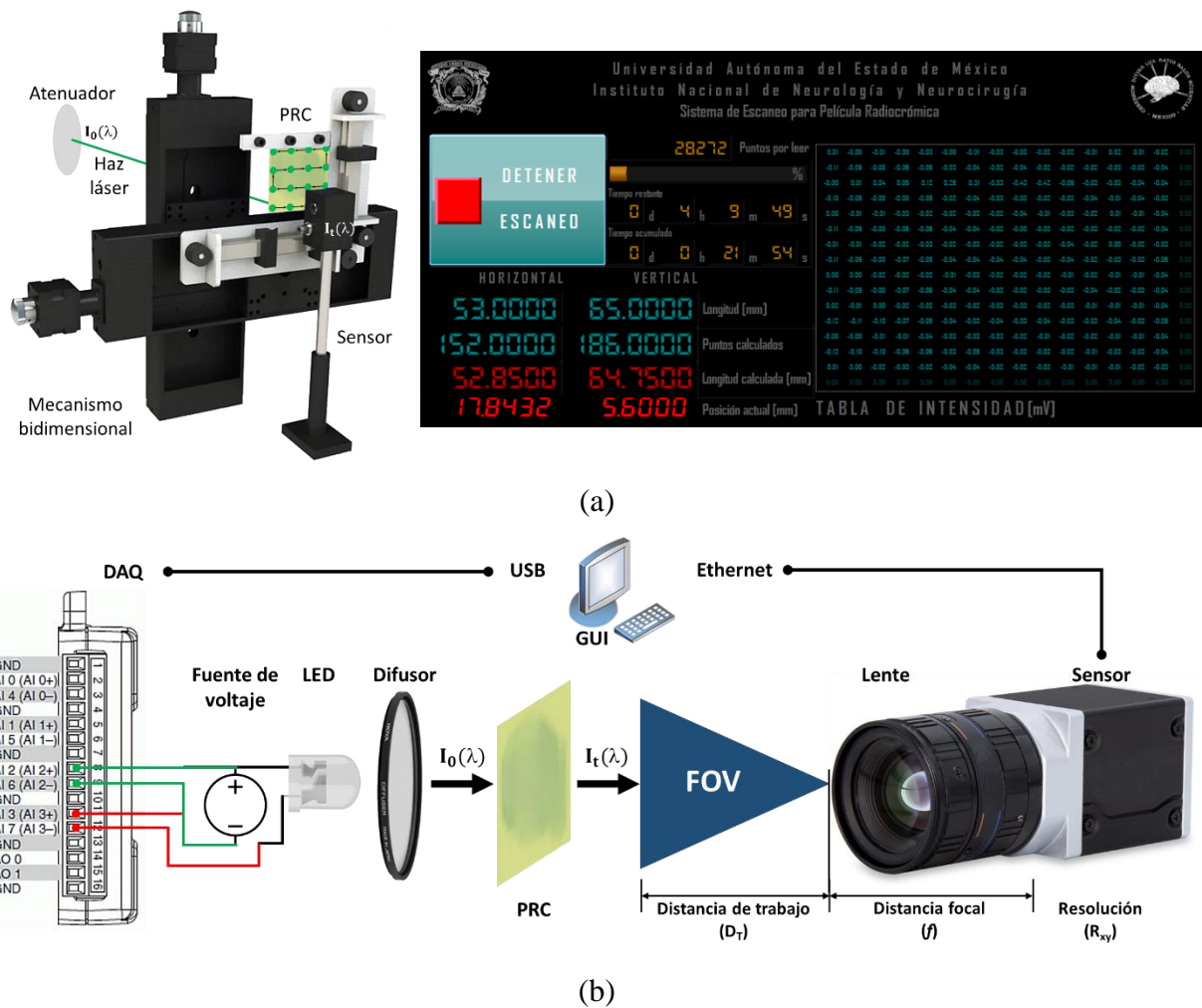
En los dos prototipos, ante la ausencia de una superficie sobre la cual colocar la PRC, las muestras se sitúan en un soporte que la detiene por los bordes. En la Figura 6.4 se encuentran los esquemas de estos arreglos experimentales, a los que se suman sus interfaces gráficas de usuario (GUI, *graphical user interface*) de los instrumentos virtuales que se programaron para configurar y controlar los dispositivos durante la adquisición de la imagen, así como para procesar los datos y poder cuantificar los valores estadísticos dentro de cada ROI para cada canal RGB. Para el caso del sistema LED, el Anexo B incluye el programa de esta GUI.

#### 6.6.4 Análisis de la respuesta de las PRC

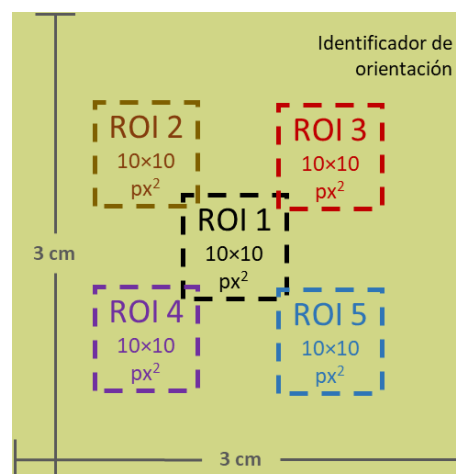
La transmitancia y densidad óptica (neta), pueden describir la respuesta de las PRC a la radiación ionizante. Para reducir la incertidumbre estadística, para cada nivel de dosis se procesaron estos dos parámetros a partir de los datos adquiridos, en escala de bits, de diferentes ROI dentro de la misma muestra de PRC<sup>9,13</sup> (Figura 6.5). La  $DO_{neta}$  de cada ROI en cada muestra se obtiene a partir de la Ecuación 6.2<sup>9</sup>, donde los subíndices '0' y 'n' indican el valor de la dosis de la muestra e  $I_0$  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).

$$DO_{neta} = DO_n - DO_0 = \log \frac{I_0}{I_{t,n}} - \log \frac{I_0}{I_{t,0}} = \log \frac{I_{t,0}}{I_{t,n}} \quad (6.2)$$





**Figura 6.4.** Sistemas opto-electrónicos para digitalización de PRC. a) Escaneo puntual con el sistema láser y GUI del programa <sup>33</sup>. b) Escaneo por área con el sistema LED <sup>48</sup>.



**Figura 6.5.** Cuantificación de la  $DO_{\text{net}}$  en diferentes ROI de la misma muestra.



### 6.6.5 Curvas sensitométricas

Las curvas de calibración para los equipos de digitalización deben considerar un mínimo de 4 muestras irradiadas de PRC, incluyendo una de 0 Gy <sup>11</sup>. El modelo de ajuste se sigue de acuerdo con la Ecuación 6.3, 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 <sup>9</sup>.

$$D = a DO_{neta} + b DO_{neta}^c \quad (6.3)$$

El ruido en la imagen se cuantifica con una desviación estándar expresada como porcentaje de la media de los datos en una ROI <sup>35</sup>.

El ruido electrónico es una de las fuentes de incertidumbre durante el procesamiento de la imagen de la PRC ( $\sigma_{DO_{neta}}$ ), que se suma a la del ajuste ( $\sigma_{ajuste}$ ) para dar como resultado la incertidumbre total ( $\sigma_{total}$ ), Ecuaciones 6.4, 6.5 y 6.6 <sup>14,35</sup>, respectivamente. En la Ecuación 6.4 los numeradores corresponden a la desviación estándar ( $\sigma$ ) para cada ROI de la muestra señalada en su denominador, donde los subíndices ‘0’ y ‘n’ indican el valor de la dosis de la muestra. En la Ecuación 6.5, S2D es la suma de los cuadrados de las diferencias entre los datos y GdL son los grados de libertad, igual al número de PRC menos el número de variables en el modelo de ajuste.

$$\sigma_{DO_{neta}} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{ROI_0}}{ROI_0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{ROI_n}}{ROI_n}\right)^2} \quad (6.4)$$

$$\sigma_{ajuste} = \sqrt{\frac{S2D}{GdL}} \quad (6.5)$$

$$\sigma_{total} = \sqrt{\sigma_{DO_{neta}}^2 + \sigma_{ajuste}^2} \quad (6.6)$$

### 6.7 Recolección de datos

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 <sup>10</sup>.

Para los sistemas experimentales, los datos de intensidad son registrados en escala de 8 bits (por canal) a 72 ppp, mediante instrumentos virtuales que emplean como dispositivos de adquisición una DAQ y una cámara CMOS.

Para el escáner, se emplean el software proporcionado por el fabricante, con adquisiciones de imagen de 16 bits (por canal) y 72 ppp.

## 6.8 Análisis de datos

Para los tres sistemas de digitalización se considera un análisis estadístico a partir de una ROI de  $10 \times 10 \text{ px}^2$ . Se aplica estadística descriptiva y se calcula la media y la desviación estándar de cada variable. Además, el análisis de varianza (ANOVA) permite identificar si existe una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) en el largo plazo para el sistema LED.

## 6.9 Aspectos éticos

En este trabajo no se realizaron estudios experimentales u observacionales que abordaran físicamente a pacientes, como tampoco muestras o datos provenientes de ellos.

Los resultados se han sometido a revisión por pares en dos manuscritos. Es a través de estos trabajos que se puede evaluar la originalidad, validez y veracidad de los datos producidos en esta investigación.

La información obtenida de otras fuentes bibliográficas ha sido referenciada para respetar los derechos de autor. El texto fue analizado con software antiplagio.



## 7. Resultados



El trabajo de tesis cuenta con un artículo publicado y un capítulo de libro enviado a revisión como productos de investigación requeridos para la evaluación de grado.

### 7.1 Artículo publicado

El artículo lleva por título “*Vision-based radiochromic film densitometer: setup and uncertainty analysis for its potential clinical usage*”, se publicó en la revista “*Journal of Instrumentation*” (ISSN: 1748-0221) con el identificador de objeto digital (DOI, *digital object identifier*) 10.1088/1748-0221/16/05/P05006.

#### 7.1.1 Carta de aceptación

REPORT ON JINST\_058P\_1220

Date: February 23, 2021

---

Author(s): Gerardo Jimenez-Aviles, Miguel Camacho-Lopez, Olivia Amanda Garcia-Garduño and Keila Isaac-Olive

Title: Vision-Based Radiochromic Film Densitometer: Setup and Uncertainty Analysis for its Potential Clinical Usage

Received: 2020-12-18 21:41:43.0

---

In the third revision of the manuscript “Vision-Based Radiochromic Film Densitometer: Setup and Uncertainty Analysis for its Potential Clinical Usage” the authors have adequately addressed all of the concerns of the previous reviews. The English has been greatly improved, the manuscript is well understandable and the minor issues resolved. The manuscript is now recommended for publication.

**De:** JINST Editorial Office <[jinst-ee@jinst.sissa.it](mailto:jinst-ee@jinst.sissa.it)>  
**Fecha:** 5 de mayo de 2021, 9:34:54 a.m. GMT-5  
**Para:** Miguel Camacho-Lopez <[mikentoh@hotmail.com](mailto:mikentoh@hotmail.com)>  
**Asunto:** [JINST] 2021\_JINST\_16\_P05006 published

Preprint: JINST\_058P\_1220

Authors: Gerardo Jimenez-Aviles, Miguel Camacho-Lopez, Olivia Amanda Garcia-Garduño and Keila Isaac-Olive

Title: Vision-Based Radiochromic Film Densitometer: Setup and Uncertainty Analysis for its Potential Clinical Usage

JINST\_058P\_1220 has been published as: 2021\_JINST\_16\_P05006 and will be available shortly at : <https://doi.org/10.1088/1748-0221/16/05/P05006>

### 7.1.2 Resumen

En esta investigación se instrumentó un sistema alternativo de digitalización de película radiocrómica basado en visión por computadora a partir de una cámara comercial y un diodo emisor de luz de temperatura de 6500 K. Este arreglo experimental opera en modo de transmisión como el escáner de cama plana que ha estandarizado su uso en tareas de dosimetría clínica. Se utilizó un escáner comercial como referencia para comparar la respuesta de densidad óptica. Se irradiaron nueve muestras de  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> de película EBT3 dentro de un rango dosimétrico de 0 a 15 Gy, tomando una región de interés de 100 píxeles de cada una para análisis de ruido, incertidumbre de densidad óptica y reproducibilidad para las tres componentes de color de la imagen. El densitómetro prototipo tiene una mejor respuesta a la densidad óptica, un 43% más de sensibilidad que el escáner en todos los canales, con un máximo de 0.93 para el canal rojo; el mejor nivel de ruido está en el componente verde. Sin embargo, los resultados más bajos de ruido e incertidumbre total se encuentran en el escáner. El trabajo futuro debe centrarse en la reducción del ruido y la robustez de la instrumentación optoelectrónica para mejorar la reproducibilidad a largo plazo del prototipo.



## 7.1.3 Página frontal del manuscrito



PUBLISHED BY IOP PUBLISHING FOR SISSA MEDIALAB

RECEIVED: December 18, 2020

REVISED: February 16, 2021

ACCEPTED: February 23, 2021

PUBLISHED: May 5, 2021

## Vision-based radiochromic film densitometer: setup and uncertainty analysis for its potential clinical usage

G. Jiménez-Aviles,<sup>a</sup> M.A. Camacho-López,<sup>a,\*</sup> O.A. García-Garduño<sup>b</sup> and K. Isaac-Olivé<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Ave. Paseo Tollocan y Calle Jesús Carranza, Moderna de la Cruz, 50180, Toluca de Lerdo, México

<sup>b</sup>Laboratorio de Física Médica and Unidad de Radiocirugía, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, Ave. Insurgentes Sur 3877, La Fama, Tlalpan, 14269, Ciudad de México, México

<sup>c</sup>Laboratorio de investigación en Teranóstica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Ave. Paseo Tollocan y Calle Jesús Carranza, Moderna de la Cruz, 50180, Toluca de Lerdo, México

E-mail: [mikentoh@hotmail.com](mailto:mikentoh@hotmail.com)

**ABSTRACT:** In this research, an alternative radiochromic film readout system based on computer vision was instrumented with a commercial camera and a 6500 K temperature light-emitting diode. This arrangement works in transmission mode as the standardized flatbed scanner used in clinical dosimetry tasks. Scanner was employed as a reference to compare the optical density response. Nine  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> samples of EBT3 film were irradiated within a dosimetric range from 0 to 15 Gy taking a 100-pixel region of interest from each one for noise, optical density uncertainty, and reproducibility analysis for the three colour components. The densitometer prototype has a better response to optical density, 43% more sensitivity than the scanner in all channels, and a maximum of 0.93 for the red one; the best noise rejection is in the green component. However, the noise and lowest total uncertainty results are found in the scanner. Future work must focus on noise reduction and the robustness of the opto-electronic instrumentation to enhance the long-term reproducibility of the prototype.

**KEYWORDS:** Dosimetry concepts and apparatus; Data acquisition circuits; Optical detector readout concepts

\*Corresponding author.









2021 JINST 16 P05006

## 7.2 Capítulo de libro enviado

El capítulo de libro lleva por título “Sistemas electro-ópticos para digitalización de película radiocrómica”, se envió a revisión para su posible inclusión en el libro “Enfoque multidisciplinario de la investigación en salud” que será editado por la Universidad Autónoma del Estado de México.

### 7.2.1 Carta de envío del manuscrito

Capítulo de Libro “Sistemas electro-ópticos para digitalización de película radiocrómica”    Doctorado/Conacyt x

**Gerardo JimAv** <gerjimav@gmail.com> vie, 28 may. 11:58     
para librodcs ▾

**Dra. en C.S. María Dolores Martínez Garduño**  
**Dra. en C.S. Jessica Belen Rojas**  
Facultad de Enfermería y Obstetricia  
Universidad Autónoma del Estado de México

P R E S E N T E

Se remite el manuscrito que lleva por título “Sistemas electro-ópticos para digitalización de película radiocrómica”, cuyos autores son: Gerardo Jiménez-Aviles, Miguel Ángel Camacho-López, Olivia Amanda García-Garduño, Keila Isaac-Olivé y Elsa Yazmín León-Marroquín, para que sea considerada su participación como Capítulo en el libro *Enfoque multidisciplinario de la investigación en salud*.




Se anexa una carpeta con los documentos:

1. Carta de presentación, con la sugerencia de dos posibles revisores, firmada por los autores y con reseña de los mismos.
2. Manuscrito del capítulo, en formato DOCX, sin figuras ni tablas embebidas.
3. Figura 1-8, en formato TIF.
4. Tabla 1-3, en hoja de cálculo.

Sin otro particular, le agradezco su atención y permanezco al pendiente de sus comentarios.

Gerardo Jiménez Aviles

**Sistemas electro-opticos para digitalizacion de pelicula radiocromica.zip**

 Sistemas electro-opticos para digitalizacion de pelicula radiocromica.zip  
11 MB  
 

### 7.2.2 Resumen

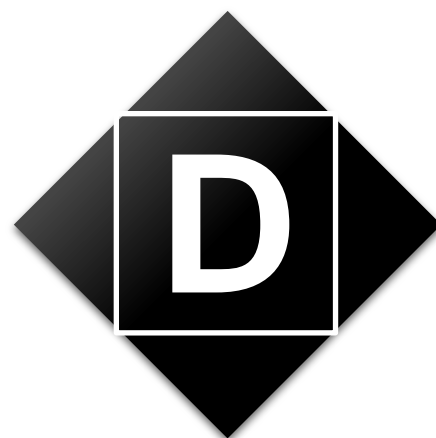
Los dispositivos tecnológicos que se utilizan en tratamientos oncológicos que emplean radiación ionizante demandan la determinación precisa de la dosis depositada. Por sus características, la película radiocrómica ha desempeñado un papel importante en estos procedimientos, ya que satisface las necesidades de la dosimetría clínica. La forma más óptima de digitalizar estas películas es con escáneres de cama plana en modo de transmisión. Sin embargo, al convertir la densidad óptica de la película a unidades de dosis surgen diversas



fuentes de interferencia e incertidumbre. El objetivo de la presente investigación es evaluar dos prototipos de digitalizador de película radiocrómica EBT-3 en un rango de dosis de 0 a 15 Gy, mediante la cuantificación de ruido, densidad óptica neta e incertidumbre. Estos valores son contrastados con los resultados de un escáner de uso común en clínica. Se parte del supuesto de que la respuesta de ambos prototipos y del escáner es similar al aplicar criterios semejantes de procesamiento de imágenes. Las dos propuestas experimentales hacen uso de luz láser y LED en conjunto con fotodiodos y una cámara comercial, respectivamente. Los resultados muestran que la sensibilidad de los prototipos a la densidad óptica neta es de 36 a 89% mayor a la del escáner, pero el ruido en la imagen acarrea una incertidumbre hasta 20 veces superior a la del escáner, en promedio. Los resultados indican la necesidad de mejorar la adquisición y procesamiento de los datos, en particular la eliminación del ruido en la imagen.



## 8. Discusión general



Los dos digitalizadores de PRC experimentales permiten eliminar factores que afectan el proceso de dosimetría con película. Por ejemplo, ambos sistemas no requieren del soporte de vidrio, disminuyendo la posibilidad de aparición de Anillos de Newton, ventaja que también exhibe el sistema de Rosen et al. (2015) <sup>16</sup>. A pesar de que el modelo de PRC EBT-3 evita estos artefactos <sup>12</sup>, esta característica de ambos prototipos se puede extender al digitalizar otros modelos de película radiocrómica. 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 los sistemas láser y LED y para el escáner, respectivamente.

En el caso del sistema láser, la longitud de onda (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 <sup>10</sup>, optimizando parcialmente la respuesta de  $DO_{\text{neto}}$  del sistema. De forma contraria, la luz LED de 6500 K del SLC es de espectro amplio <sup>49</sup>; 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) <sup>49</sup> para sintonizarse con el pico máximo del espectro de la PRC EBT-3 a 633 nm <sup>9</sup>.

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 <sup>14,40</sup>, ya que los primeros escaneos producen datos no confiables. En el caso del láser, por sus características de control, la fuente de luz permanece encendida todo el tiempo, pero el LED del sistema de visión 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 <sup>10</sup>. De forma alterna, el LED puede encenderse hasta alcanzar su estabilidad parcial.

La variación de la transmitancia óptica de calibración del sistema láser se atribuye a la incertidumbre en la determinación de la parámetro  $k_1$ , derivada del calentamiento de los fotodiodos, con un valor de  $k_1 \pm 0.5\%$  después de 44 min desde su encendido.

La aberración de la lente del sistema LED tiene un símil en el escáner, el cual, por su escaneo de línea, tiene una respuesta axial de su sensor CCD en forma ‘parabólica’ <sup>13,14</sup>. 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 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 <sup>19</sup>.

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 los dos sistemas, la intensidad del láser y del LED se mantiene fija y solo se manipula el tiempo de adquisición de datos (integración de la imagen), 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 sistema láser y el canal verde del sistema LED. Además, la aplicación de filtros, mediano o Wiener <sup>9,10</sup>, aumentarían la calidad de la señal en la imagen para reducir la incertidumbre.

El parámetro ‘c’ de la ecuación de calibración se ha definido como un valor que modifica la incertidumbre del ajuste <sup>9,14</sup>. Para el escáner se identifica una incertidumbre menor cuando ‘c’ también lo es, pero esta relación no está presente en el sistema LED. El análisis se debe extender a más modelos de ecuación para determinar la calibración óptima del prototipo <sup>34,35</sup>.

Para los sistemas experimentales, 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 sistema LED 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 <sup>35</sup>; sin embargo, para una cámara CCD este valor se alcanza a los 4.5 Gy empleando un LED rojo <sup>34</sup>, fuente de luz que mejora la respuesta como en el sistema de Ranade et al. (2008) <sup>15</sup> que alcanza una  $DO_{neta}$  de ~0.7 a 2.1 Gy. A diferencia de otros reportes <sup>34,35</sup>, los canales RGB del sistema LED no se ven sobrepasados por los valores del escáner. En comparación, el sistema láser 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.

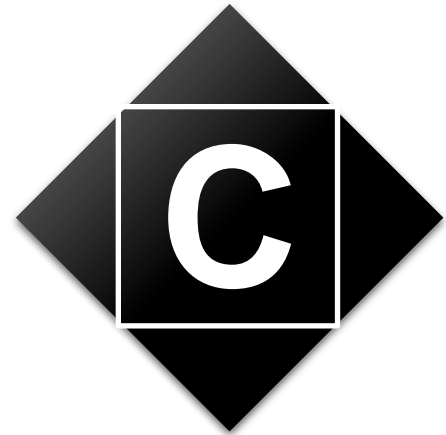
Los resultados de incertidumbre total para ambos prototipos son indiscutiblemente superiores al del escáner y con una tendencia influida principalmente por el ruido en la imagen de la PRC, el cual se convierte en el factor a eliminar.

La hipótesis se rechaza, ya que los niveles de ruido,  $DO_{neta}$  e incertidumbre, en lo general no son similares entre el sistema LED y el escáner al aplicar criterios semejantes. Sin embargo, la respuesta de  $DO_{neta}$  es mejor en los dos prototipos empleados 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 <sup>3</sup>, por lo que ambos sistemas experimentales requieren de mejoras en su desarrollo técnico para estar muy por debajo de ese porcentaje.





## 9. Conclusiones generales



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 en cada uno de sus componentes: fuente de luz, PRC y dispositivo de adquisición de datos.

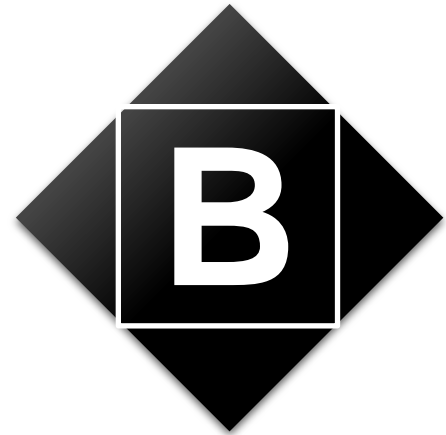
En la dosimetría clínica con película, la obtención de imágenes de PRC se limita a escáneres de superficie plana y densitómetros para mediciones puntuales. El sistema dosimétrico formado con el escáner ha sido analizado en extenso en la literatura, a pesar de ello, aún persisten deficiencias que han motivado el diseño de alternativas para la adquisición de la imagen. En este escenario, este trabajo reporta la investigación sobre una alternativa a la digitalización de películas radiocrómicas para su uso clínico, con base en las áreas de oportunidad que ofrecen las deficiencias del sistema dosimétrico PRC-escáner.

La investigación se enfocó en desarrollar, un sistema de visión por computadora, RGB, que fue caracterizado y validado en un rango de dosis de 0 a 15 Gy, a través de mediciones de ruido, densidad óptica neta e incertidumbre. Al realizar una comparación entre 3 sistemas opto-electrónicos diferentes, los resultados muestran que los sistemas LED y láser exhiben niveles de ruido e incertidumbre superiores a los del escáner, no así en la sensibilidad en términos de la densidad óptica neta en la que ambos tienen mejores resultados que el escáner, lo que posibilita su uso en rangos dosimétricos mayores. Además, la incertidumbre total del sistema láser y del canal verde del sistema LED los coloca como alternativas potenciales de digitalización de PRC.

Esta investigación da sustento a la posibilidad de utilizar un sistema de visión por computadora como alternativa para la digitalización de PRC, con el desafío inicial de la reducción del ruido en las imágenes adquiridas. Al robustecer el control de la adquisición de datos, el ruido electrónico disminuiría e influirían positivamente en la propagación de la incertidumbre. Esto sería posible al variar automáticamente la intensidad de la fuente de luz y el tiempo de integración de la imagen.



## 10. Bibliohemerografía



1. Lemoigne Y, Caner A. Radiotherapy and Brachytherapy. Vol. 1, NATO Advanced Study Institute. Springer; 2009. 250 p.
2. Karsch L, Beyreuther E, Burris-Mog T, Kraft S, Richter C, Zeil K, et al. Dose rate dependence for different dosimeters and detectors: TLD, OSL, EBT films, and diamond detectors. *Med Phys.* 2012;39(5).
3. 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. Vol. 56, *Acta Oncologica.* 2017. p. 1–6.
4. Hartmann GH. Accuracy strategies in radiotherapy. En: Lemoigne Y, Caner A, editores. *Radiotherapy and Brachytherapy.* Springer; 2009. p. 11–30.
5. 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.* 2006;33(11):4064–72.
6. 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.* 2014;15(1):363–74.
7. Marinello G. Solid state detectors for quality assurance in brachytherapy. En: Lemoigne Y, Caner A, editores. *Radiotherapy and Brachytherapy.* Springer; 2009. p. 227–37.
8. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques



- for IMRT. *Med Phys.* 2011;38(3):1313–38.
9. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Phys Medica.* 2016;32(4):541–56.
  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.* 2020;47(12):5986–6025.
  11. Ashland Inc. Gafchromic™ Dosimetry Tools [Internet]. 2016 [citado el 2 de febrero de 2021]. p. 4. Disponible en: [http://www.gafchromic.com/documents/PC-11802\\_Gafchromic\\_EBT3.pdf](http://www.gafchromic.com/documents/PC-11802_Gafchromic_EBT3.pdf)
  12. Ashland Inc. Gafchromic dosimetry media, type EBT-3 [Internet]. 2016 [citado el 25 de abril de 2021]. p. 5. Disponible en: [http://www.gafchromic.com/documents/EBT3\\_Specifications.pdf](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.* 2006;33(11):3993–6.
  14. Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys Med Biol.* 2009;54(4):1073–85.
  15. Ranade MK, Li JG, Dubose RS, Kozelka J, Simon WE, Dempsey JF. A prototype quantitative film scanner for radiochromic film dosimetry. *Med Phys.* 2008;35(2):473–9.
  16. 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.* el 1 de julio de 2015;42(7):4055–68.
  17. Paskalev KA, Seuntjens JP, Patrocinio HJ, Podgorsak EB. Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter). *Med Phys.* 2003;30(2).
  18. Ehrbar S, Schmid S, Jöhl A, Klöck S, Guckenberger M, Riesterer O, et al. Comparison of multi-leaf collimator tracking and treatment-couch tracking during stereotactic body radiation therapy of prostate cancer. *Radiother Oncol.* 2017;125(3).
  19. 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.
  20. Tyler M, Liu PZY, Chan KW, Ralston A, McKenzie DR, Downes S, et al.



- Characterization of small-field stereotactic radiosurgery beams with modern detectors. *Phys Med Biol* [Internet]. el 7 de noviembre de 2013;58(21):7595–608. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/58/21/7595>
21. Arráns R., et al. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev Física Médica*. 2009;10(2).
  22. Fuss M, Sturtewagen E, De Wagter C, Georg D. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol*. 2007;52(14).
  23. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med Phys* [Internet]. el 1 de noviembre de 1998 [citado el 15 de junio de 2020];25(11):2093–115. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.598407>
  24. 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*. 1998;25(4):503–11.
  25. Butson M, Niroomand-Rad A. Historical Background, Development and Construction of Radiochromic Films. En: Das IJ, editor. *Radiochromic Film: Role and Applications in Radiation Dosimetry*. CRC Press; 2017. p. 7–32.
  26. Borca VC, Pasquino M, Russo G, Grosso P, Cante D, Sciacero P, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(2).
  27. Stevens MA, Turner JR, Hugtenburg RP, Butler PH. High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. *Phys Med Biol*. 1996;41(11).
  28. Eduardo Villarreal-Barajas J, Khan RFH. Energy response of EBT3 radiochromic films: Implications for dosimetry in kilovoltage range. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15(1).
  29. Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, Podgorsak EB, Soares CG, Kirov AS, et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. *Med Phys*. 2004;31(9):2392–401.
  30. Lárraga-Gutiérrez JM, García-Garduño OA, Treviño-Palacios C, Herrera-González JA. Evaluation of a LED-based flatbed document scanner for radiochromic film dosimetry in transmission mode. *Phys Medica*. 2018;47:86–91.

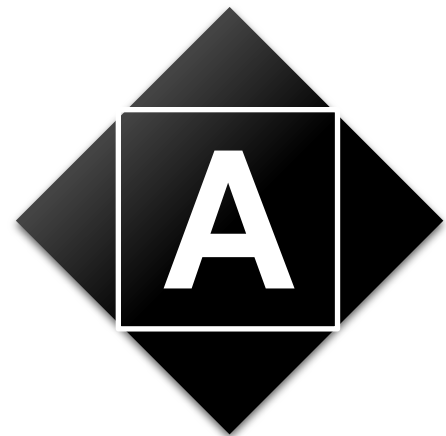


31. Gluckman GR, Reinstein LE. Comparison of three high-resolution digitizers for radiochromic film dosimetry. *Med Phys*. 2002;29(8).
32. Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. *Med Phys* [Internet]. el 27 de septiembre de 2012 [citado el 15 de junio de 2020];39(10):6339–50. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4754797>
33. Jiménez G. Diseño, desarrollo e implementación de un sistema automático de escaneo óptico bidimensional para dosimetría con película radiocrómica en radioterapia de intensidad modulada. Universidad Autónoma del Estado de México; 2017.
34. Alexander K. Development of a novel readout system for radiochromic film dosimetry. Queen's University; 2014.
35. 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*. 2017;62(20):N506–15.
36. Casolaro P, Campajola L, Breglio G, Buontempo S, Consales M, Cusano A, et al. Real-time dosimetry with radiochromic films. *Sci Rep*. 2019;9(1):1–11.
37. Guardiola C, Márquez A, Jiménez-Ramos MC, López JG, Baratto-Roldán A, Muñoz-Berbel X. Dosimetry with gafchromic films based on a new micro-opto-electro-mechanical system. *Sci Rep*. 2021;11(1).
38. 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. 1030 p.
39. IAEA (International Atomic Energy Agency). IAEA-TRS-398 Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. IAEA [Internet]. 2005;279. Disponible en: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS\\_398s\\_Web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS_398s_Web.pdf)
40. Paelinck L, De Neve W, De Wagter C. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol*. 2007;52(1):231–42.
41. 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*. 2006;33(12):4551–6.
42. Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys*.



- 2008;35(7):3094–101.
43. Devic S, Wang YZ, Tomic N, Podgorsak EB. Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry. *Med Phys*. 2006;
  44. Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Romana Giglioli F, Calamia E, et al. Clinical use of EBT model Gafchromic<sup>TM</sup> film in radiotherapy. *Med Phys*. 2006;33(11).
  45. Marroquin EYL, Herrera González JA, Camacho López MA, Barajas JEV, García-Garduño OA. Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density. *J Appl Clin Med Phys* [Internet]. el 1 de septiembre de 2016 [citado el 15 de junio de 2020];17(5):466–81. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1120/jacmp.v17i5.6262>
  46. León-Marroquín EY, Camacho-López MA, García-Garduño OA, Herrera-González JA, Villarreal-Barajas JE, Gutiérrez-Fuentes R, et al. Spectral analysis of the EBT3 radiochromic film irradiated with 6 MV X-ray radiation. *Radiat Meas*. el 1 de junio de 2016;89:82–8.
  47. Telljohann A. Introduction to Building a Machine Vision Inspection. En: Hornberg A, editor. *Handbook of Machine and Computer Vision*. 2nd ed. Weinheim: Wiley-VCH; 2017. p. 31–62.
  48. Jiménez-Aviles G, Camacho-López MA, García-Garduño OA, Isaac-Olivé K. Vision-based radiochromic film densitometer: Setup and uncertainty analysis for its potential clinical usage. *J Instrum*. 2021;16(5).
  49. 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*. 2011;19(3):2519.

## 11. Anexos



### Anexo A. Participación en el Congreso de Instrumentación SOMI XXXIV

The certificate is titled "CONSTANCIA" and is issued by the Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, the Instituto de Investigaciones en Materiales Unidad Morelia, the Universidad Nacional Autónoma de México, and the Sociedad Mexicana de Instrumentación. It recognizes the participation of Gerardo Jiménez Aviles, Miguel Angel Camacho López, Olivia Amanda García Garduño, Keila Isaac Olivé, and Elsa Yazmin León Marroquín for presenting a work titled "Sistema de Visión para su uso en Dosimetría Clínica con Película Radiocrómica" at the SOMI XXXIV Congress of Instrumentation in Morelia, Michoacán, Mexico, from October 16 to 18, 2019. The certificate is signed by Rodolfo Zanella Spezia, Director of the Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, and Joel Vargas Ortega, Jefe de la Unidad Morelia of the Instituto de Investigaciones en Materiales. The certificate features logos of various institutions at the top, including ICAT, UNAM, and JART, and a decorative border with a butterfly and circular images of the congress venue.

**SOMI XXXIV**  
CONGRESO DE INSTRUMENTACIÓN

Morelia, Michoacán  
del 16 al 18  
de octubre del 2019

El Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología,  
el Instituto de Investigaciones en Materiales Unidad Morelia  
de la Universidad Nacional Autónoma de México  
y la Sociedad Mexicana de Instrumentación

Otorgan la presente

# CONSTANCIA

a: Gerardo Jiménez Aviles, Miguel Angel Camacho López,  
Olivia Amanda García Garduño, Keila Isaac Olivé,  
Elsa Yazmin León Marroquín

por haber presentado el trabajo

Sistema de Visión para su uso en Dosimetría Clínica con Película Radiocrómica

Morelia, Michoacán., México., 18 de octubre del 2019

Por el Comité Organizador

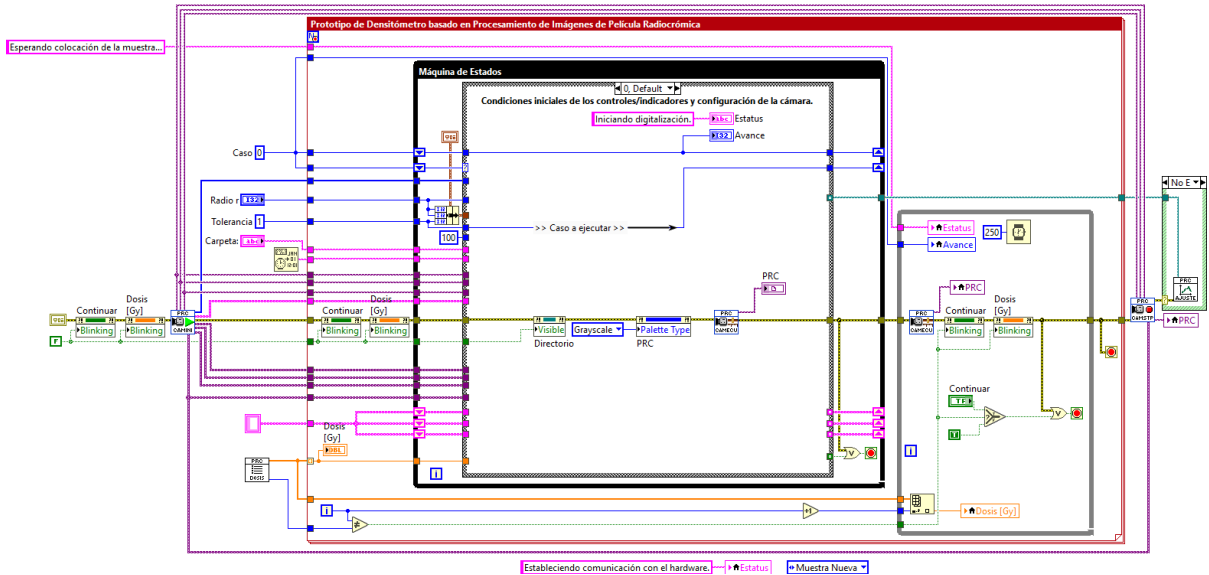
Dr. Rodolfo Zanella Spezia  
Director  
Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología

Dr. Joel Vargas Ortega  
Jefe de la Unidad Morelia  
Instituto de Investigaciones en Materiales





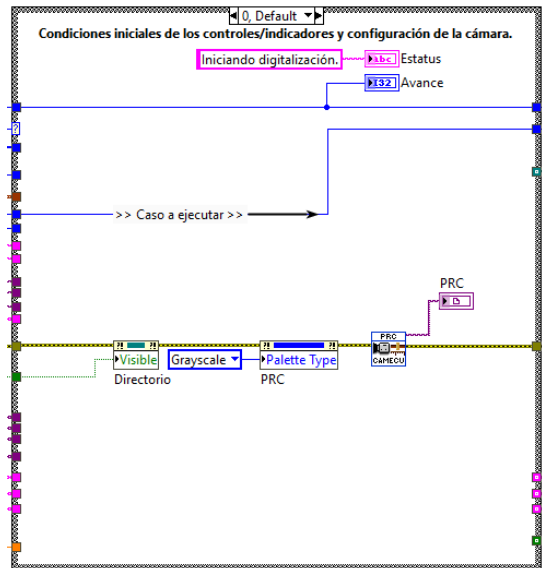
Anexo B. Instrumento virtual e interfaz gráfica de usuario del prototipo



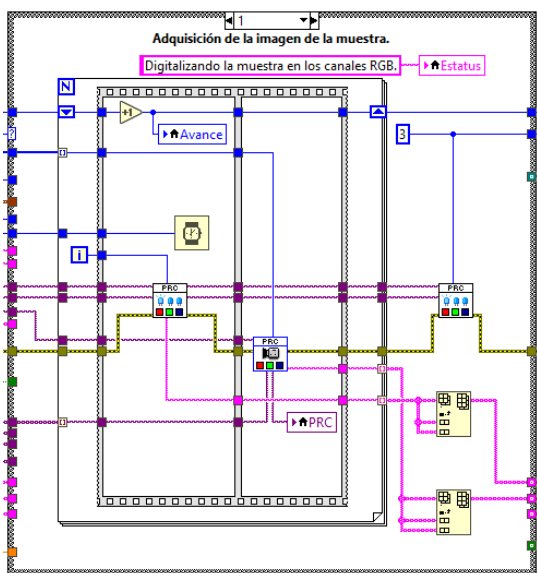
Programación por bloques del instrumento virtual para el sistema de visión. Se muestran las estructuras principales y la relación de entradas/salidas con las constantes/variables.



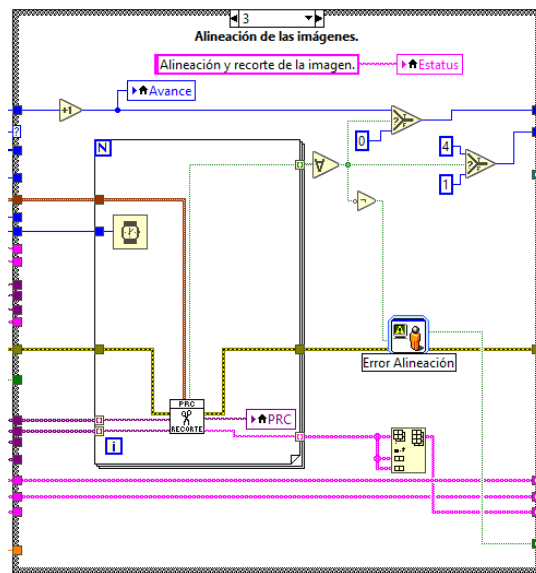
GUI del sistema de visión. Al centro se despliegan las imágenes de PRC; en la parte inferior un indicador del estatus de los dispositivos, un indicador de la dosis en la muestra y un control de inicio de escaneo cuando la muestra siguiente se ha colocado. Finalmente, una barra de progreso.



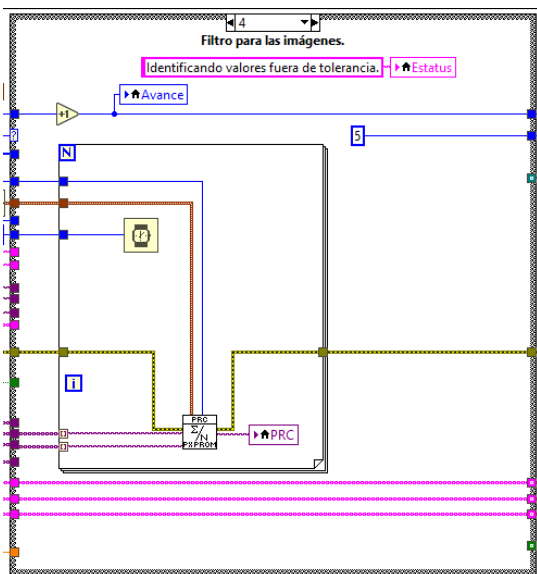
**Estado 1:** se corrobora la comunicación con los dispositivos y se configuran sus parámetros; en la GUI se borran los datos de la adquisición previa.



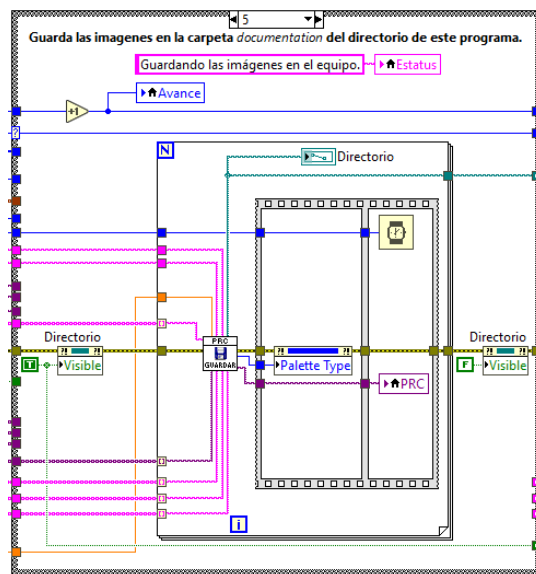
**Estado 2:** se conmuta la fuente de luz en el canal requerido, los valores de potencia eléctrica se adecuan, la cámara se configura para la adquisición, se realiza la toma de imagen y se suspende la operación de los dispositivos.



**Estado 3:** se verifica si se han adquirido datos innecesarios (exceso de borde en la imagen); si hay algún error en la posición de la PRC, se informa al usuario y se repite la toma.



**Estado 4:** se obtienen los valores de la intensidad promedio y la desviación estándar asociada.



**Estado 5:** los datos se resguardan en una carpeta del sistema.



