

DISEÑO, DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA AUTOMÁTICO DE ESCANEADO ÓPTICO BIDIMENSIONAL PARA DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

Maestría en Física Médica



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO**

**INSTITUTO NACIONAL DE
NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA
“MANUEL VELASCO SUÁREZ”**



FACULTAD DE MEDICINA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

**DISEÑO, DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
AUTOMÁTICO DE ESCANEÓ ÓPTICO BIDIMENSIONAL PARA
DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA EN
RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE:

MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

I. EN E. GERARDO JIMÉNEZ AVILES

COMITÉ DE TUTORES: DR. MIGUEL ÁNGEL CAMACHO LÓPEZ
DRA. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO
DRA. KEILA ISAAC OLIVÉ



TOLUCA DE LERDO, ESTADO DE MÉXICO. NOVIEMBRE, 2017.



Toluca Méx., a 17 de noviembre de 2017

DR. EN C. ALBERTO ERNESTO HARDY PÉREZ
COORDINADOR DEL CIEACS
PRESENTE:

Por este conducto informo a usted, que después de haber revisado el trabajo de TESIS titulado:

**"DISEÑO, DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA AUTOMÁTICO DE
ESCANEÓ ÓPTICO BIDIMENSIONAL PARA DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA
EN DOSIMETRÍA DE INTENSIDAD MODULADA."**

A cargo del I. en E. GERARDO JIMÉNEZ AVILES, alumno egresado de la Maestría en Física Médica, de la Facultad de Medicina, UAEM

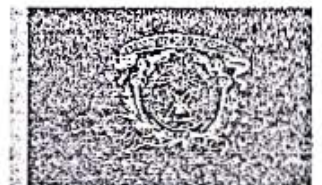
No se encontró ninguna corrección, por lo tanto se APRUEBA el mencionado trabajo de TESIS.

ATENTAMENTE
LA COMISIÓN DE REVISORES
PATRIA, CIENCIA Y TRABAJO
"2017, Año del Centenario de la Promulgación de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos"

DR EN C. MIGUEL ÁNGEL CAMACHO LÓPEZ (UAEMéx)

DRA. EN C. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO, (I.N.N.N.)

DRA. EN C. KEILA ISAAC OLIVÉ (UAEMéx)





UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

CARTA DE DERECHOS

En la ciudad de Toluca de Lerdo, Estado de México, el día 21 de noviembre del año 2017, el I. en E. Gerardo Jiménez Aviles, alumno del Programa de Maestría en Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México, con número de cuenta 0520415, manifiesta que es el autor intelectual del presente trabajo de tesis elaborado bajo la dirección del Dr. Miguel Ángel Camacho López y la Dra. Olivia Amanda García Garduño; mismo que fue registrado ante la Secretaría de Investigación y Estudios Avanzados de esta Universidad.

Este proyecto teórico-experimental se circunscribe en un esquema de Investigación acentuada en Dosimetría Teórica y Experimental con Línea de Generación y Aplicación del Conocimiento de Física Aplicada en Medicina; desarrollado en el Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopía Láser de Pulsos Ultracortos, de la Universidad Autónoma del Estado de México, y en las Unidades de Investigación Clínica y Socio-médica (Laboratorio de Física Médica) y de Radioneurocirugía, del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Los usuarios de la información aquí contenida no deben de reproducir el contenido sin la debida referencia a este documento.

Los nombres y marcas de software y productos se han empleado como referencia en el desarrollo experimental y no se busca promover su difusión con fines de lucro.

Una firma manuscrita en tinta negra, que parece ser 'Gerardo Jiménez Aviles', sobre una línea horizontal.

Gerardo Jiménez Aviles

Dedicado

a mi mamá, a mi papá

a mi esposa y a Emiliano

a mi hermana y a mi hermano

Gracias por compartir su vida conmigo

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, Aviles-Jiménez, por acompañarme en todo momento; es un logro más de todos nosotros.

A mis amigos, ¡gracias!, porque sin personas como Ustedes a mi alrededor habría ~~terminado 2 años antes~~ claudicado hace ya mucho tiempo de este quehacer.

A mis compañeros, por su fraterna calidez al compartir y dar solución a las inquietudes y problemas durante la realización del protocolo de tesis.

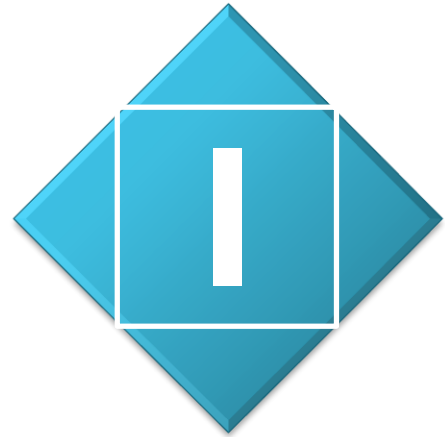
A mi comité tutorial, por brindarme la oportunidad de recurrir a su capacidad y experiencia científicas, en un marco de amistad, confianza, afecto y respeto; aspectos fundamentales para la concreción de los objetivos del proyecto de investigación.

Al sínodo evaluador, por la retroalimentación y las críticas constructivas.

A mi casa de estudios, “Patria, Ciencia y Trabajo”.

Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía y al Consejo Mexiquense de Ciencia y Tecnología, por brindarme infraestructura, recursos materiales y monetarios para realizar mis Estudios de Maestría.

ÍNDICE



	Pág.		Pág.
ÍNDICE	i	b. Heterogeneidad	4
Índice de Figuras	iii	1.4 Dosimetría con PRC	5
Índice de Tablas	v	1.4.1 Curva de calibración	5
Índice de Ecuaciones	v	1.4.2 Incertidumbre de calibración	6
Lista de Abreviaturas	vii	1.5 Imagen de la Distribución de Dosis	6
		1.5.1 Índice gamma	6
RESUMEN	ix	1.6 Literatura Citada	7
<i>Abstract</i>	x		
INTRODUCCIÓN		CAPÍTULO 2. DESARROLLO EXPERIMENTAL	
I. Planteamiento del Problema	xi	2.1 Introducción	9
II. Justificación	xiii	2.2 Preparación de la PRC	9
i. Aportación científica y tecnológica	xiii	2.3 Análisis por medio de Escáner	10
ii. Importancia social	xiv	2.3.1 Procesamiento de imágenes con ImageJ	11
III. Hipótesis	xiv	a. Obtención del fondo con la PRC de 0 Gy	11
IV. Objetivo General	xiv	b. Obtención de la intensidad	11
i. Objetivos específicos	xiv	2.4 Curva de Calibración para el Escáner	12
IV. V.Literatura Citada	xiv	2.5 Diseño Gráfico de Sistemas	13
		2.5.1 Arreglo óptico	15
CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO		2.5.2 Sistema de adquisición de intensidad	15
1.1 Introducción	1	2.5.3 Dispositivo de movimiento bidimensional	16
1.2 Película Radiocrómica	1	2.6 Máquina de Estados para el Prototipo	19
1.2.1 Película EBT	2	2.6.1 Diagrama de estados	20
1.3 Hardware para Digitalización de PRC	3	2.6.2 Reconstrucción de la imagen	23
1.3.1 Escáner de cama plana	3	2.7 Curva de Calibración para el Prototipo	24
a. Orientación relativa película-escáner	4	2.8 Literatura Citada	25



	Pág.		Pág.
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS		ANEXOS	
3.1 Introducción	27	Anexo A. Participación en el Congreso Iberoamericano de Instrumentación	xv
3.2 Estabilidad de los Puertos de Adquisición	27	Anexo B. Documentación del Artículo	xvi
3.3 Estabilidad de la Fuente de Luz	29		
3.4 Comparación de Ajustes	30		
3.5 Análisis Comparativo entre Distribuciones de Dosis	31		
3.6 Validación del Prototipo	32		
3.7 Observaciones y Recomendaciones	33		
CONCLUSIONES	35		
Trabajo futuro	36		



ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.		Pág.
Figura 1.1. Constitución por capas en los diferentes modelos de películas GAFchromic	2	Figura 2.13. Secuencia de escaneo puntual de la PRC	17
Figura 1.2. Espectro de absorción en relación con la DO	3	Figura 2.14. Arreglo mecatrónico para el escaneo óptico en 2 dimensiones	17
Figura 1.3. Artefactos comunes en las imágenes digitalizadas de PRC	4	Figura 2.15. Nodos de propiedad y de método para programar Contenedores ActiveX	18
Figura 1.4. Variación de la intensidad de pixel de acuerdo con la orientación de escaneo	4	Figura 2.16. Interfaz de usuario del VI que inicializa el hardware	19
Figura 1.5. Esquema de la no-uniformidad de detección en el escáner en modo de transmisión	4	Figura 2.17. Diagrama de flujo del instrumento virtual programado para el escaneo de película radiocrómica	21
Figura 1.6. Tipos de muestras para calibrar dispositivos de digitalización de PRC	5	Figura 2.18. Programa en lenguaje G para controlar el proceso de escaneo óptico	22
Figura 1.7. Distribución de dosis en una PRC	7	Figura 2.19. Interfaz de usuario para el VI de reconstrucción de imagen	23
Figura 2.1. Acelerador lineal Novalis y maniquí PCW500 con película EBT3	10	Figura 2.20. Gráfica del ajuste de la densidad óptica en función de la dosis para el prototipo de escaneo bidimensional basado en láser verde	24
Figura 2.2. Interfaz del software para procesar las imágenes de las PRC	11	Figura 2.21. Instrumento virtual empleado como herramienta durante la calibración	25
Figura 2.3. Gráfica de ajuste de la densidad óptica en función de la dosis para el escáner 11000XL	12	Figura 3.1. Gráficas de los voltajes adquiridos para validar la USB-9219	27
Figura 2.4. Programa <i>Curva_Ajuste.m</i> en Matlab	12	Figura 3.2. Homologación del potencial de referencia del chasis para estabilización de las mediciones	28
Figura 2.5. <i>Toolkit .NET & ActiveX</i> en el IDE de LabVIEW	13	Figura 3.3. Corroboración de voltajes de los fotodiodos con el osciloscopio Tektronix TDS5104B	28
Figura 2.6. Diagrama de jerarquización de los VI programados	14	Figura 3.4. Comportamiento del cociente de intensidades	28
Figura 2.7. VI de control y monitoreo del prototipo de escaneo de PRC	14	Figura 3.5. Periodo de estabilización y variaciones en la fuente de luz	29
Figura 2.8. Gráfica de la capacidad de respuesta del transductor DET36A	15	Figura 3.6. Comportamiento de la transmitancia durante el periodo de estabilización del láser	29
Figura 2.9. Diagrama del arreglo óptico	15	Figura 3.7. Análisis de las señales de voltaje para determinar la variación en la transmitancia	29
Figura 2.10. DAQ empleada en el prototipo de escaneo óptico	16	Figura 3.8. Diferencia de voltajes entre ambos canales de lectura de la DAQ USB-9219	30
Figura 2.11. Diagrama de programación para configurar la DAQ USB-9162	16		
Figura 2.12. Gráfica de monitoreo de la intensidad del láser	16		



	Pág.		Pág.		
Figura 3.9.	Resultados de la reconstrucción de imagen para 2 resoluciones	30	Figura 3.13.	Haz láser incidente en la PRC	32
Figura 3.10.	Comparación entre las curvas de ajuste para los dos métodos de digitalización de PRC	31	Figura 3.14.	ROI seleccionada en los archivos pertenecientes al escaneo, con haces de diámetro de 1 y 0.50 mm	32
Figura 3.11.	Comparación entre las curvas de ajuste para los dos métodos de digitalización de PRC, con 12 puntos de 19	31	Figura 3.15.	Razón de pixeles y su índice gamma	33
Figura 3.12.	Curvas de ajuste para el escáner y el sistema basado en láser	31	Figura 3.16.	Comparación cualitativa de las DD del SPT y del prototipo.	33
			Figura 3.17.	Reconstrucción inadecuada de la imagen	33



ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.		Pág.		
Tabla 2.1.	Configuración de las Opciones de Control para Adquisición con el Escáner Epson 11000XL	10	Tabla 3.1.	Estadísticos para Caracterizar los Canales de Lectura Intensidad iPRC e Intensidad iREF	27
Tabla 1.2.	Registro de Estadísticos: Promedio y Desviación Estándar, para Calcular los Coeficientes de la Curva de Calibración del Escáner	12	Tabla 3.2.	Promedio y Desviación Estándar de DO_{neta} , para la Calibración del Escáner y del Prototipo basado en Láser	31

ÍNDICE DE ECUACIONES

	Pág.		Pág.		
Ecuación 1.1.	DO en función de la intensidad	5	Ecuación 2.1.	Ajuste esperado para el escáner	12
Ecuación 1.2.	DO_{neta} en función de la DO	5	Ecuación 2.2.	Intensidad de luz detectada por los fotodiodos	15
Ecuación 1.3.	DO_{neta} en función de la intensidad	5	Ecuación 2.3.	Ajuste esperado para el prototipo	24
Ecuación 1.4.	Función de ajuste de la DO_{neta} , en función de la dosis (fabricante)	5	Ecuación 2.4.	DO_{neta} en función de la intensidad (corregida)	25
Ecuación 1.5.	Función de ajuste de la DO_{neta} , en función de la dosis	6	Ecuación 3.1.	Ajuste para el escáner con 19 muestras de PRC	30
Ecuación 1.6.	Incertidumbre de dosis en la PRC, en función de la intensidad	6	Ecuación 3.2.	Ajuste para el prototipo con 19 muestras de PRC	30
Ecuación 1.7.	Incertidumbre de dosis en la PRC, en función de la DO	6	Ecuación 3.3.	Ajuste para el escáner con 12 muestras de PRC	31
Ecuación 1.8.	Magnitud de la resultante por pixel del índice gamma	7	Ecuación 3.4.	Ajuste para el prototipo con 12 muestras de PRC	31
Ecuación 1.9.	Índice gamma	7			



LISTA DE ABREVIATURAS

$\gamma(\bar{r}_r)$	Índice gamma	GUI	Interfaz gráfica de usuario
λ	Longitud de onda	$I(\lambda)$	Intensidad de luz transmitida
$\sigma_{DO_{neta}}$	Incertidumbre en la respuesta de la PRC	$I_0(\lambda)$	Intensidad de la luz de incidencia
AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina	IDE	Ambiente integrado de desarrollo
ai0	Fotodiodo de referencia	IMRT	Radioterapia de intensidad modulada
ai1	Fotodiodo de lectura de transmisión	iPRC	Intensidad de transmisión
CCD	Dispositivo de carga acoplada	iREF	Intensidad del láser
DAQ	Tarjeta de adquisición de datos	ME	Máquina de estados
DD	Distribución de dosis	PRC	Película radiocrómica
DO	Densidad óptica	QA	Aseguramiento de la calidad
DO_{neta}	Densidad óptica neta	RGB	Multicanal rojo-verde-azul
DTA	Distancia en concordancia	ROI	Región de interés
F_iPRC	Fotodiodo de lectura de transmisión	SPT	Sistema de planificación de tratamiento
F_iREF	Fotodiodo de referencia	VI	Instrumento virtual
GSD	Diseño gráfico de sistemas	Z_{ef}	Número atómico efectivo



RESUMEN



A medida que las modalidades de tratamiento de radioterapia continúan en desarrollo, la complejidad en la dosis entregada a los pacientes se incrementa y se vuelve crucial la verificación de la dosis administrada y el aseguramiento de la calidad (QA: *quality assurance*) para garantizar las prescripciones médicas.

La dosimetría con película radiocrómica (PRC) ha sido adoptada en la clínica como una opción adecuada para QA, ya que provee verificación de forma bidimensional, es independiente de la energía en el rango de 0.10 a 15 MV, es equivalente a tejido y posee una resolución espacial alta. Desafortunadamente, no siempre es sencillo emplearla.

El proceso de lectura de la PRC se realiza típicamente con escáneres de cama plana de alta gama, como el modelo comercial Epson® 11000XL; sin embargo, durante el mismo procedimiento se deben superar los artefactos relacionados con la dependencia en la orientación de la PRC o con la falta de uniformidad en la sensibilidad del escáner.

Es por lo anterior que se vuelve necesario desarrollar protocolos estrictos para la lectura de PRC, así mismo se requieren técnicas sofisticadas para la corrección de imágenes.

Previamente, con el trabajo realizado en el Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopía Láser de Pulsos

Ultracortos, se ha desarrollado un sistema manual de lectura puntual para PRC, en el cual se emplea una fuente de luz monocromática y fotosensores que permiten calcular la densidad óptica de la película para así relacionarla con la unidad de dosis. Con base en esta experiencia, en este trabajo se desarrolló un sistema automático de escaneo a partir de un diseño gráfico de sistemas (GSD: *graphical system design*).

El nuevo sistema cuenta con una fuente de luz de 543.50 nm y un arreglo óptico para adecuar su intensidad, misma que se mide con 2 fotodiodos conectados a una tarjeta de adquisición de datos que se enlaza a una interfaz gráfica de usuario (GUI: *graphical user interface*), programada con el propósito de mover 2 mesas de translación y, así, escanear la superficie de la PRC. La GUI adquiere los valores de intensidad, procesa los datos con base en una curva de calibración y reconstruye la imagen de la película indicando la distribución de dosis.

El prototipo de lectura se caracterizó en el rango dosimétrico de 0 a 30 Gy con el canal de lectura verde. La validación se realizó mediante un campo colimado circularmente típicamente utilizado en radiocirugía. Los resultados fueron comparados cuantitativamente con el sistema de planificación de tratamientos a través del índice gamma, con un criterio de 5% y 5 mm, el análisis arroja que el 96.10% de los puntos evaluados pasan la prueba. Con esto se valida su posible aplicación como herramienta en dosimetría clínica.



ABSTRACT

As the modalities of radiotherapy treatment continue in development, it increases the complexity in the dose delivered to the patients. It has become critical to guarantee the verification of the administered dose and the quality assurance according to the medical prescriptions.

Radiocromic film dosimetry (PRC) has been adopted in the clinic as a suitable option, since it provides verification of two-dimensional form, is independent of the energy from 0.10 to 15 MV, is equivalent to tissue and has a high spatial resolution. Unfortunately, it is not always easy to use. The PRC reading process is typically performed with high-end flatbed scanners, such as the Epson® 11000XL. However, during the same procedure the artifacts related to dependence on the orientation of the PRC or to the lack of uniformity in the sensitivity of the scanner must be overcome.

It becomes necessary to develop strict protocols for reading PRC, and sophisticated techniques for the correction of images are required.

Previously, with the work done in the Laboratory of Photomedicine, Biophotonics and Ultra-Short Pulse Laser Spectroscopy, a manual punctual reading system for PRC has been developed, in which a monochromatic light source and

photosensors are used to calculate the optical density of the film in order to relate it to the dose unit. Based on this experience, an automatic readout system was developed.

The prototype is based on a graphical system design (GSD), a light source of 543.50 nm and an optical arrangement to adjust its intensity, which is measured with 2 photodiodes; both are connected to a data acquisition card that has been related to a graphical user interface (GUI), programmed for moving 2 linear stages which allows to scan the surface of the PRC.

The GUI acquires the intensity values, processes the data based on a calibration curve and reconstructs the film's image indicating the dose distribution.

The reading system was characterized in the dosimetric range from 0 to 30 Gy with the green reading channel. Validation was performed using a circularly collimated field, typically used in radiosurgery. The results were compared quantitatively with the treatment planning system through the gamma index, with a criterion of 5% and 5 mm, the analysis shows that 96.10% of the evaluated points pass the test. With this, the prototype's application is validated for clinical dosimetry.



INTRODUCCIÓN



A lo largo de la tesis se desarrollan los temas que forman el Marco Teórico del trabajo de investigación. En el Capítulo 1 se presentan los conceptos básicos concernientes a la dosimetría con película radiocrómica para enfocar la problemática en el uso clínico del escáner.

Una vez planteada la terminología necesaria, que también refuerza la justificación para la fase de experimentación, en el Capítulo 2 se desarrolla la instrumentación en laboratorio de un densitómetro automatizado, que es estudiado como alternativa de digitalización de PRC. Los fines de este sistema son: realizar escaneos de diversos campos de irradiación y analizar los resultados para determinar su concordancia con el sistema de planeación. La información obtenida se discute en el último Capítulo.

Los Capítulos 1, 2 y 3 corresponden al protocolo actualizado, mientras que el Capítulo 4 ha sido enviado para su arbitraje en un artículo científico que abarca el 70% de los resultados del trabajo de investigación. En este primer apartado se introduce al tema, se plantean: la Justificación, la Hipótesis y los Objetivos, como ejes principales para la ejecución del trabajo de investigación y experimentación.

I. Planteamiento del Problema

Las técnicas de radioterapia y radiocirugía han evolucionado desde que el neurocirujano sueco Lars Leksell (1907–1986) desarrolló en 1968 el primer dispositivo dedicado llamado

Gamma Knife. En la actualidad, dispositivos como los aceleradores lineales, con micro o multiláminas, son capaces de entregar dosis específicas de radiación con gran conformalidad. Asimismo, los avances en la imagen médica con la ingeniería informática han permitido a la radioterapia y a la radiocirugía estereotácticas (*stereotactic radiotherapy*, y *stereotactic radiosurgery*, SRS) ser ampliamente utilizadas para ofrecer tratamientos que procuran no dañar el tejido sano circundante [1]. Un ejemplo de ello es la SRS, que puede requerir dosis de hasta 120 Gy en blancos del orden de 10^{-3} m [2].

Al inicio, la capacidad de entregar haces de radiación altamente focalizados se basó en el hecho de que las lesiones intracraneales no se mueven y, por lo tanto, pueden ser localizadas con referencia a un marco estereotáctico fijado a la cabeza del paciente para impedir su movimiento, aplicándose con éxito a tumores cerebrales, malformaciones vasculares y trastornos neurológicos.

Hoy en día, a través de imágenes de precisión anatómica y del seguimiento óptico para corregir el desplazamiento normal de los órganos dentro del cuerpo, tales estrategias de tratamiento altamente conformal se están incorporando al manejo multimodal del cáncer en diferentes sitios del cuerpo (*stereotactic body radiotherapy*) [1], [3].

Para realizar la planeación de tratamientos es imprescindible que los valores de dosis arrojados por el sistema sean similares, dentro de un rango de tolerancia, a aquellos



administrados al paciente. Para los haces pequeños¹ utilizados en radiocirugía existen problemas dosimétricos derivados de la falta de equilibrio lateral de partícula cargada; además, el tamaño del detector es semejante al del haz y hace variar la precisión por el bloqueo parcial de la fuente [3], [5]. La caracterización de haces pequeños de radiación se puede realizar con [6]:

- Cámara de ionización:** es demasiado grande comparada con los haces de SRS. El desarrollo de microcámaras ha permitido su implementación en ciertas mediciones.
- Detectores de estado sólido:** los diodos de silicio poseen volumen sensible adecuado, pero son dependientes de la energía del haz.
- Dosímetro termoluminiscente:** tiene respuesta lineal con la dosis, pero su incertidumbre aumenta al disminuir el tamaño de campo.
- Película radiocrómica:** cuentan con poca sensibilidad a la luz ultravioleta, alta resolución espacial, dosis independiente de la energía para fotones de 50 keV hasta algunos MeV, son equivalentes en densidad electrónica a tejido, fáciles de procesar (sin revelado) y sumergibles en agua [7], [8].

Dadas las características, las PRC son ideales para la dosimetría de campos pequeños. Adicionalmente, el trabajo teórico-experimental de Francescon *et al.* [9] mostró hace años que la dosimetría con PRC entrega resultados consistentes e independientes de tamaño de campo.

El funcionamiento de las películas radiocrómicas se basa en la polimerización parcial de un principio activo (diacetileno) que se expone a la radiación para cambiar su transmitancia, de forma que la coloración del polímero se vuelve más oscura conforme aumenta la dosis absorbida. La polimerización continúa después de la irradiación ($\sim 1 \mu s$) y esto aumenta la densidad óptica (DO^2), efecto conocido como coloración postirradiación y, dado que la DO se relaciona con la dosis, debe considerarse durante la dosimetría [10], [11].

El modelo de película más utilizado en la clínica es de la serie GAFchromic™ EBT, con una capa sensible compuesta de carbono (42.3%), hidrógeno (39.7%), oxígeno (16.2%), nitrógeno (1.1%), litio (0.3%) y cloro (0.3%), con un número

atómico efectivo de 6.98, similar al del tejido [11]. Los cambios en la composición de la capa activa, desde la primera EBT, incluyen la adición de cloro o bromo, para potenciar la absorción fotoeléctrica a bajas energías y, así, compensar la respuesta a fotones $<50 \text{ keV}$ [10].

Los modelos recientes de EBT tienen un rango de dosis desde 20 cGy hasta poco más de 10 Gy (modelo EBT3), para dosis de hasta 100 Gy se emplea la PRC MD-V3. La PRC EBT3 consiste de una capa activa de 30 μm cubierta por dos capas de poliéster con acabado mate de 125 μm cada una, destaca que su alta resolución espacial proporciona detalles de 25 μm y su acabado con microesferas de sílice elimina el artefacto de los Anillos de Newton. En cuanto a su espectro de absorción, el pico principal se encuentra a 636 nm (rojo) y uno secundario a 585 nm (verde) [13].

Debido a que la PRC es un dosímetro relativo, es necesario calcular una ecuación que determine los valores de densidad óptica en función de la dosis. Se debe tomar un mínimo de 6 hasta 12 PRC con radiación conocida para realizar el proceso de calibración, esas PRC se digitalizan y procesan para determinar su densidad óptica neta (DO_{net} , que resulta de restar la DO de la película de 0 Gy a cada una de las muestras). A partir de esos puntos se determina también la incertidumbre del hardware empleado para la digitalización.

Durante el proceso dosimétrico la PRC irradiada es analizada con un densitómetro de transmisión o, en el caso más práctico dentro de la clínica, con un escáner comercial de cama plana en modo de transmisión (cuya fuente luminosa posee un espectro de emisión amplio). Mediante ambos, es posible realizar dosimetría bidimensional de alta resolución espacial; sin embargo, estas técnicas presentan inconvenientes, como [15]-[17]:

- inestabilidad y falta de homogeneidad en la cama del escáner,
- respuesta dependiente a la orientación relativa de la PRC sobre el escáner,
- manipulación de varios parámetros durante el escaneo (v. gr.: resolución, profundidad de color o formato),
- incertidumbre de la curva de calibración,
- las PRC son sensibles a la componente UV de las lámparas de los escáneres, por lo que el propio proceso

¹ Haz pequeño: cuando el radio de un haz de fotones (r) es menor que el rango máximo de los electrones secundarios (R), $r \leq R$, causando desequilibrio electrónico lateral [4].

² La DO, o absorbancia, es una magnitud física que mide la absorción de un elemento óptico por unidad de distancia, para una longitud de onda dada. Mientras más alta es la densidad óptica, más corta es la transmitancia.



de escaneo influye en el ennegrecimiento que se pueda producir en las películas (polarización), y

- dependiendo del sistema de lectura utilizado, la respuesta de la PRC a distintos niveles de irradiación presenta diferente lectura debido a que la DO está en función de la longitud de onda (λ) empleada en el análisis.

Por lo anterior, el proceso de dosimetría debe optimizarse para obtener una incertidumbre expandida $\leq 5\%$ en la determinación de la dosis con base en la normatividad vigente (para campos convencionales), y de 2% para campos reducidos [18]. Es necesario poner atención especial a las técnicas modernas en radioterapia que emplean campos pequeños de radiación ionizante, con el objetivo de controlar la tasa de control tumoral y disminuir al máximo el daño al tejido normal. La aplicación de estas técnicas desafía los protocolos actuales y es cuestionable si el límite de incertidumbre de 2% es válido para dosimetría de haces de radiación fuera del equilibrio de partícula cargada [25].

Con esta motivación, se planea continuar con el trabajo teórico-experimental acerca del desarrollo de un sistema automatizado para medición de dosis a partir de PRC, realizado conjuntamente por el Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos y en el Laboratorio de Física Médica, de la Universidad Autónoma del Estado de México y del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”, respectivamente.

II. Justificación

Debido a su espectro de absorción, la casa comercial Ashland™ recomienda digitalizar las PRC utilizando la componente roja de la imagen para dosis de 0-10 Gy, el canal verde para dosis >10 Gy y el azul para dosis superiores a 50 Gy, ya que de esta forma se aumenta la sensibilidad y se reduce la incertidumbre, misma que puede deberse al efecto de la densidad de polimerización a los diferentes niveles de irradiación de la película [19]. Sin embargo, esto no se logra del todo debido al espectro amplio de la lámpara del escáner.

Las investigaciones de León *et al.* [20], [21] y Enríquez [22] son antecedentes de la medición de dosis en los picos de absorción máxima. Existe una práctica nulidad de trabajos relacionados, pero los resultados reportados son un aliciente para proseguir la temática. Ambos autores caracterizan un

sistema de lectura láser de He-Ne para obtener distribuciones de dosis para dosimetría con PRC EBT2.

En [20] se reporta una diferencia de 73% en la respuesta de la DO con un láser de He-Ne, comparada con la del escáner para dosis de hasta 10 Gy. León *et al.* concluyen en [21] que es posible utilizar el láser como sistema óptico alternativo para analizar las PRC, ya que es posible controlar el efecto de la polarización y la dependencia de la orientación relativa película-escáner, también detectan un aumento de la sensibilidad en la respuesta de la película, factores que influyen en la incertidumbre total al determinar de la dosis.

Resultados similares se obtuvieron en [22], más aún:

- los resultados del análisis comparativo entre distribuciones de dosis muestran que para el rango de dosis bajas (0 a 3 Gy), el láser de He-Ne no cumple con el criterio gamma, mientras que el escáner lo cumple con el 90.3% de los puntos evaluados; y
- para el rango de dosis altas (3 a 25 Gy), el escáner y el láser de He-Ne cumplen el criterio gamma; 97.3% y 95.3%, respectivamente.

El problema que presenta Enríquez [22] es la incertidumbre de los resultados del láser, los cuales atribuye a la forma de adquisición de los datos, debido a que el sistema de barrido de la película se realiza sobre una mesa de traslación manual; además, una mayor resolución implica un número mayor de mediciones y, por lo tanto, un tiempo mayor de exposición a la intensidad de la luz láser sobre la PRC.

Con los resultados de estos autores, se justifica utilizar el láser como fuente de luz coherente en un sistema alterno para calcular distribuciones de dosis en el control de calidad de tratamientos de radiocirugía, ya que las propiedades que presenta (alta estabilidad, monocromaticidad, su escasa divergencia y su compatibilidad con las características que presenta el espectro de absorción de la película), permiten determinar la respuesta de la PRC con mayor sensibilidad.

i. Aportación científica y tecnológica

Proponer un sistema nuevo para la digitalización de PRC mediante un algoritmo de adquisición y procesamiento de intensidades de luz láser monocromática, con la finalidad de resarcir las desventajas que presenta la técnica tradicional de escáner, mientras se mejora la calidad de los resultados obtenidos hasta ahora con los prototipos desarrollados.



ii. Importancia social

Contribuir en el mejoramiento de la calibración de los equipos que intervienen en procesos de terapia con radiación, a los cuales se somete un sector de la población con padecimientos que requieren este tipo de intervención (calidad del tratamiento), ya que existe evidencia de que el 1% de mejoría en la precisión y exactitud en la dosis administrada puede dar lugar a un aumento de 2% en la tasa de curación de los tumores en etapa temprana [24].

III. Hipótesis

Las distribuciones de dosis para la dosimetría con película radiocrómica EBT3 son más exactas que las obtenidas con un escáner de cama plana si se emplea un sistema puntual de digitalización automatizada con un haz láser, lo cual mejora la dosimetría en radiocirugía.

IV. Objetivo General

Desarrollar un sistema automático para la digitalización de película radiocrómica empleada para el control de calidad en radiocirugía, mediante el desarrollo de un algoritmo de control, adquisición y procesamiento de datos.

V. Literatura Citada

- [1] Simpson, J. R., *et al.* (2006). *Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy*. En *Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications*. Springer, pp. 233-254. ISBN: 9783540213383.
- [2] Paskalev, K. A., *et al.* (2003). *Physical Aspects of Dynamic Stereotactic Radiosurgery with Very Small Photon Beams (1.5 and 3 mm in Diameter)*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.1536290.
- [3] Filipuzzi, M. J. (2013). *Determinación Experimental de Penumbra de Pequeños Haces de Radiación y Corrección por Función de Respuesta Mediante Deconvolución*. Tesis de Maestría (Física Médica). Universidad Nacional de Cuyo, Argentina.
- [4] Das, I. J., *et al.* (2008). *Small Fields: Nonequilibrium Radiation Dosimetry*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.2815356.
- [5] Attix, F. H. (2008). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons. ISBN: 9783527617142.
- [6] Tyler, M., *et al.* (2013). *Characterization of Small-field Stereotactic Radiosurgery Beams with Modern Detectors*. Physics in Medicine and Biology. DOI: 10.1088/0031-9155/58/21/7595.
- [7] AAPM (1998). *Report 63: Radiochromic Film Dosimetry*. American Association of Physicists in Medicine. ISBN: 1888340207.
- [8] Herrero, C., *et al.* (2011, mayo 10-13). *Calibration in Water Films GAFCHROMIC EBT Radiochromic-2. Effects of Drying*. XVIII National Congress SEFM and XIII National Congress SEPR of Quality and Safety. Sevilla, España.
- [9] Francescon, P., *et al.* (1998). *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*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.598227.
- [10] Arráns, R., *et al.* (2009). *Dosimetría con Películas Radiocrómicas*. Sociedad Española de Física Médica. DOI: N/D.
- [11] Rink, A. (2008). *Point-based Ionizing Radiation Dosimetry using Radiochromic Materials and a Fiberoptic Readout System*. Tesis de Doctorado (Biofísica Médica). Universidad de Toronto, Canadá.
- [12] McCullough, E. C., y Holmes, W. T. (1985). *Acceptance Testing Computerized Radiation Treatment Planning System: Direct Utilization of CT Scan Data*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.595713.
- [13] Butson, M. J., *et al.* (2009). *Dose and Absorption Spectra Response of EBT2 Gafchromic Film to High Energy X-rays*. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine. DOI: 10.1007/BF03179239.
- [14] Ashland (2016, mayo 5). *Gafchromic Dosimetry Media Type MD-V3*. Disponible en: <http://www.fimecorp.com/pdfs/MD-V3.pdf>.
- [15] Paelinck, L., *et al.* (2007). *Precautions and Strategies in Using a Com*



- mercial Flatbed Scanner for Radiochromic Film Dosimetry. Physics in Medicine and Biology. DOI: 10.1088/0031-9155/52/1/015.
- [16] Lynch, B. D., et al. (2006). *Important Considerations for Radiochromic Film Dosimetry with Flatbed CCD Scanners and EBT GAFCHROMIC® Film*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.2370505.
- [17] Saur, S., y Jomar, F. (2008). *GafChromic EBT Film Dosimetry with Flatbed CCD Scanner: a Novel Background Correction Method and Full Dose Uncertainty Analysis*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.2938522.
- [18] Norma Oficial Mexicana (2016, mayo 7). *NOM-033-NUCL-1999, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia. Aceleradores lineales*. Disponible en: <http://legismex.mty.itesm.mx/normas/nucl/nuc1033.pdf>.
- [19] Wilcox, E. E., y George, M. D. (2008). *Accuracy of Dose Measurements and Calculations within and Beyond Heterogeneous Tissues for 6 MV Photon Fields Smaller than 4 cm Produced by Cyberknife*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.2912179.
- [20] León, E. Y. (2013). *Caracterización de la Película Radiocrómica EBT2 con Diferentes Sistemas Ópticos*. Tesis de Maestría (Física Médica). Universidad Autónoma del Estado de México, México.
- [21] León, E. Y., et al. (2016, mayo 6). *Caracterización de la Película Radiocrómica EBT2 con Diferentes Sistemas Ópticos*. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/arcneu/ane-2013/anes131g.pdf>.
- [22] Enríquez, M. G. (2014). *Determinación Puntual de la Distribución de Dosis para Dosimetría con Películas Radiocrómicas EBT2 usando Luz Láser para los Rangos Dosimétricos Rojo y Verde*. Tesis de Maestría (Física Médica). Universidad Autónoma del Estado de México, México.
- [24] Devic, S. (2011). *Radiochromic Film Dosimetry: Past, Present, and Future*. Physica Medica. DOI: 10.1016/j.ejmp.2010.10.001.
- [25] Bouchard, H., et al. (2009). *On the Characterization and Uncertainty Analysis of Radiochromic Film Dosimetry*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.3121488.





CAPÍTULO



MARCO TEÓRICO

1.1 Introducción

Para realizar un análisis dosimétrico mediante película, primero se debe irradiar, después se digitaliza con un escáner y se aplica una curva de calibración que relaciona la dosis con su densidad óptica. Este procedimiento se ejecuta de acuerdo con un plan de terapia que deposita en las PRC una distribución de dosis que es comparada con un software de planeación, donde se evalúa la concordancia de la dosis en la zona de interés.

Este capítulo describe brevemente la dosimetría con película radiocrómica en procedimientos modernos de radioterapia, incluyendo una historia corta de la película EBT, sus propiedades, los retos comunes en su uso y sus aplicaciones dosimétricas recientes. También se describen sistemas de lectura comunes y se presentan los principales desafíos de usar escáneres como instrumento de adquisición y procesamiento de imágenes de las películas radiocrómicas.

1.2 Película Radiocrómica

Las PRC son dosímetros relativos que permiten realizar medidas absolutas después de una calibración rigurosa; sus aplicaciones clínicas incluyen el control de calidad en aceleradores lineales y la verificación de distribuciones de dosis en tratamientos de radiocirugía, entre otras.

Antes de que la PRC se empleara comúnmente en la clínica, las películas radiográficas de haluro de plata (que ayudaron a descubrir los rayos X) eran usadas para cuantificar la dosis absorbida. Estas películas de haluro presentaban dependencia de la energía y no eran equivalentes a tejido, debido a su composición de materiales con número atómico alto. A energías bajas, donde domina el efecto fotoeléctrico, el número atómico efectivo (Z_{ef}) de la película radiográfica es ~ 42.9 , mientras que la Z_{ef} del tejido es 7.5. Más aún, la película radiográfica requiere de procesamiento químico y su rango dosimétrico es limitado [1].

En años recientes, la PRC (basada en la polimerización fotoinducida de su capa activa) se ha convertido en una herramienta de uso extendido en la administración de dosis en nuevas técnicas de radioterapia, como la radiocirugía y la radioterapia de intensidad modulada (IMRT: *intensity modulated radiotherapy*) [2]. Sin embargo, la respuesta de las PRC puede afectarse por temperatura, humedad relativa, luz o gases ambientales, a pesar de ello, existe una serie de características que hacen factible su uso clínico [3]-[5], como:

1. **Autorrevelado:** al exponerse a la radiación ionizante las PRC cambian su densidad óptica. Este proceso de coloración postirradiación aumenta la densidad de polímeros formados, con un incremento proporcional en



la DO. La polimerización depende en su mayoría de la dosis de irradiación: cinética mayor a dosis menor, y es un proceso que no sucede de inmediato y por lo cual no se puede realizar dosimetría en tiempo real. Ashland™, fabricante de las películas GAFchromic™, especifica que el modelo EBT3 cambia $<5 \times 10^{-3}$ su DO por día al estar iluminada con 1000 lx; en la obscuridad, después de ser expuestas a la luz, la variación es de $<5 \times 10^{-4}$ a 296 K [6]. En el periodo de 1 a 24 h después de la irradiación, las variaciones en la DO de la EBT3 son $<10 \times 10^{-3}$ para dosis que van de 30 a 400 cGy [7].

2. **Resolución espacial:** las PRC de diacetileno presentan una resolución espacial superior a 600 pares de líneas por mm [8], las películas EBT3 pueden resolver objetos bidimensionalmente a una escala inferior a los 25 μm [6], valores que se restringen durante el proceso de lectura por el tipo y resolución del sistema empleado; inclusive, en dispositivos de alta gama (y costo) para digitalización.
3. **Dependencia energética:** la dependencia con la energía es relativo al modelo de PRC utilizada, en el caso de la EBT3 el fabricante declara una diferencia menor a 5% de densidad óptica neta al exponer la película a energías de 100 keV y 18 MeV. Adicionalmente, los trabajos de Casanova *et al.* [7] y de Villareal y Khan [9] corroboran esta información en sus trabajos.
4. **Dependencia con la tasa de dosis:** cuando la polimerización de la capa activa se ha completado, la PRC es independiente de la tasa de dosis [10].
5. **Uniformidad:** se refiere a las variaciones en la capa activa de la PRC [11], mismas que se dividen en [4]:
 - a) uniformidad local: fluctuaciones en la DO puntual en comparación con la DO media; provocadas por la estructura de la capa activa de la película o por

imperfecciones (v. gr.: polvo, rayas o suciedad); esta falta de uniformidad incrementa cuando la resolución espacial es mayor; y

- b) uniformidad regional: alteraciones generales debidas a la dirección del laminado (dirección en la que se deposita el polímero en la película).

1.2.1 Película EBT

Un modelo de PRC empleado comúnmente en dosimetría de radioterapia es la GAFchromic EBT (Figura 1.1.b), que en sus inicios sustituyó a la película radiográfica por ser tejido equivalente y por su autopolimerización. Estas películas emplean un arreglo cristalino de monómeros acomodados (orientación mostrada en la Figura 1.1.a) dentro de una matriz coloidal, durante su autorrevelado los monómeros se polimerizan y la película desarrolla un ligero color azul que es proporcional a la dosis recibida [2].

Entre las mejoras a la serie EBT, con la introducción de las EBT2 y EBT3, se encuentra su sensibilidad en el rango de dosis clínico y su capacidad de ser sumergibles en agua [12]; su falta de uniformidad y la dependencia de orientación durante la digitalización constituyen las desventajas de su uso [13]. Como muestra la comparativa entre modelos de EBT de la Figura 1.1, las películas EBT2 son asimétricas (lo que genera dependencia de la orientación), con una sola capa activa y una capa adhesiva añadida; como medida para incrementar la uniformidad y reducir la sensibilidad de la película a la luz natural, se introdujo una capa activa de polímero sintético teñido de amarillo [14]. El modelo más reciente, la EBT3, regresa a un diseño simétrico con capas de poliéster mate en ambos lados de la capa activa, los recubrimientos mate eliminan los anillos de Newton identificados al usar la EBT2 [15].

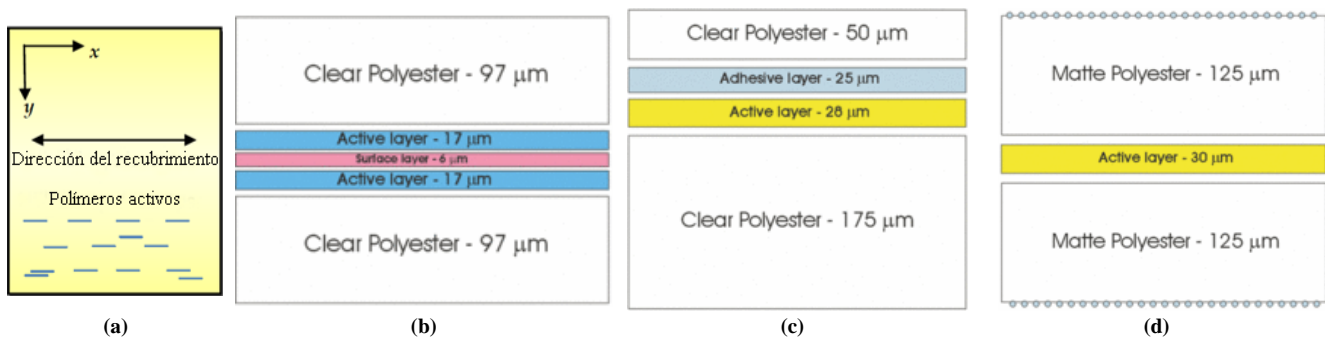


Figura 1.1. Constitución por capas en los diferentes modelos de películas GAFchromic [9]. (a) Orientación de los polímeros en la capa activa. (b) Simetría de la EBT. (c) Asimetría de la EBT2 con capa activa teñida. (d) EBT3 con estructuras esféricas en la superficie de ambas caras que previenen artefactos.



La película EBT tiene picos de absorción a 585 nm (verde) y a 636 nm (rojo) [16], como se muestra en la Figura 1.2. Debido a que el valor máximo de DO está a 636 nm, durante el escaneo se inclina a emplear el canal rojo de la imagen RGB digitalizada [17]. Un cambio en la temperatura de 295 a 311 K desplaza el pico de absorción de 636 nm a 630 nm y, como resultado, cambia 10% la densidad óptica [18].

El componente activo de la EBT2 es igual al de la EBT, sin embargo, el número atómico efectivo de la EBT, es más cercano al del agua ($Z_{ef} = 7.4$) con un valor de 6.98 [16] en comparación con el número atómico efectivo de la EBT2, el cual es de 6.84 [19] debido a la presencia de la capa amarilla. Para la EBT3 el $Z_{ef} = 7.26$ [20] y es útil en el rango de 10 cGy a 20 Gy, pero para aplicaciones de IMRT es óptima de 20 cGy a 10 Gy [6].

La investigación en búsqueda de la determinación de la incertidumbre reporta hasta 2% de incertidumbre medida en términos de la dosis, valor que se atribuye, en parte, a la falta de uniformidad de la PRC y a las variaciones de grosor de la capa activa [21]. Para corregir esta variación de dosis, un proceso de dosimetría multicanal rojo-verde-azul (RGB: *red, green, blue*) y una corrección de no-uniformidad ha sido introducido por Micke *et al.* [22], con estos ajustes se minimizan las diferencias de respuesta entre los canales RGB al incluir un factor de perturbación. Este proceso dosimétrico se emplea ampliamente en el software aplicado al análisis de las imágenes de PRC y está extensamente descrito en [23], donde se adiciona una técnica de calibración y se optimiza la lectura multicanal.

Bouchard *et al.* [24] deduce un conjunto amplio de fuentes de incertidumbres durante la determinación de la dosis; se incluyen: 1) errores de fabricación (*v. gr.*: homogeneidad de la emulsión), 2) manipulación (*v. gr.*: polvo, rasguños, huellas), 3) proceso de irradiación (*v. gr.*: reproducibilidad de la salida linac), 4) proceso de digitalización (*v. gr.*: homogeneidad del escáner, reproducibilidad y estabilidad), y 5) caracterización de la PRC (*v. gr.*: incertidumbre de la curva sensitométrica). Para minimizar los efectos causados por errores sistemáticos incontrolables, es necesario calibrar los sistemas de lectura a partir de muestras de PRC con áreas mínimas de $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

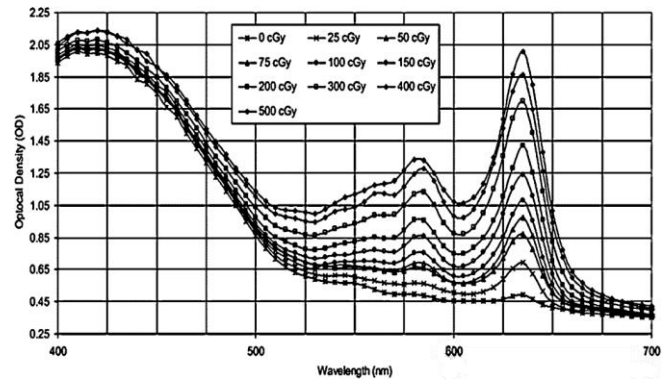


Figura 1.2. Espectro de absorción³ en relación con la DO, se aprecian los picos de 585 nm y 636 nm identificados para la película EBT3 [16].

1.3 Hardware para Digitalización de PRC

En la dosimetría con PRC se emplean como medios de lectura el densitómetro puntual y el escáner de cama plana con lámpara de xenón, o diodos, y sensores de carga acoplada (CCD: *charge-coupled device*) o un semiconductor complementario. Cada instrumento tiene asociada una sensibilidad para el análisis de dosis al leer las PRC, con base en el ancho de banda de la longitud de onda de análisis.

Los densitómetros emplean un láser como fuente primaria de luz polarizada y coherente [25], estos dispositivos crean patrones de Moiré (Figura 1.3.a) debido a la coherencia del haz y a las variaciones en el grosor de la PRC [26]. Al igual que en el escáner, en los densitómetros se generan anillos de Newton (Figura 1.3.b), artefacto que aparece en la imagen cuando la distancia que separa a dos superficies lisas (como la EBT2 y el cristal del escáner) es similar a la magnitud de la longitud de onda de la luz empleada [27], razón por la que en la PRC EBT3 se agregaron partículas microscópicas de sílice en la capa de sustrato superficial para asegurar un espaciado mayor que la longitud de onda de la luz [7].

1.3.1 Escáner de cama plana

Diversos estudios ha explorado el desempeño de varios escáneres comerciales de cama plana en modo de transmisión para identificar su capacidad de uso en dosimetría con PRC. El escáner 11000XL, antes mencionado, proporciona reprodu

³ Cuando la radiación atraviesa un material se pueden seleccionar frecuencias mediante su absorción: la energía electromagnética se transfiere a los átomos, iones o moléculas, impulsándolos a un estado superior de energía que corresponde a la energía del fotón de excitación; como la diferencia de

energías entre el estado fundamental y el de excitación es única para cada material, el estudio de las longitudes de onda de la radiación absorbida permite caracterizar su composición. La gráfica de absorbancia (o densidad óptica) y la longitud de onda es el Espectro de Absorción.



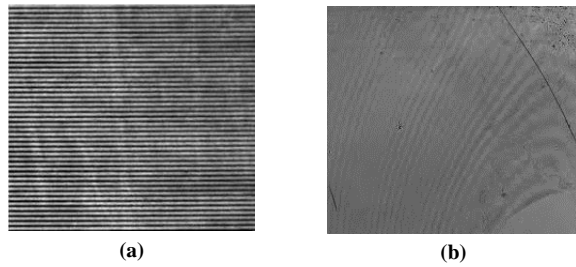


Figura 1.3. Artefactos comunes en las imágenes digitalizadas de PRC. (a) Patrón de Moiré [28]. (b) Anillos de Newton [29].

cibilidad y alta resolución cuando se han adoptado ciertas consideraciones, como el tiempo de calentamiento de su lámpara antes de comenzar el escaneo, con la finalidad de estabilizar la temperatura [30]. Los escáneres también son afectados por la no-uniformidad de su cama plana y, en la práctica, esto implica posicionar la PRC en el centro de la cama del escáner para obtener imágenes reproducibles [31].

Existen factores de relevancia al realizar dosimetría con escáner y PRC, los cuales se explican a continuación.

a. Orientación relativa película-escáner

En los escáneres planos se produce una dispersión anisotrópica de la luz que se polariza cuando pasa a través de la PRC, debido a que los hilos de polímero se alinean a lo largo de la dirección del recubrimiento durante la fabricación de la película (Figura 1.1.a). Los estudios demuestran que este efecto de polarización hace que los resultados sean dependientes de la orientación de la PRC sobre la cama del escáner: posicionada de forma paralela (*portrait*) o perpendicular (*landscape*) respecto a la lámpara fluorescente y al detector [7], [32], [33]. La dependencia exige atención a cómo cada PRC se orienta en el escáner durante la lectura, especialmente cuando se cortan áreas pequeñas y la dirección

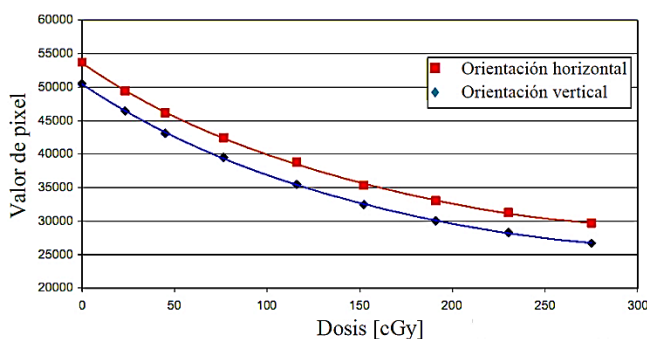


Figura 1.4. Variación de la intensidad de pixel de acuerdo con la orientación de escaneo [20].

del recubrimiento se hace menos evidente. Micke *et al.* [22] cuantificaron el error por desalineamiento para ángulos de rotación entre 0° y 180° y observaron un error de dosis de 0.05 y 0.20 % por grado. El mismo fabricante proporciona información al respecto [20], en la Figura 1.4 se aprecia la variación del valor de pixel al colocar la PRC en posición horizontal o vertical.

b. Heterogeneidad

El CCD de un escáner no siempre responde con la misma sensibilidad, son causas posibles [31]:

- la eficiencia geométrica, ya que la zona lateral del CCD captura menos luz que la del centro,
- la falta de uniformidad de la fuente de luz,
- las fugas de luz en las zonas cercanas a los bordes,
- la óptica usada para focalizar la luz en el CCD.

La dispersión de luz en la dirección paralela a la lámpara se representa en la Figura 1.5: existe un mayor conteo en el centro del escáner que en sus bordes, porque tiene más posibilidad de recibir contribuciones de más direcciones por la dispersión de la luz al incidir en la PRC [34].

La banda transparente de calibración del escáner uniformiza el sistema lámpara-CCD antes de realizar un escaneo en ausencia del medio dispersor, la PRC. Durante la calibración, esta no-uniformidad lateral del escáner ocurre tanto para la PRC sin irradiar como en la irradiada y, ya que el escáner hace el mismo efecto en ambas, existe una compensación al tomar el cociente de ambas PRC. No obstante, las variaciones dependen de la dosis con que se irradió a la película, y las variaciones de dosis pueden ser de hasta 3% [11].

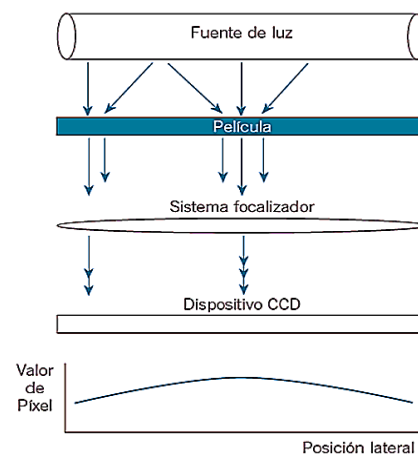


Figura 1.5. Esquema de la no-uniformidad de detección en el escáner en modo de transmisión [34].



1.4 Dosimetría con PRC

La absorbancia (o como se ha manejado en este documento: densidad óptica) de un material indica la cantidad de luz que es absorbida por el medio. Si una fuente de luz con longitud de onda λ e intensidad $I_0(\lambda)$ se hace incidir sobre un objeto y del lado opuesto se mide la intensidad de luz transmitida $I(\lambda)$, se puede calcular la densidad óptica con la Ecuación (1.1), en donde el recíproco del cociente se denomina transmitancia; relación descrita por la Ley de Lambert-Beer [35].

$$DO = \log_{10} \frac{I_0(\lambda)}{I(\lambda)} \quad (1.1)$$

El sistema para lectura de PRC entrega una medición proporcional a la dosis absorbida con base en el cambio de su densidad óptica neta. Esta variable representa la diferencia en densidades ópticas de la misma muestra de PRC posterior a su irradiación (DO_{irrad}) y antes de la irradiación (DO_{noirrad}). Esto significa que debe realizarse una lectura de la PRC antes de irradiarse para saber su DO_{noirrad} y un escaneo más después de ser irradiada para determinar su DO_{irrad} . Con ambos valores y la Ecuación (1.2) se cuantifica la DO_{neta} .

$$DO_{\text{neta}} = DO_{\text{irrad}} - DO_{\text{noirrad}} \quad (1.2)$$

Si cada término de la Ecuación (1.2) se pone en términos de la Ecuación 1.1, resulta que $DO_{\text{irrad}} = \log_{10} \frac{I_0}{I_{\text{irrad}}}$ y $DO_{\text{noirrad}} = \log_{10} \frac{I_0}{I_{\text{noirrad}}}$; por lo tanto, la Ecuación (1.2) se reescribe en la Ecuación (1.3).

$$DO_{\text{neta}} = \log_{10} \frac{I_{\text{noirrad}}(\lambda)}{I_{\text{irrad}}(\lambda)} \quad (1.3)$$

Durante el proceso de calibración de equipos se emplean muestras de PRC irradiadas que van de 0 Gy a un valor de interés, mismas que proporciona los valores: $I_{\text{noirrad}}(\lambda)$ e $I_{\text{irrad}}(\lambda)$, respectivamente; con estas medidas se ajusta una ecuación para aproximar valores de dosis desconocidos.

1.4.1 Curva de calibración

Para convertir la DO_{neta} de la PRC a dosis, es necesaria una curva de calibración (o de respuesta) que relacione ambas variables. En este ajuste se toman muestras de películas con base en las recomendaciones de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM: *American Association of*

Physicists in Medicine) en su reporte TG-55 [4]: colocar las muestras en el centro de un campo de radiación amplio, perpendicular al haz y a una profundidad superior a 5 cm. Sin embargo, hay variaciones en el procedimiento: 1) consiste en irradiar placas individuales (Figura 1.6.a), y 2) se puede usar una cuña para tener un gradiente de dosis en una PRC (Figura 1.6.b), pero este método puede ocasionar errores debido a la radiación dispersada por la cuña que introduce una dosis adicional que es difícil de determinar [36].

El número de datos discretos para la curva de calibración es fundamental para reducir la incertidumbre, Bouchard *et al.* [24] establecen un mínimo de 12 para una incertidumbre <0.9% en la dosis; además, la curva debe: 1) pasar por el origen, 2) ser monótonamente creciente, 3) superar la dosis máxima con la que se irradia al paciente por sesión, y 4) tener como máximo un punto de inflexión entre 0 y 0.5 veces la DO_{neta} máxima. Se recomienda ajustar la respuesta de la PRC EBT3 con una función similar a la Ecuación (1.4), donde D es la dosis y a, b, c son los parámetros del ajuste.

$$DO_{\text{neta}} = a + \frac{b}{D - c} \quad (1.4)$$

Las ventajas de este modelo de función son [6]:

- Facilidad para determinar la dosis en función de la DO.
- A diferencia de las funciones polinómicas (que no tienen ninguna correspondencia con la realidad física, fuera del ajuste de datos, con aumento de la incertidumbre en proporción al grado de la función de ajuste), la ecuación modelo manifiesta que la DO_{neta} aumenta con la dosis creciente, pero se estabiliza a dosis altas.
- Debido a su relación con la realidad, requieren menos puntos de calibración y, por lo tanto, menos tiempo y película. En un caso típico se pueden usar de 6 a 8 puntos, incluyendo la película no irradiada y con las dosis subsiguientes en progresión geométrica.

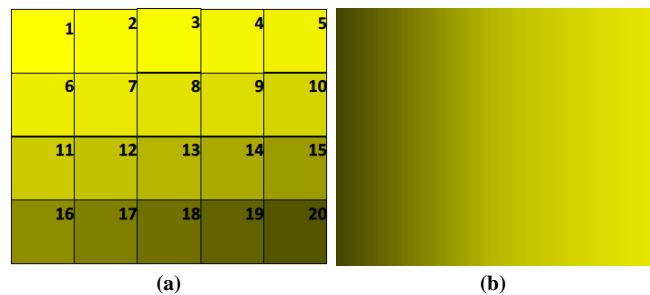


Figura 1.6. Tipos de muestras para calibrar dispositivos de digitalización de PRC. (a) Películas individuales. (b) Gradiente en una PRC [37].



En [38] se describe un procedimiento óptimo para escanear la PRC, establecer una curva de calibración y obtener mediciones de dosis mediante la Ecuación 1.4, cuya validación de uso presenta una incertidumbre en la medición de dosis muy por debajo de 2%.

Ferreira *et al.* [12] y Devic *et al.* [25] proponen la función de ajuste de la Ecuación (1.5), donde a y b son parámetros de ajuste y el exponente c es un valor (entre 0.5 y 5) que minimiza la incertidumbre total; en esta función la DO_{neta} está relacionada con la Ecuación (1.3), cuyo cociente hace que sea innecesario corregir por la heterogeneidad del escáner.

$$D = a DO_{neta} + b (DO_{neta})^c \quad (1.5)$$

A pesar de las bondades de las ecuaciones de ajuste, es necesario determinar su aleatoriedad o el error proveniente de las varias fuentes que las componen (*v. gr.*: área de escaneo o número de escaneos consecutivos).

1.4.2 Incertidumbre de calibración

Cuando se realiza dosimetría con PRC la información digitalizada con el escáner corresponderá a las intensidades de la PRC sin irradiar e irradiada ($I_{noirrad}$ e I_{irrad} , respectivamente). Al aplicar la propagación de error, Devic *et al.* [25] muestran que la incertidumbre en la respuesta ($\sigma_{DO_{neta}}$) de la PRC está dada por la Ecuación (1.6), donde $\sigma_{I_{noirrad}}$ es la incertidumbre asociadas a la PRC sin irradiar, y $\sigma_{I_{irrad}}$ la correspondiente a la irradiada. Para reducir la incertidumbre de la lectura con escáner, es común promediar de 3 a 5 escaneos [24], [39] un número mayor conlleva a la imprecisión por la influencia de la luz sobre la PRC [12].

$$\sigma_{DO_{neta}} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{I_{irrad}}}{I_{irrad}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{I_{noirrad}}}{I_{noirrad}}\right)^2} \quad (1.6)$$

Cuando el resultado de la digitalización no está en términos de la variable intensidad, sino de la DO_{neta} ; la $\sigma_{DO_{neta}}$ es la desviación estándar asociada a un conjunto de medidas (N), que se calcula por medio de la Ecuación (1.7). Donde DO_i es el valor medido de la DO para cada nivel de irradiación, y \overline{DO} es el promedio de las DO medidas.

$$\sigma_{DO_{neta}} = \sqrt{\frac{\sum_i (DO_i - \overline{DO})^2}{N - 1}} \quad (1.7)$$

Con esta caracterización del equipo de digitalización, se pueden procesar imágenes de PRC que contengan diferentes valores de dosis para la verificación de tratamientos.

1.5 Imagen de la Distribución de Dosis

Para verificar la dosis depositada se adquiere la distribución de dosis (DD) de la energía que absorbió la película al irradiarla bajo las mismas condiciones de tratamiento del paciente (Figura 1.7.a). Los sensores electrónicos de imágenes portales, o las matrices de detectores semiconductores, procesan inmediatamente la DD; sin embargo, algunos otros dispositivos electrónicos sólo pueden hacer una lectura confiable si el haz es perpendicular a ellos, entonces no se puede ver el efecto que producen los haces oblicuos que irradian al paciente. Es por ello que es necesario el uso de sensores analógicos como las PRC.

En el proceso de irradiación, una PRC se introduce en un maniquí con equivalencia electrónica a agua y se irradia el conjunto maniquí-PRC con los ángulos planificados, así se obtiene una DD similar a la que recibirá el paciente en un plano sagital, coronal o axial (Figura 1.7.b.c).

Las PRC absorben diferentes cantidades de energía que se cuantifican mediante las curvas de ajuste. El objetivo final de la verificación de dosis es comparar (independiente del sistema de medida) la DD del sistema de planificación de tratamiento (SPT) con la DD medida con el hardware de digitalización (Figura 1.7.d), mediante inspección visual de las curvas de isodosis (forma cualitativa) o usando herramientas como el índice gamma, la distancia en concordancia (DTA: *distance to agreement*) y/o la diferencia de dosis (forma cuantitativa).

1.5.1 Índice gamma

Una forma de comparar las DD es con la diferencia absoluta de la dosis medida (D_{med}) y la calculada por el SPT (D_{SPT}), así se puede establecer un criterio que indique que dentro de cierto rango se acepta que las DD son similares. Pero los valores de las DD se dividen en regiones de bajos y altos gradientes; en las primeras, la diferencia de dosis es aceptable, no así en las regiones de altos gradientes donde un pequeño error espacial puede resultar en una variación muy grande de dosis, por lo cual no se debe aplicar este criterio, en su lugar se emplea la distancia en concordancia.



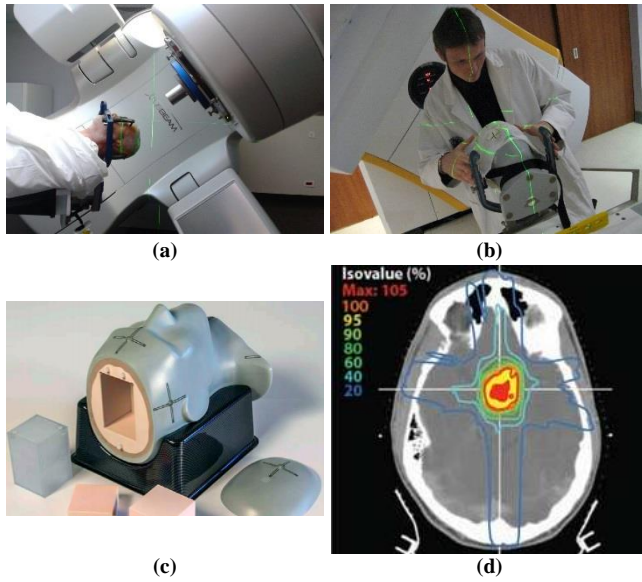


Figura 1.7. Distribución de dosis en una PRC. (a) Irradiación del paciente. (b) Verificación de la administración de dosis usando maniquí [40]. (c) Maniquí de agua sólida modelo PCW500 de CIRS [41]. (d) Distribución de dosis del sistema de planificación de tratamiento [42].

Es necesario un parámetro que permita medir la discrepancia en regiones que no cumplen con el criterio de aceptación y que a la vez indique la calidad del cálculo en las regiones que sí pasan la prueba.

En el método de Low *et al.* [43] son comparadas las diferencias de dosis mediante la DTA, que es la longitud más cercana entre un punto con dosis de referencia ($D_r(\vec{r}_r)$) y el punto más cercano en la DD con la misma dosis, o similar ($D_e(\vec{r}_e)$), con esto se busca que la diferencia de dosis sea aceptable dentro de una región y no de forma puntual.

1.6 Literatura Citada

[1] Soares, C. G., *et al.* (2009). *Radiochromic film*. En Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy, Textbook #34 of AAPM Summer School. AAPM, pp. 759-813. ISBN: 9781936366118.

[2] Fuss, M., *et al.* (2007). *Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance*. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/52/14/013.

[3] Wilcox, E. E., y Daskalov, G. M. (2008). *Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.2912179.

[4] Niroomand-Rad, A., *et al.* (1998). *Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.598407.

[5] Saur, S., y Frengen, J. (2008). *GafChromic EBT film dosimetry with*

El índice gamma ($\gamma(\vec{r}_r)$) evalúa cada punto de las distribuciones para determinar si excede la tolerancia dosimétrica y espacial, que generalmente es aceptada en los valores de 2, 3 y 5% de diferencia de dosis (Δ_D) con 2, 3 y 5 mm de DTA (Δ_d), respectivamente, entre un punto evaluado y otro de referencia [44]; su valor se determina a partir de la Ecuación (1.8) [45], donde:

Γ : resultante entre el punto evaluado y el de referencia;
 \vec{r}_e : vector de posición del punto evaluado; y
 \vec{r}_r : vector de posición del punto de referencia.

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{|\vec{r}_e - \vec{r}_r|^2}{\Delta_d^2} + \frac{[D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)]^2}{\Delta_D^2}} \quad (1.8)$$

A partir de los valores encontrados por $\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ para cada punto evaluado, se aplica la Ecuación (1.9) [46].

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min|\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)| \forall \vec{r}_e \quad (1.9)$$

Solo si la magnitud de $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$ se asegura que existe un punto con una Δ_D en un radio Δ_d , es decir, cumple con el criterio.

De forma general, se acepta que dos distribuciones de dosis son similares cuando el cociente del número de puntos que pasan el criterio entre el número total de puntos analizados es ≥ 0.95 [46].

A partir de esta información, se prosigue a las fases de descripción de equipos y de desarrollo experimental.

flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis. Medical physics. DOI: 10.1118/1.2938522.

[6] Ashland (2016, diciembre 8). *GafChromic™ Dosimetry Media, Type EBT-3*. Disponible en: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf.

[7] Borca, V. C., *et al.* (2013). *Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification*. Journal of applied clinical medical physics. DOI: 10.1120/jacmp.v14i2.4111.

[8] Stevens, M. A., *et al.* (1996). *High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner*. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/008.

[9] Villarreal, J., y Khan, R. F. (2014). *Energy response of EBT3 radiochromic films: implications for dosimetry in kilovoltage range*. Journal of applied clinical medical physics. DOI: 10.1120/jacmp.v15i1.4439.

- [10] Girard, F., et al. (2012). *Reference dosimetry using radiochromic film*. Journal of applied clinical medical physics. DOI: 10.1120/jacmp.v13i6.3994.
- [11] Menegotti, L., et al. (2008). *Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.2936334.
- [12] Ferreira, B. C., et al. (2009). *Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry*. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/54/4/017.
- [13] Dreindl, R., et al. (2014). *Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films*. Zeitschrift für Medizinische Physik. DOI: 10.1016/j.zemedi.2013.08.002.
- [14] Richley, L., et al. (2010). *Evaluation and optimization of the new EBT2 radiochromic film dosimetry system for patient dose verification in radiotherapy*. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/55/9/012.
- [15] Devic, S., et al. (2012). *Linearization of dose–response curve of the radiochromic film dosimetry system*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.4736800.
- [16] Butson, M. J., et al. (2009). *Dose and absorption spectra response of EBT2 Gafchromic film to high energy x-rays*. Australasian physical & engineering sciences in medicine. DOI: 10.1007/BF03179239.
- [17] Devic, S., et al. (2007). *Absorption spectroscopy of EBT model GAFCHROMIC™ film*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.2400615.
- [18] Rink, A., et al. (2008). *Temperature and hydration effects on absorbance spectra and radiation sensitivity of a radiochromic medium*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.2975483.
- [19] International Speciality Products (2016, diciembre). *GafChromic® EBT2 Self-Developing Film for Radiotherapy Dosimetry*. Disponible en: http://www.veritastk.co.jp/attached/2062/GAFCHROMICEBT2T_echnicalBrief-Rev1.pdf.
- [20] Palmer, A. L., et al. (2015). *Evaluation of Gafchromic EBT-XD film, with comparison to EBT3 film, and application in high dose radiotherapy verification*. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/60/22/8741.
- [21] Xu, L., et al. (2009). *SU-FF-T-443: Measurement of Lateral Dose Distributions Using GafChromic EBT Films and PTW Starcheck 2-D Array*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.3181925.
- [22] Micke, A., et al. (2011). *Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.3576105.
- [23] Alves, V. G., et al. (2013). *Gafchromic EBT2 dosimetry via robust optimization*. Computer Physics Communications. DOI: 10.1016/j.cpc.2013.02.023.
- [24] Bouchard, H., et al. (2009). *On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.3121488.
- [25] Devic, S., et al. (2004). *Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.1776691.
- [26] Gluckman, G. R., y Reinstein, L. E. (2002). *Comparison of three high-resolution digitizers for radiochromic film dosimetry*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.1485056.
- [27] Lewis, D., et al. (2012). *An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.4754797.
- [28] Zhu, R., et al. (2015). *Reconstruction of planar periodic structures based on Fourier analysis of moiré patterns*. Optical Engineering. DOI: 10.1117/1.OE.54.4.044102.
- [29] NFSA (2016, diciembre). *Preserving Glass Slides: Part 3*. Disponible en: <https://www.nfsa.gov.au/latest/glass-cinema-slides-3>.
- [30] Paelinck, L., et al. (2006). *Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry*. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/52/1/015.
- [31] Devic, S., et al. (2006). *Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.2357836.
- [32] Andres, C., et al. (2010). *A comprehensive study of the Gafchromic EBT2 radiochromic film. A comparison with EBT*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.3512792.
- [33] Butson, M. J., et al. (2006). *Scanning orientation effects on Gafchromic EBT film dosimetry*. Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine. DOI: 10.1007/BF03178579.
- [34] Fiandra, C., et al. (2006). *Clinical use of EBT model GafChromic™ film in radiotherapy*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.2362876.
- [35] Skoog, D. A., et al. (2001). *Principios de análisis instrumental (No. 543.4/.5)*. McGraw-Hill. ISBN:8448127757.
- [36] Belmonte, A. C., et al. (2009). *Análisis de la metodología para la obtención de una curva sensitométrica con película radiocrómica EBT*. En XVII congreso nacional de SEFM.
- [37] Adrada, J. A. (2011). *Análisis Dosimétricos mediante Películas Radiocrómicas en Tratamientos de IMRT*. Tesis de Maestría (Física Médica). Universidad Nacional de Cuyo, Argentina.
- [38] Ashland (2016, diciembre). *Efficient Protocols for Accurate Radiochromic Film Calibration and Dosimetry*. Disponible en: <http://www.gafchromic.com/documents/Efficient%20Protocols%20for%20Calibration%20and%20Dosimetry.pdf>.
- [39] Martišíková, M., et al. (2008). *Analysis of uncertainties in Gafchromic® EBT film dosimetry of photon beams*. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/53/24/001.
- [40] San Diego State University (2016, diciembre). *SDSU Physics Research Gallery*. Disponible en: <http://www.physics.sdsu.edu/student-research-gallery/>.
- [41] CIRS (2016, diciembre). *Phantom Patient for Stereotactic End-to-End Verification*. Disponible en: <http://www.cirsinc.com/file/Products/038/038%20PB%20090116.pdf>.
- [42] Yock, T. I., y Tarbell, N. J. (2004). *Technology insight: Proton beam radiotherapy for treatment in pediatric brain tumors*. Nature Reviews. Clinical Oncology. DOI: 10.1038/nponc0090.
- [43] Low, D. A., et al. (1998). *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*. Medical physics. DOI: 10.1118/1.598248.
- [44] Pathak, P., et al. (2014). *Comparative Analysis of Dose Variations in Tumour Volumes and Organs at Risk in IMRT Plans for Head-and-Neck; Pelvis and Brain Cancers with Varying Dose Calculation Grid Sizes*. Indian Journal of Cancer Education and Research. DOI: 10.4172/1948-5956.1000342
- [45] Holmes, O. E. (2008). *Validation of Conformal Radiotherapy Treatments in 3D Using Polymer Gel Dosimeters and Optical Computed Tomography*. Tesis de Maestría (Ciencias). Queen's University, Canada.
- [46] Depuydt, T., et al. (2002). *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation*. Radiotherapy and Oncology. DOI: 10.1016/S0167-8140(01)00497-2.



CAPÍTULO



DESARROLLO EXPERIMENTAL

2.1 Introducción

El desarrollo teórico-experimental de este trabajo se realizó en conjunto con el Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopía Láser de Pulsos Ultracortos, de la Universidad Autónoma del Estado de México, y el Laboratorio de Física Médica con la Unidad de Radioneurocirugía, del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”.

Este capítulo describe la etapa experimental propuesta para el proceso de dosimetría con PRC, especificando los detalles de irradiación durante la calibración y la validación de los dispositivo de escaneo, así como los pasos realizados durante la lectura y su posterior procesamiento a una imagen de distribución de dosis, tanto para el sistema tradicional de escáner como para el prototipo, con énfasis en la descripción y empleo de este último, con la finalidad de contrastar en la sección final los resultados con el escáner de cama plana Epson® 11000XL.

Se programaron paneles personalizados de control y se unificaron en una interfaz de usuario que permite la operación del prototipo en lazo abierto y que facilita la calibración durante las pruebas. Esta instrumentación virtual se facilitó mediante el diseño gráfico de sistemas, enfoque que conjunta la programación en lenguaje G y dispositivos para adquisición de datos. Como software de apoyo se utilizaron

Matlab® y Origin® para obtener los coeficientes de las curvas de ajuste y calcular la incertidumbre.

A continuación se describen cada uno de los arreglos de software-hardware necesarios para el experimento.

2.2 Preparación de la PRC

En este trabajo se utilizaron PRC modelo EBT3 con presentación comercial de 20.32×25.40 cm², para efectuar la calibración de los equipos fue necesario cortar áreas de 3×3 cm². Durante las maniobras de corte, almacenamiento, irradiación y análisis de las PRC se siguieron las recomendaciones sugeridas por el fabricante [1] y la AAPM [2]:

- Manipular por los bordes, con guantes de látex para no dejar impresiones.
- Marcar (en alguna esquina) las muestras por cortar de la película completa para no perder la dirección de escaneo.
- Cortar 48 h antes de irradiar para relajar los cambios en la estructura de la PRC, debidos al estrés mecánico durante el corte.
- Evitar exposiciones a la luz ultravioleta (o a cualquier fuente de radiación) para que no se polimericen.



- Almacenar bajo condiciones controladas de humedad y temperatura (298 – 323 K).
- Una vez irradiadas, esperar por al menos 12 h antes de procesarlas, con la finalidad de que se establezca el proceso de polimerización que desencadena la irradiación [3].

Para irradiar las muestras empleadas en la calibración se utilizó un acelerador lineal Novalis® de Brainlab AG©, con una tasa de dosis de 480 cGy/min en un campo de 10×10 cm². La PRC fue colocada perpendicularmente a la dirección de incidencia del haz de irradiación dentro de un maniquí de material Plastic Water® modelo PCW500 del fabricante CIRS Inc. Este maniquí se presenta en láminas de 30×30 cm² y grosores de 10, 20 y 50 mm, y de 1, 2, 4 y 5 cm; el material plástico es equivalente a agua, flexible y resistente a impactos, su equivalencia permanece 99.50% estable para energías superiores a 7 MeV; este modelo se puede emplear en el rango de 0.15 a 100 MeV [4]. Cada PRC se colocó a una profundidad de 5 cm dentro del maniquí, con una distancia fuente-superficie de 100 cm (Figura 2.1).

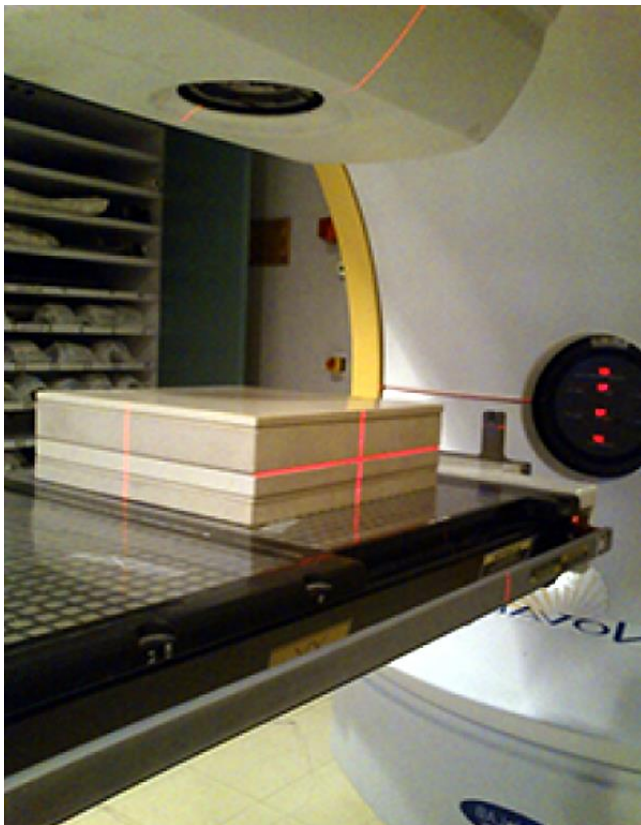


Figura 2.1. Acelerador lineal Novalis y maniquí PCW500 con película EBT3. Colocación del maniquí sobre la camilla de tratamiento para la irradiación de las muestras de PRC empleadas en la calibración de equipos.

El intervalo de irradiación fue de 0 a 30 Gy, con una muestra para los valores: 0, 0.25, 0.50, 1, 1.50, 2, 2.50, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 11, 12, 15, 20, 25 y 30 Gy. Las 19 películas fueron analizadas con los sistemas ópticos escáner y láser, para construir la curva de calibración de ambos dispositivos.

2.3 Análisis por medio de Escáner

Las PRC fueron procesadas después de la irradiación mediante el escáner de cama plana Epson 11000XL en modo de transmisión, con las siguientes precauciones:

- Colocar una máscara negra alrededor de la película y sobre toda la cama, a excepción de la franja de calibración del escáner, para evitar contribuciones a la respuesta de la PRC debido a la dispersión de la luz en su periferia. La máscara permite colocar las películas en la misma posición por cada escaneo; la cual es el centro de la cama, zona donde la fuente de luz es más uniforme.
- Limpiar la cama para eliminar residuos de polvo.
- Encender el escáner y permitir su estabilización durante 15 min antes de su primer uso.
- Mantener la orientación relativa película-escáner, con base en la marca realizada antes del corte.
- Suspender la operación del escáner después de 2 h de uso continuo.

En la ventana del software para el escáner 11000XL se configuran las opciones como en la Tabla 2.1, el resto de opciones (dimensiones, autocorrecciones, entre otras) permanecen por defecto. Una vez que se obtuvieron las imágenes, se procesó la componente verde de los archivos con el software ImageJ 1.5i.

TABLA 2.1
CONFIGURACIÓN DE LAS OPCIONES DE CONTROL PARA
ADQUISICIÓN CON EL ESCÁNER EPSON 11000XL

CONTROL	OPCIÓN
Nombre	Ajuste Actual
Tipo Documento	Película
Tipo de Película	Positivo en Color
Tipo Imagen	Color 48-bit
Escaneado Rápido	Deshabilitado
Resolución	72
Formato de la imagen	TIFF



2.3.1 *Procesamiento de imágenes con ImageJ*

Para el rango dosimétrico de estudio se requiere del análisis en el canal verde para las imágenes digitalizadas de las PRC. El procedimiento entrega la intensidad neta (en bits) referente a la dosis aplicada; la descripción se realiza a continuación a partir de la Figura 2.2.a:


1. Seleccionar la imagen de la PRC de interés y arrastrarla a la ventana de ImageJ.
2. Para separar la imagen en las componentes RGB: seguir la ruta en el menú **Image >> Stacks >> Stack to Image**.



Opcionalmente se puede presionar el ícono

3. Cerrar las ventanas de los canales rojo y azul; mantener abierta la ventana del canal verde (Figura 2.2.b).
4. Cambiar la resolución de la imagen a 16 bits: seguir **Image >> Type >> 16-bit**.
5. Seleccionar el formato para la imagen del canal verde: seguir **File >> Save As >> Tiff**.

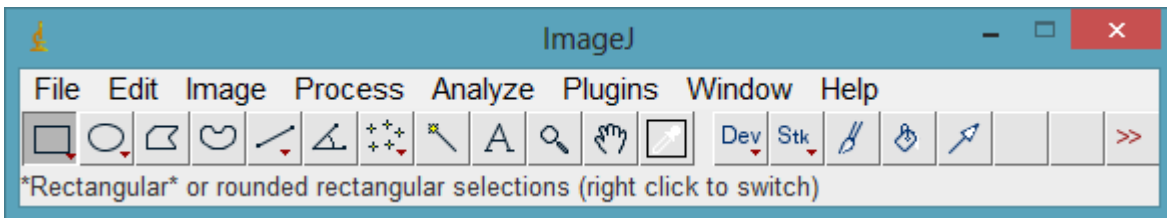
a. *Obtención del fondo con la PRC de 0 Gy*

6. Presionar el ícono  y marcar una ROI cuadrada de 10 píxeles por lado, con origen en (17,17), (Figura 2.2.b).

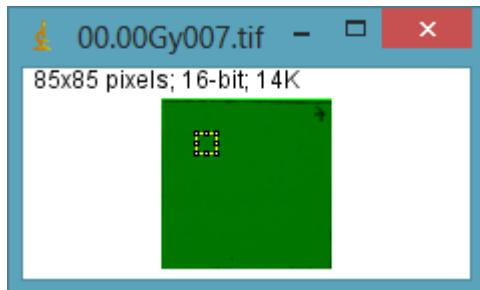
7. Guardar la ROI: seguir **Analyze >> Tools >> ROI Manager >> Add [t] >> More >> Save**.
8. Obtener los valores promedio y desviación estándar de la ROI previa: presionar la tecla **H** para acceder a la ventana **Histogram** y dar clic en **OK**.
9. Copiar los valores **Mean** y **StdDev** (Figura 2.2.c).
10. Obtener el valor de fondo, como base para el resto del proceso: deseleccionar la ROI y seguir **Process >> Math >> Divide**, en **Value** anotar el valor de **Mean** del paso 9, y dar clic en **OK**. Abrirá una nueva imagen.
11. Guardar la imagen generada: **File >> Save As >> Tiff**.

b. *Obtención de la intensidad*

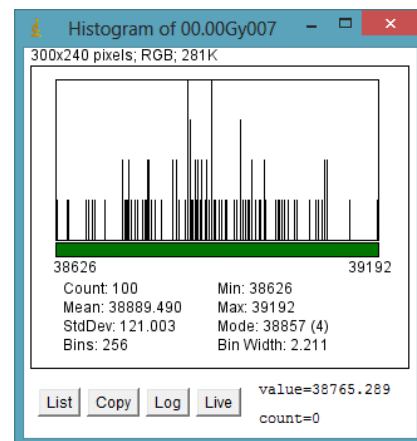
12. Mantener las ventanas de la imagen obtenida en el paso 10 (Verde fondo) y la de la película con la intensidad a determinar (Verde irradiada). En la ventana desplegada de **Process >> Image Calculator**, asignar: **Image1:** Verde irradiada; **Operation:** Divide; **Image2:** Verde fondo; y deshabilitar **32-bit (float) result**.
13. Guardar la imagen generada: **File >> Save As >> Tiff**.
14. Calcular la intensidad neta con la imagen generada: seleccionar la ROI del paso 7 desde la ventana **ROI Manager** y repetir los pasos 8 y 9. Se puede guardar la imagen si se aplica el paso 11.



(a)



(b)



(c)

Figura 2.2. Interfaz del software para procesar las imágenes de las PRC. (a) Ventana de ImageJ 1.5i. (b) Ventana de la imagen procesada en el canal verde. (c) Ventana **Histogram** que proporciona los valores estadísticos de la región de interés (ROI: *region of interest*).



2.4 Curva de Calibración para el Escáner

Con los datos estadísticos de cada ROI de cada película (ejemplificados en la Tabla 2.2) es posible obtener la curva de calibración para el Escáner 11000XL (Figura 2.3). La DO_{neta} se calcula mediante la Ecuación (1.3) y la desviación estándar con la Ecuación (1.7), mientras que el modelo de ajuste corresponde a la Ecuación (1.5), todas ellas del Capítulo 1.

Con el programa de la Figura 2.4 se obtienen los coeficientes a, b y c de la ecuación de calibración, la información tabulada se ingresa al programa dentro de la variable **Datos** y posteriormente se separan sus columnas. La ecuación de ajuste se asigna a **F** y los coeficientes se renombran como **x(1)**, **x(2)** y **x(3)**, con valores iniciales de 0 dentro del vector **x0**. Finalmente, se calcula el coeficiente de determinación **r2** y se despliega la gráfica de ajuste sobre los puntos muestreados con sus barras de incertidumbre (calculadas a partir de la desviación estándar).

El programa arrojará los valores para construir una ecuación similar a la (2.1) con su correspondiente valor de R^2 ; ésta servirá como herramienta de validación del escáner.

$$DO_{neta} = -0.0577 D + 0.1692 D^{0.7890} \quad (2.1)$$

Un procedimiento de ajuste similar debe realizarse con el prototipo óptico. A continuación se describe cómo fue calibrado, con la descripción de las herramientas empleadas.

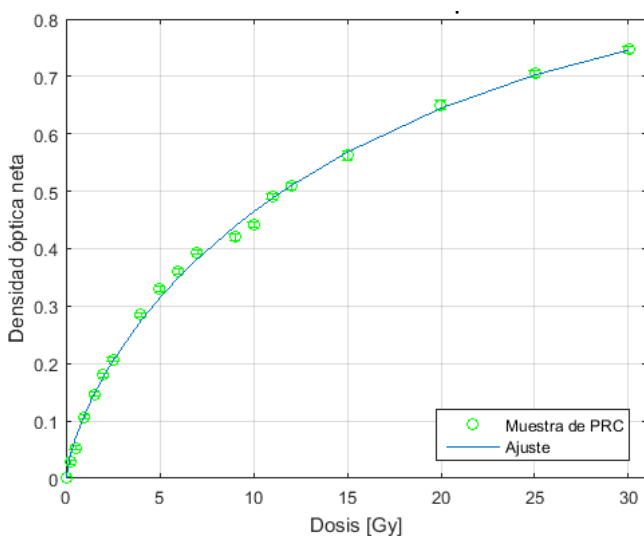


Figura 2.3. Gráfica de ajuste de la densidad óptica en función de la dosis a obtener para el escáner.

Tabla 2.2
REGISTRO DE ESTADÍSTICOS: PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR, PARA CALCULAR LOS COEFICIENTES DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN DEL ESCÁNER

DOSIS [Gy]	DO_{neta}	
	PROMEDIO	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
0.00	0.000000	0.002830
0.25	0.028338	0.003221
0.50	0.052894	0.003092
1.00	0.106393	0.003269
1.50	0.145818	0.003534
2.00	0.179797	0.002986
2.50	0.207247	0.003516
4.00	0.284640	0.003612
5.00	0.330250	0.003926
6.00	0.359552	0.004677
7.00	0.394133	0.004425
9.00	0.420036	0.005512
10.00	0.442526	0.004093
11.00	0.491284	0.004582
12.00	0.508520	0.004892
15.00	0.562146	0.007149
20.00	0.650270	0.008402
25.00	0.704774	0.005435
30.00	0.746503	0.005258

```
close
clc
%Tabulación de los datos de cada dosis
Datos = ...
    [ 0.00 0.000000 0.002830
      :      :      :
      30.00 0.746503 0.005258];
%Separación de la tabla en columnas
t = Datos(:,1);
y = Datos(:,2);
e = Datos(:,3);
%Gráfica de cada muestra con su incertidumbre
errorbar(t,y,e,'go')
%Cálculo de los coeficientes para la ecuación de ajuste
F = @(x,xdata)x(1)*xdata + x(2)*xdata.^x(3);
x0 = [0 0 0];
[x,resnorm,~,exitflag,output] = lsqcurvefit(F,x0,t,y)
%Cálculo del coeficiente de determinación
r2 = 1-resnorm/norm(y-mean(y)).^2
%Despliegue de la gráfica
hold on
plot(t,F(x,t))
axis([0 31 0 .8])
legend('Muestra de PRC','Ajuste','Location','SouthEast')
xlabel('Dosis [Gy]');
ylabel('Densidad óptica neta');
grid on;
title('Curva de calibración del escáner Epson 11000XL');
```

Figura 2.4. Programa Curva Ajuste.m en Matlab que calcula los coeficientes a, b y c del modelo de ajuste $DO_{neta} = a D + b D^c$.



2.5 Diseño Gráfico de Sistemas

Los instrumentos virtuales (VI: *virtual instrument*) son programas computacionales específicos para control e instrumentación y facilitan el diagnóstico de un proceso de forma *in situ* o remota, mediante la adquisición de señales acondicionadas que provienen de sensores o transductores, las cuales se procesan en tiempo real por medio de tarjetas de adquisición de datos (DAQ: *data acquisition*).

El diseño gráfico de sistemas (GSD: *graphical system design*) es un enfoque de programación basado en VI y código G; permite diseñar interfaces gráficas de usuario (GUI: *graphical user interface*) y enlazarlas a hardware multipropósito. El ambiente integrado de desarrollo (IDE: *integrated development environment*) para generar la aplicación propuesta fue LabVIEW™ 2015 de National Instruments®, con las librerías adicionales (mejor conocidas como *toolkits*): **DAQmx** y **Vision and Motion**. Para la etapa de depuración se empleó la herramienta **VI Analyzer** y **Application Builder** para crear la versión ejecutable de la aplicación final. El IDE cuenta con 2 pantallas de programación: panel frontal y diagrama de bloques, en la primera se ubican los controles e indicadores con los que interactúa el usuario, en la segunda se programa el comportamiento del panel frontal; además, proporciona 3 paletas que contienen los bloques de instrucción de cada *toolkit*: paleta de controles, paleta de funciones y paleta de herramientas. Se recomienda consultar [5] y [6] como referencia básica del proceso de instrumentación y del modo de programación en el IDE.

El VI programado recurre constantemente a los Contenedores ActiveX. La tecnología ActiveX® es el nombre genérico para un conjunto de paquetes de Microsoft® que permiten definir componentes de software reusables y vincular programas de forma independiente al lenguaje de programación, con la finalidad de combinar aplicaciones. El uso más común de ActiveX es a través de los Controles ActiveX, que son componentes que existen dentro de los Contenedores ActiveX. En otras palabras, cualquier programa (servidor) que disponga de la funcionalidad ActiveX permite operar sus controles en un programa distinto (cliente) sin importar que se traten de lenguajes diferentes. LabVIEW es un Contenedor ActiveX que puede alojar Controles ActiveX y manipular el programa incrustado gracias a los bloques de propiedades (**Property Node**) y de métodos (**Invoke Node**). El flujo de configuración para usar un Contenedor ActiveX se ejemplifica en la Figura 2.5.

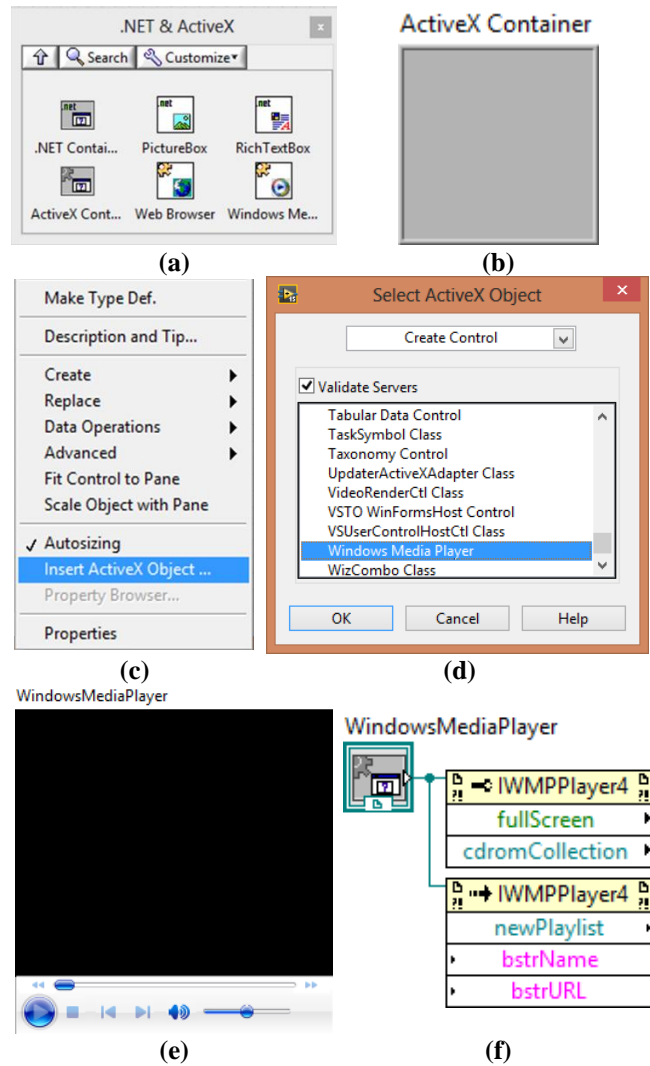


Figura 2.5. *Toolkit .NET & ActiveX* en el IDE de LabVIEW. (a) Instrucción del Contenedor ActiveX ubicado en la paleta de controles como **ActiveX Cont..** (b) Contenedor ActiveX colocado en el panel frontal, sin ningún Control ActiveX activo. (c) En el menú que aparece al dar **clic derecho** sobre el Contenedor ActiveX se selecciona la opción **Insert ActiveX Object..** (d) En la ventana **Select ActiveX Object** se selecciona el Control ActiveX de la aplicación que se desea reutilizar. (e) El contenedor cambia de apariencia de acuerdo con la opción elegida previamente. (f) La programación del Objeto ActiveX se realiza por medio de los bloques **Property Node** e **Invoke Node**.

Con estas herramientas, la GUI propuesta permite:

1. ingresar los parámetros de escaneo: puntos de origen y final de la PRC, nombre de los archivos de respaldo y resolución de la imagen final;
2. controlar el encendido correcto del hardware;
3. monitorear en tiempo real el proceso de escaneo y su interrupción si se considera necesario; y
4. visualizar y resguardar la imagen correspondiente a la distribución de dosis.



Para cubrir los 4 puntos anteriores, se programaron y depuraron 16 VI y se adecuó el hardware en un experimento de 3 etapas:

1. Arreglo óptico.
2. Sistema de adquisición de intensidad.
3. Dispositivo mecatrónico de movimiento bidimensional.

La jerarquización de la aplicación se encuentra en el diagrama de flujo y ejecución de la Figura 2.6, en la que se observa en el nivel más alto el Run-Time Engine de LabVIEW, seguido del VI principal: PRC Configuración.vi. En el mismo nivel están PRC Directorio.vi y PRC Escáner.vi, sin embargo, este último VI (debido a su complejidad) depende directamente de 11 subrutinas, hecho que por sí mismo representa un error de métrica, conocido como Fan Out. Las funciones principales de cada uno de los VI que conforman la interfaz de usuario se describen en la Figura 2.7.

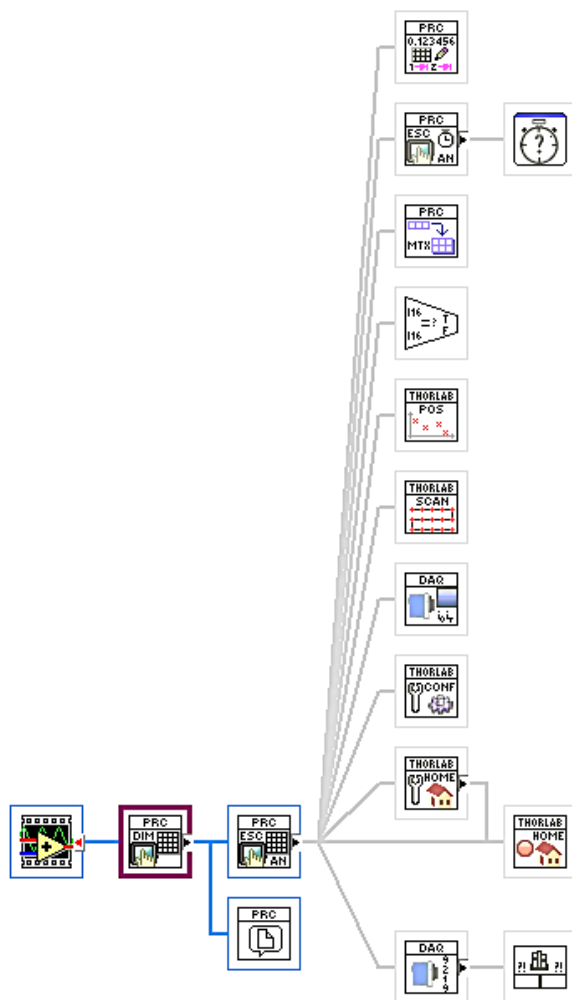
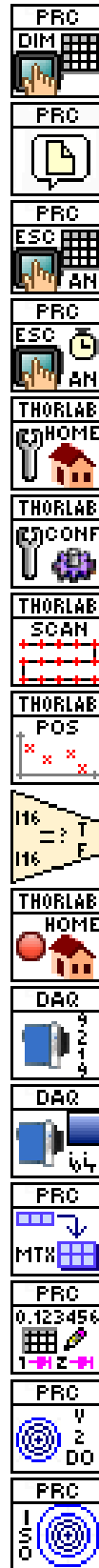


Figura 2.6. Diagrama de jerarquización de los VI programados.



- PRC Configuración.vi:** permite ingresar las dimensiones de la PRC, la posición de escaneo, seleccionar la resolución e inicializar el hardware.
- PRC Directorio.vi:** establece la ruta para respaldar las matrices con los datos adquiridos, así como la imagen de distribución de dosis.
- PRC Escáner.vi:** controla el mecanismo de posición, adquiere los valores de intensidad y proporciona una GUI de monitoreo al escanear.
- PRC Tiempo.vi:** calcula el tiempo total de escaneo, indicando en la GUI los tiempos transcurrido y faltante, así como el porcentaje de avance.
- TLB Home.vi:** envía al mecanismo al origen absoluto (0,0) y calcula las medidas de la PRC en un múltiplo de la resolución seleccionada.
- TLB Conf.vi:** configura la velocidad y aceleración del mecanismo y confirma las distancias de la PRC.
- TLB Scan.vi:** activa el recorrido bidimensional de escaneo, con una pausa puntual ($bwait = 1$) que varía con la resolución seleccionada.
- TLB Pos.vi:** lee la posición a la que ha llegado el mecanismo cuando TLB Scan ha terminado su ejecución.
- TLB Estado.vi:** convierte a INT16 las posiciones de TLB Conf y TLB Pos, si son iguales cambia a la siguiente línea de escaneo.
- TLB Stp.vi:** envía al mecanismo al origen relativo establecido por el usuario (X_0, Y_0), ya sea por interrupción o al terminar el escaneo.
- DAQ Inicio.vi:** inicializa los canales diferenciales para la adquisición de voltaje en el rango ± 4 V, en alta resolución bajo demanda.
- DAQ Leer.vi:** lee un valor analógico de voltaje cuando TLB Scan pausa el mecanismo y lo agrega al vector correspondiente a la línea escaneada.
- PRC Mtx.vi:** ordena en una matriz los vectores de DAQ Leer, la cual dará paso al cálculo de la distribución de dosis.
- PRC Guardar.vi:** respalda la matriz construida por PRC Mtx en la dirección preestablecida con la instrucción PRC Directorio.
- PRC V2Don.vi:** convierte los voltajes en la matriz a valores de densidad óptica para después eliminar la DO de fondo.
- PRC Isodosis.vi:** abre la matriz con datos de dosis y genera la imagen de la distribución de dosis.

Figura 2.7. VI de control y monitoreo del prototipo de escaneo de PRC.



2.5.1 Arreglo óptico

El arreglo óptico se estableció con los objetivos:

1. Atenuar la intensidad proporcionada por la fuente de luz.
2. Leer la transmitancia de la PRC.
3. Leer la estabilidad de la fuente de luz.

La fuente de luz monocromática es el láser 25 LGP 173 249 de Melles Griot®, que produce un haz de 800 µm de diámetro, con una potencia de 5 mW y una longitud de onda de 543.50 nm ($\lambda_L = 543.50$ nm) [7].

Inmediatamente a la salida del láser se coloca un atenuador variable y un divisor de haz para medir las variaciones de la intensidad por medio de un fotodiodo DET36A de Throlabs Inc (F_{iREF}). Este sensor de silicio tiene un área de detección de 3.60×3.60 mm², un rango para longitudes de onda entre 350 y 1100 nm, un tiempo máximo de respuesta de 14 ns y una potencia de detección de 1.50 mW @ 970 nm [8], [9] (razón por la cual es necesario atenuar el haz y, así, evitar la saturación del detector).

Posterior al divisor de haz se coloca otro atenuador, con una densidad óptica mayor al primero, y un iris que restringe la dispersión del haz. **Se requiere que la intensidad que incide sobre la PRC sea lo suficientemente baja para que no afecte su estructura y, por ende, los valores reales de dosis depositada en ella; sin embargo, al mismo tiempo debe ser lo suficientemente alta para transmitirse a través de la PRC con mayor DO y poder ser medida con el detector F_{iPRC} (Figura 2.8).**

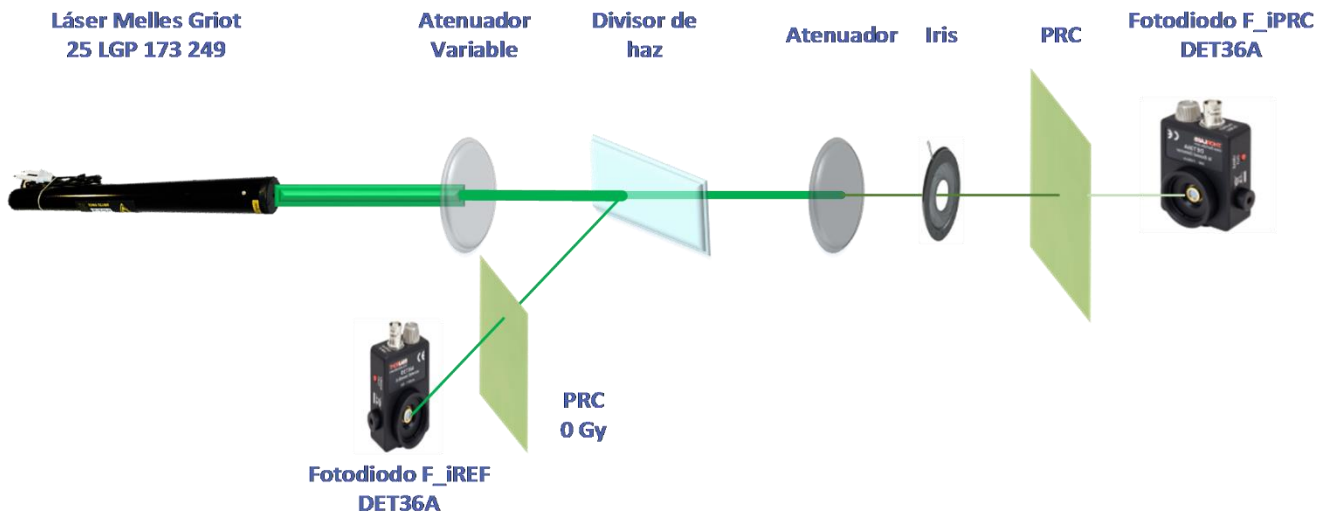


Figura 2.8. Diagrama del arreglo óptico para acondicionar el valor de intensidad de la fuente de luz monocromática, con la finalidad de no saturar los transductores y no causar daño a la PRC. El atenuador variable se encuentra en la posición 250°. La PRC de 0 Gy se mantiene en todo momento.

2.5.2 Sistema de adquisición de intensidad

Los fotodiodos F_{iREF} y F_{iPRC} transducen la intensidad a una señal de voltaje (V_{F_i}), con el cual se obtiene el valor de la intensidad del haz (i) mediante la Ecuación (2.2); donde R_λ es el valor de la capacidad de respuesta, medido en $A W^{-1}$, y Z_L es el valor de resistencia de carga [8].

$$i = \frac{V_{F_i}}{R_\lambda * Z_L} \tag{2.2}$$

A partir de la gráfica en la Figura 2.9 se obtiene un valor de 210 mA W⁻¹ para R_λ ($R_{543.50} = 210$ mA/W). Z_L depende del dispositivo empleado para medir el voltaje de salida de ambos fotodiodos, en este caso es la DAQ NI-9219 conectada a la interfaz USB-9162, ambas de National Instruments.

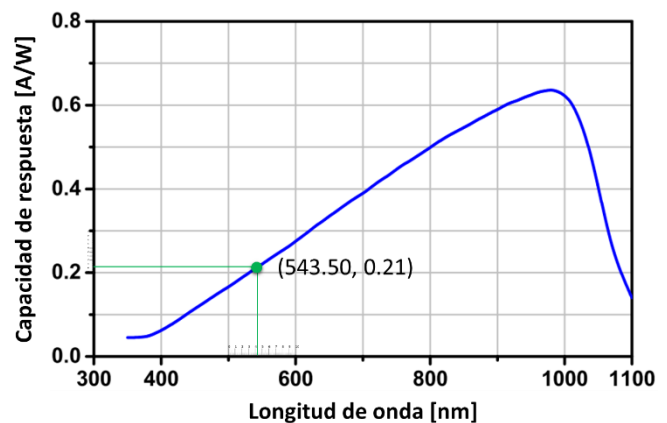


Figura 2.9. Gráfica de la capacidad de respuesta del transductor DET36A para diferentes longitudes de onda. Se indican los valores correspondientes al láser 25 LGP 173 249. Adaptada de [9].



En la Figura 2.10.a.c se ilustra el sistema USB-9219, que cuenta con 4 conectores diferenciales (**Diff**, aislados) de entrada analógica para la medición de voltaje en el intervalo ± 60 V, con $1\text{ M}\Omega$ de impedancia de entrada ($Z_{9219} = 1\text{ M}\Omega$) por canal. El convertidor analógico digital es de tipo delta-sigma con prefiltro, la conversión se realiza a 24 bits (**High Resolution Mode**) con una resolución aproximada de $7.15\text{ }\mu\text{V}$. El muestreo es simultáneo en los 4 canales y soporta la adquisición en demanda (**On demand**) [10]. En el administrador de dispositivos **Measurement & Automation Explorer** (MAX), y con ayuda de **DAQmx** se configuraron los canales de entrada analógica **ai0** y **ai1**, con los alias **Intensidad iPRC** e **Intensidad iREF**, respectivamente (Figura 2.11).

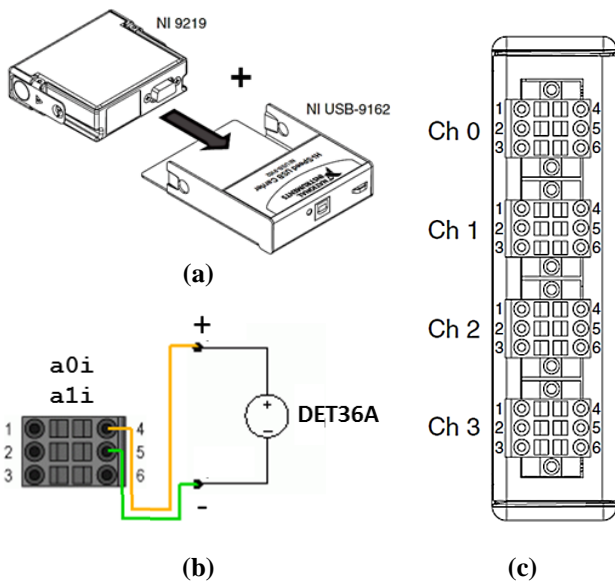


Figura 2.10. DAQ empleada en el prototipo de escaneo óptico [10]. (a) Módulo de entrada analógica NI-9219 e interfaz de comunicación USB-9162; en conjunto forman la USB-9219. (b) Diagrama de conexión entre la DAQ y el DET36A. (c) Vista frontal para conexión de entradas analógicas.

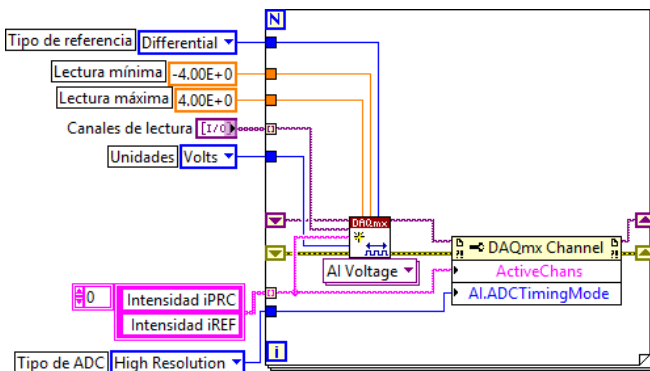


Figura 2.11. Diagrama de programación por bloques del VI que configura la DAQ USB-9162. En un ciclo **For** se indexan 2 canales de lectura analógica.

Del mismo modo, para identificar rápidamente al módulo USB-9219 durante la programación y depuración de los instrumentos **DAQ Inicio.vi** y **DAQ Leer.vi**, éste se nombró como **Fotodiodos** dentro de MAX.

Las conexiones físicas entre **ai0 - F_iPRC** y **ai1 - F_iREF**, a través de cable coaxial RG58 ($Z_{RG58} = 50\text{ }\Omega$) con terminal BNC en el fotodiodo y par trenzado a la entrada de la 9219; en cada canal se emplean las terminales 4 (señal) y 5 (referencia) (Figura 2.10.b). A los voltajes adquiridos se les aplica la Ecuación (2.2) para obtener el valor de intensidad del láser en watts, el cual, a pesar de que su hoja de datos menciona un tiempo de estabilización de 15 min al encendido, para esta aplicación, su intensidad no permanece estable durante los primeros 45 min (**iREF**, Figura 2.12). Nótese que el voltaje se encuentra en el orden de 10^{-3} V, el valor máximo que alcanza es de $\sim 780\text{ mV}$ y descenderá al colocar la PRC, es por ello que se requiere de un dispositivo de alta resolución, que mida la diferencia de voltaje que existe cuando la densidad óptica es muy alta y el valor medido desciende al orden de 10^{-6} V.

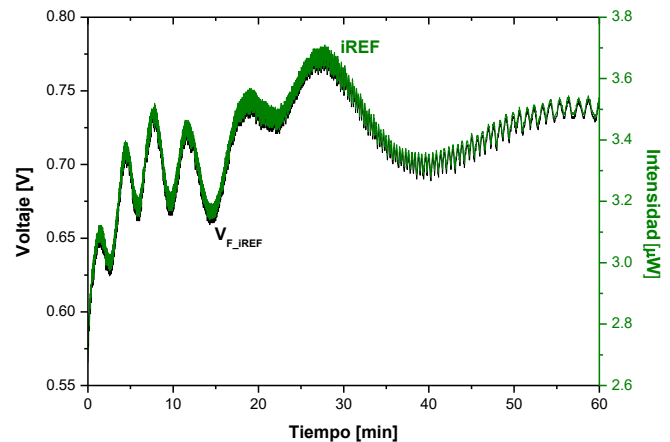


Figura 2.12. Gráfica de monitoreo de la intensidad del láser (**iREF**) por un periodo de 1 h. La intensidad de referencia se obtiene, a partir del voltaje medido por **F_iREF**, por la regla $i \approx 4.76 * V_{F_iREF}$ [μW] (Ecuación (2.2)).

2.5.3 Dispositivo de movimiento bidimensional

El arreglo óptico permanece fijo durante todo el proceso, pero para poder adquirir la información de toda la superficie de la PRC es necesario desplazarla para crear la secuencia que se muestra en la Figura 2.13; la cual, debido a la posición de los instrumentos, tiene su inicio de escaneo en la esquina inferior izquierda y la posición final dependerá de la longitud, misma que se ingresa al inicio de escaneo y se recalcula por el VI en múltiplos del parámetro **Paso**.



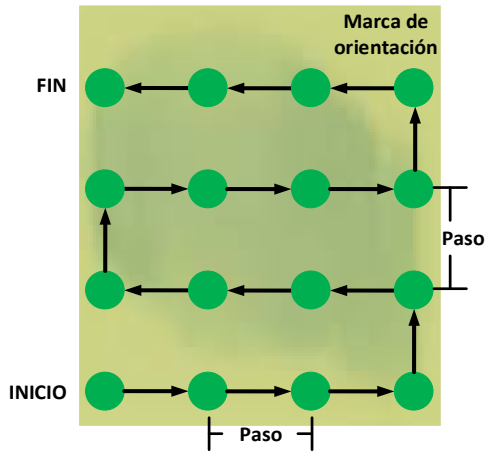


Figura 2.13. Secuencia de escaneo puntual de la PRC, basada en un haz de luz monocromática. **Paso** determina la distancia entre los puntos de lectura.

El barrido de la PRC se realiza mediante hardware de Thorlabs: dos mesas motorizadas NRT150, con desplazamiento lineal máximo de 15 cm (una para posicionamiento horizontal y otra para el eje vertical, Figura 2.14), y un controlador de motores BSC230 [11], [12]. Sobre la mesa horizontal se fijó un soporte para la PRC que evita los movimientos debidos al frenado y aceleración.

El motor a pasos de la NRT150 permite un incremento en la posición de 100 nm, resolución que disminuye conforme aumentan los valores de rapidez y de aceleración (30 mm/s y 30 mm/s², máximos que ocasionan calentamiento de los motores, con una elevación en la temperatura del chasis de hasta 324 K) [11]. Las interfaces físicas entre los motores y el controlador son conectores tipo D localizados en el panel trasero del BSC230, donde también se ubica el puerto USB que permite controlar el sistema mecatrónico mediante la suite APT, este paquete incluye [12]:

1. **APT User:** permite al usuario interactuar con unidades de control de hardware APT conectadas a la computadora, con la funcionalidad necesaria para operarlo sin la necesidad de software personalizado; muestra varios paneles de instrumentos en la misma pantalla.
2. **APT Config:** ajusta los múltiples parámetros globales asociados para configurar el sistema, así como la gestión de los datos de calibración.
3. **APT Server:** sirve para crear aplicaciones de cliente con Controles ActiveX, los cuales son compatibles en los IDE: LabVIEW™, Visual C++®, Matlab®, entre otros.

APT Server dispone de 157 nodos de método y de 3 nodos de propiedad, cada uno con una cantidad diferente de entradas y

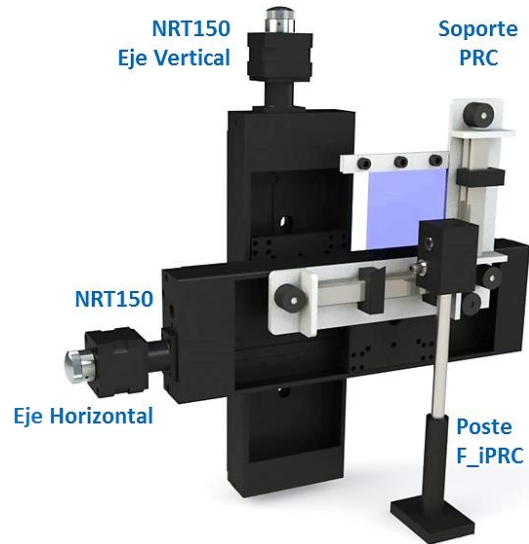


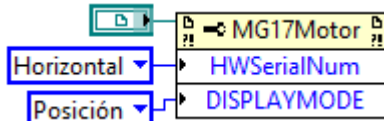
Figura 2.14. Arreglo mecatrónico para el escaneo óptico en 2 dimensiones. Dos mesas de desplazamiento lineal empotradas, con un soporte que sujeta a la PRC. El poste que sujeta al transductor F_iPRC debe permanecer tan cerca como sea posible para medir la transmisión de luz de la película.

salidas. De acuerdo con la sección de ayuda de LabVIEW, estas funciones son beta y, a pesar de que Thorlabs cuenta con manuales para describir sus instrucciones APT [13], [14], éstas carecen de información para su empleo en este IDE.

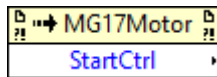
En la Figura 2.15 se explican los 8 nodos empleados para programar el objeto **MGMotor Control** a través de las subrutinas iniciadas con **TLB*.vi** de la Figura 2.6. Es indispensable contar con los números de serie de las NRT150 para habilitar su control desde la GUI, estos números se encuentran en el panel trasero del BSC203 y se validan en la solapa **Stage** del programa **APT Config** en los campos **Motor**, **Channel** y **Stage**; adicionalmente se selecciona el archivo **dat** que contiene la información de calibración. Cuando la NRT150 está instalada correctamente, el panel despliega la serie del motor, el número de conexión, el modelo y los parámetros de desplazamiento. Para evitar daños en el mecanismo interno de las mesas, se debe seleccionar la opción **Switch Makes en Reverse y Forward** (en la ruta **Settings >> Stage/Axis >> Hardware Limit Switches**), de esta forma el mecanismo se detiene en caso de recibir una instrucción de desplazamiento que esté fuera del rango de 0 a 15 cm; acción que se confirma por software con la entrada **ILimitSwitch** del **Invoke Node SetHomeParams**.

Los bloques APT se agruparon en subrutinas para diseñar el panel de control con base en la arquitectura Máquina de Estados.

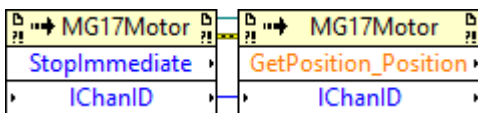




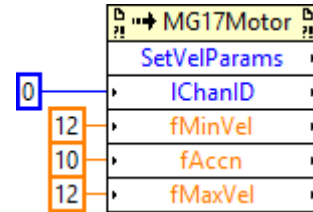
Property Node: al igual que el resto de los bloques en la imagen, éste lleva una conexión superior con el Contenedor ActiveX.
HWSerialNum: recibe el número de serie del dispositivo a controlar, en este caso se ha facilitado por medio de un **Menu Ring** que relaciona las opciones **Horizontal** y **Vertical** con los seriales 90853945 y 90853944, respectivamente.
DISPLAYMODE: para evitar una saturación de controles y/o indicadores en la GUI, se envía un valor 3 (mediante la opción **Posición** del **Menu Ring**) para que el Contenedor ActiveX muestre únicamente el valor de la posición de la NRT150.



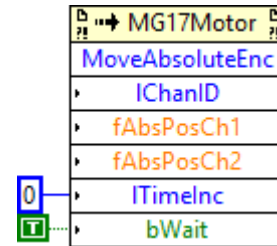
Invoke Node. StartCtrl.
 Después de verificar que los números de serie en software corresponden al hardware relacionado, este bloque habilita el control total del dispositivo. Solamente requiere de la conexión superior con el Contenedor ActiveX.



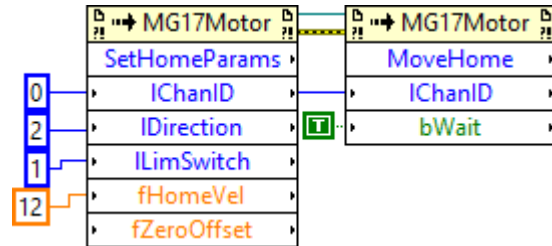
Invoke Node. StopImmediate.
 Detiene al instante el movimiento de la NRT150.
Invoke Node. GetPosition_Position.
 Lee la posición relativa a la que se encuentra el mecanismo desde el origen (X₀, Y₀) ingresado por el usuario.
 En ambos **IChanID** se ha colocado un valor de 0, ya que la identificación del canal se autogestiona con **HWSerialNum**.



Invoke Node. SetVelParams.
 Controla la aceleración (**fAccn**) y rapidez (**fMinVel** y **fMaxVel**) de los motores. A pesar de que fabricante establece una magnitud de 30 para ambas variables, colocar un valor superior a 10 y 12 (respectivamente) propicia un error de rango al ejecutar el VI. Ambos controles de rapidez reciben el mismo valor para mantener constante este parámetro.



Invoke Node. MoveAbsoluteEnc.
 Realiza el movimiento absoluto igual a un múltiplo de la distancia **Paso** a partir de la última posición de la NRT150. Este valor de distancia se conecta simultáneamente en las entradas **fAbsPosCh1** y **fAbsPosCh2**. Para garantizar que el tiempo de movimiento esté sincronizado con el ciclo del VI principal, es indispensable que **bWait** esté en uno lógico (**T**). El parámetro **ITimeInc** se ha establecido en 0 para no demorar la ejecución.



Invoke Node. SetHomeParams.
 Con un valor de 2, **IDirection** invierte el movimiento hacia el origen con una velocidad máxima en **fHomeVel**. **ILimSwitch** activa con un 1 a los sensores de inicio de carrera que evitan daños en el hardware. **fZeroOffset** desplaza las mesas hacia el origen relativo (X₀, Y₀).
Invoke Node. MoveHome.
 Con base en **SetHomeParams**, verifica su posición absoluta (0,0) para finalmente detenerse en (X₀, Y₀). Recordar que **bWait = T** para propósitos de sincronización.

Figura 2.15. Nodos de propiedad **Property Node** y de método **Invoke Node** para programar los Contenedores Active X que controlan el desplazamiento bidimensional de la PRC. En la parte superior se muestra la GUI del fabricante desplegada dentro del Contenedor ActiveX en LabVIEW y que es modificable con la propiedad **DISPLAYMODE** para mostrar únicamente el valor de la posición actual (que se comanda por **fAbsPosCh1** y **fAbsPosCh2**) en la interfaz personalizada para la aplicación de escaneo.



2.6 Máquina de Estados para Prototipo de Escáner

Una Máquina de Estados (ME) es un modelo secuencial del comportamiento de las entradas y salidas de un sistema, en el que cada parte de la secuencia se conoce como Estado. Con un Diagrama de Estados el programador determina gráficamente el estado a ejecutar con base en la información de las señales de un estado previo y del estado actual, conectándolos mediante Transiciones. Entonces, un estado representa el comportamiento de una entrada/salida que hace algo durante cierto tiempo; una transición es el paso de un estado de origen a otro de destino, y tiene siempre asociada una condición o puede requerir la ejecución de alguna acción (como la validación del operador), en ambos casos solo se ejecutará una vez al principio del estado de destino.

El escaneo se ejecuta en 2 sub-VI que se abre en cascada: **PRC Configuración.vi** y **PRC Escáner.vi**. El primer VI no requiere de la arquitectura ME, es un programa pequeño con un ciclo **While** que espera las configuraciones iniciales por parte del usuario (Figura 2.16). **PRC Configuración.vi** bloquea

totalmente el panel de control hasta establecer conexión con el BSC203, en caso de error se envía el mensaje **Error de comunicación, verificar la conexión con el hardware**. Ya con los controles habilitados, se ingresan los datos de la PRC: **NOMBRE** (como identificador de los archivos resultantes), longitudes de la PRC, (X_1, Y_1), y la resolución de escaneo con el control **Distancia d** (que representa a **Paso** en escala de μm , mm o cm); así como el origen relativo (X_0, Y_0) del mecanismo y una botonera con las 4 opciones: 1) **Información de la PRC**, 2) **Adquisición de datos**, 3) **Control eje horizontal** y 4) **Control eje vertical**.

Al seleccionar **Adquisición de datos** se muestran: 1) los canales de la DAQ que por defecto adquieren los valores de las intensidades, y 2) los directorios en los que se resguardan las matrices con estos valores de escaneo. Por su parte, para los ejes se muestra la interfaz completa del fabricante (Figura 2.16.d). En caso de que el BSC203 se encuentre en estado de error por posición, se deben presionar en secuencia los botones **Stop**, **Enable** y **Home** para reposicionar las mesas antes de iniciar el escaneo.

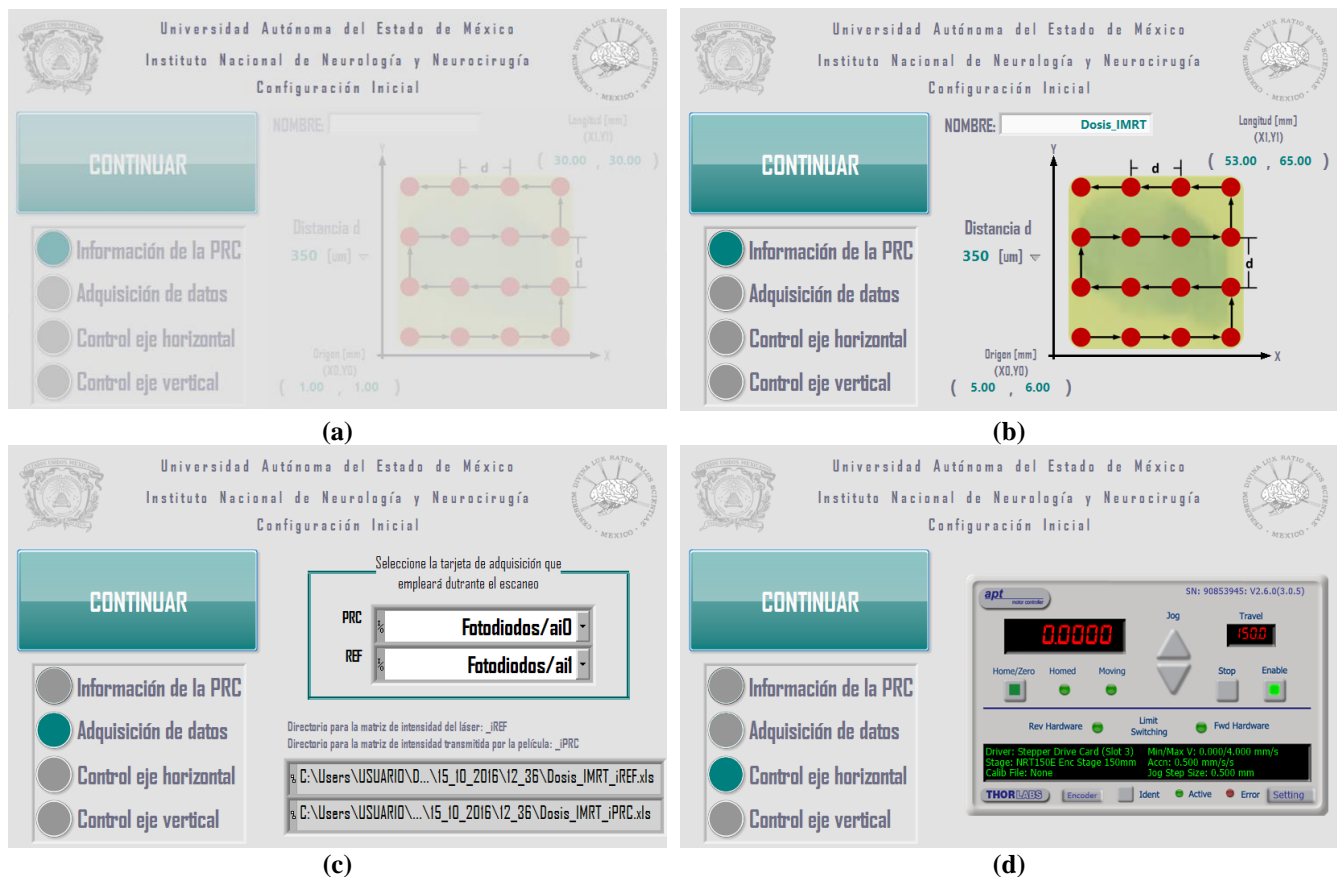


Figura 2.16. Interfaz de usuario del VI **PRC Configuración.vi**. (a) Bloqueo al arranque durante la validación de conexión del hardware. (b) Control de dimensiones y resolución de escaneo de la PRC. (c) Verificación de la DAQ USB-9219 y de los ficheros de respaldo. (d) Verificación del controlador BSC203.



El control **Distancia d** modifica a los demás en el subpanel **Información de la PRC**, ya que éste controla la resolución de escaneo y al momento de cambiar la escala (**µm**, **mm** o **cm**) se modifican los valores máximo y mínimo de cada casilla y así se evitan comandos fuera del rango de desplazamiento.

Los archivos de respaldo para los datos de las intensidades tienen la extensión **.xls**, con punto flotante de 6 posiciones para cada valor, el directorio por defecto está en la carpeta **C:\...\Usuarios\Escáner óptico\Día\Hora\...\xls**, para cada PRC se crea una carpeta con nombre del día y hora que inició el proceso, el usuario sólo debe identificar a la PRC y el VI anexará al final del nombre **iPRC** o **iREF** para indicar si el archivo corresponde a las medidas del fotodiodo **F_iPRC** (**ai0**) o a **F_iREF** (**ai1**). Un mensaje de error se despliega al intentar abrir los archivos con Excel®: **EL formato y la extensión de archivo de 'Su archivo.xls' no coinciden. Puede que el archivo esté dañado o no sea seguro. No lo abra a menos que confíe en el origen. ¿Desea abrirlo de todos modos?**, se debe elegir la opción **Sí**.

Para seguir con el proceso de escaneo se presiona el botón **CONTINUAR** para cerrar la ventana y abrir la GUI de **PRC Escáner.vi**.

2.6.1 Diagrama de estados

El diagrama de flujo general se muestra en la Figura 2.17, primero se despliega **PRC Configuración.vi** para interactuar del modo ya descrito. Inmediatamente **PRC Escáner.vi** llama paralelamente a **TLB Home.vi** y **DAQ Inicio.vi** para realizar las acciones siguientes:

1. **TLB Home.vi**: calibra la posición al enviar las NRT150 a la posición **(0,0)** y posteriormente al origen relativo **(X₀, Y₀)**. Mediante la instrucción **FLOOR**, determina la cantidad de movimientos (iteraciones, **i_x** e **i_y**) que el programa debe realizar al leer cada línea de la PRC y así recalculan su longitud y altura **(X₁, Y₁)** en un múltiplo de **Paso**, con asignación a **(X₂, Y₂)**; también obtiene la cantidad de puntos que compondrán la matriz y la imagen de distribución de dosis, al multiplicar **i_x+1** e **i_y+1** (se adiciona 1 por la posición de arranque).
2. **DAQ Inicio.vi**: configura la USB-9219 con los parámetros descritos en la Sección 2.5.2.

Ambos bloques de configuración permanecen fuera del ciclo principal del programa (Figura 2.18.a), comunicados con la

ME a través de túneles. Además de esta información, la ME requiere de las instrucciones **Case** y **While**; la primera contiene a los estados y la segunda realiza las transiciones con base en la condición de salida de **TLB Estado.vi** que se transmite por un registro de corrimiento en el ciclo **While** para seleccionar entre 5 estados definidos:

1. **Estado 1**: toma a **i_x+1** como contador de un ciclo **For** y cada iteración de éste se multiplica por **Paso** (variable **X₃**) para que **TLB Scan.vi** mueva la NRT150 horizontal a la posición correspondiente, con **bWait = T** para asegurar que la mesa llegue a su posición antes de que el VI envíe un nuevo valor; en cada pausa, la USB-9219 adquiere un valor por **ai0** y **ai1**, es por ello que se requiere de una tarjeta de alta resolución que acepte adquisición **On Demand**. El VI **DAQ Leer** toma los datos adquiridos y los indexa en vectores. Al terminar el ciclo **For**, el bloque **TLB Pos.vi** detiene por completo el movimiento de la mesa y lee la última posición **X₃**, la envía a **TLB Estado.vi** y la compara con **X₂** para decidir si avanza al Estado 2 en caso de ser iguales.
2. **Estado 2**: **PRC Mtx.vi** recoge los vectores del estado previo, los acumula en matrices y los reinicia a **0** para ser empleados en el siguiente estado. Se declara la variable **Y** (inicializada en 0) y se multiplica por **Paso** para que el VI **TLB Scan** mueva la NRT150 vertical a la posición **Y₃**; **bWait = T**. **TLB Pos.vi** detiene la mesa y lee su posición, mientras que **TLB Estado.vi** y la instrucción **Greater Or Equal?** se ejecutan en paralelo para comparar a **Y₂** y **Y₃** y decidir si avanzar al Estado 3 (**Y₂ > Y₃**) o al 5 (**Y₃ ≥ Y₂**). Para terminar, se incrementa en 1 a la variable **Y**.
3. **Estado 3**: similar al Estado 1, con 2 diferencias: 1) la posición **X₃** se obtiene al restar de **X₂** la multiplicación de **Paso** por cada valor de iteración; y 2) los vectores que representan a cada fila se invierten con **Reverse 1D Array**, debido al movimiento en retroceso de ese eje.
4. **Estado 4**: toma el valor incrementado de **Y** y realiza las mismas acciones que el Estado 2.
5. **Estado 5**: cuando la posición vertical **Y₃** es mayor o igual que la altura recalculada **Y₂**, los estados 2 o 4 activan este estado, el cual regresa el mecanismo al origen relativo **(X₀, Y₀)** con **TLB Stp.vi**, envía la señal de finalización al ciclo **While**, cierra la interfaz y abre la ventana de reconstrucción de la imagen. A este estado se puede llegar también al presionar en el botón **DETENER ESCANEO**, pero siempre será necesario esperar a que se termine de adquirir los datos de la fila en curso de la PRC.



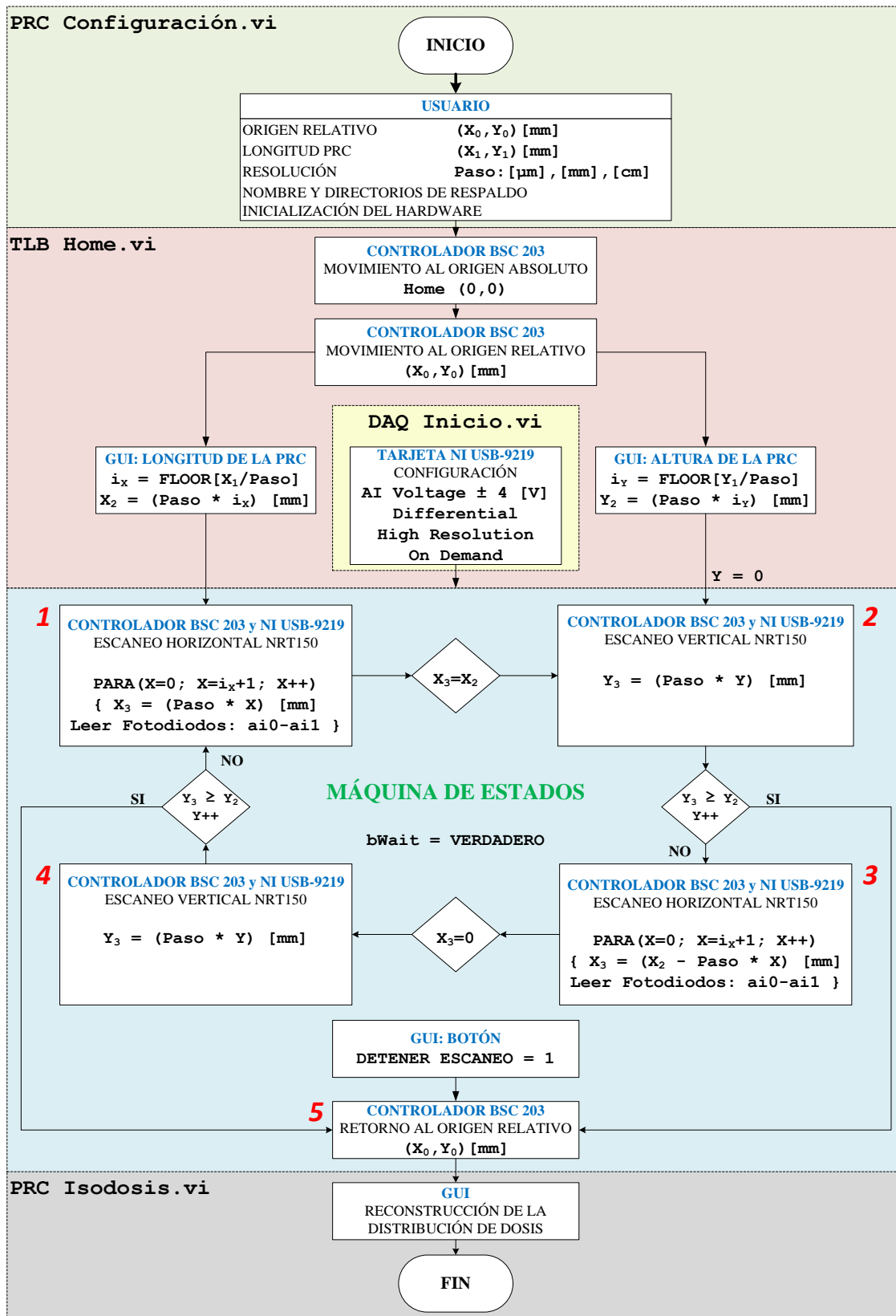


Figura 2.17. Diagrama de flujo del instrumento virtual programado para el escaneo de película radiocrómica. Se remarcan en el fondo los VI principales que intervienen en cada sección. La máquina de estados se construye por diversos sub-VI dentro de PRC Escáner.vi (sección marcada en azul).



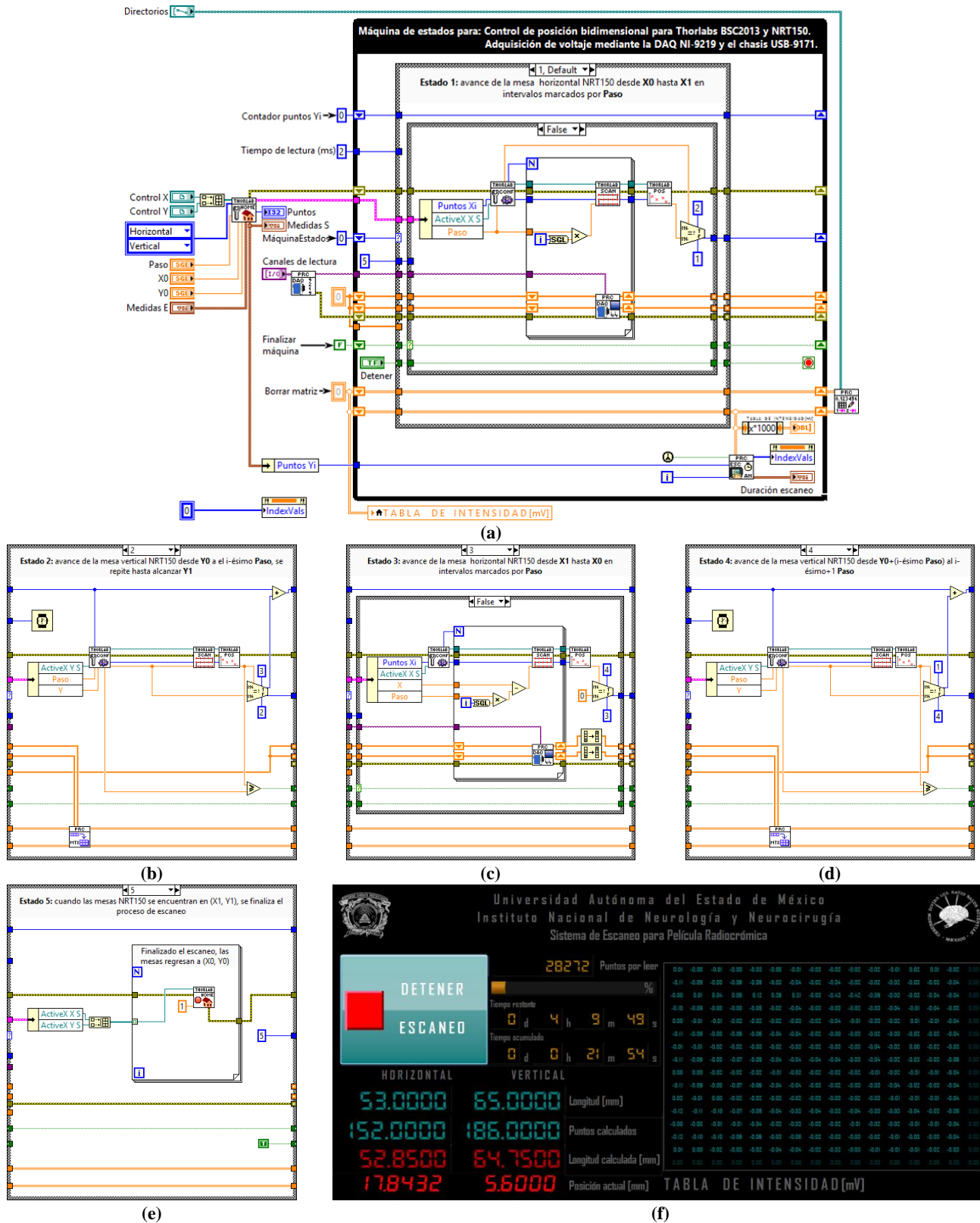


Figura 2.18. Programa en lenguaje G para controlar el proceso de escaneo óptico en la interfaz de usuario **ERC Escáner.vi**. (a) Inicialización de variables y condiciones para túneles, ciclo **while** con registros de corrimiento y estructuras **Case** anidadas. En el centro se muestra el Estado 1: avance del eje horizontal. (b) Estado 2: avance del eje vertical. (c) Estado 3: retroceso del eje horizontal. (d) Estado 4: avance del eje vertical. (e) Estado 5: fin del escaneo y retorno del mecanismo al origen relativo. (f) Interfaz de monitoreo y control mostrada al usuario durante el escaneo.



En la Figura 2.18 se muestra el código G para la ME. La ventana de monitoreo y control desplegada durante el escaneo (Figura 2.18.f) presenta como único control el botón **DETENER ESCANEO**, el resto son indicadores de tiempo de escaneo (transcurrido y restante) y longitudes (la introducida por el usuario, la recalculada en múltiplos de **Paso** y la recorrida hasta el momento por la NRT150), con una matriz que muestra los valores de la intensidad transmitida por la PRC (directamente proporcional al voltaje medido por el fotodiodo); la interacción del usuario con esta GUI es mínima. Los 2 indicadores que están al nivel de la etiqueta **Posición actual [mm]**, son Contenedores ActiveX para el BSC203, modificados con la propiedad **DISPLAYMODE** para no desplegar toda la interfaz.

Al terminar la secuencia de escaneo, la ventana se cierra para dar paso a la GUI con la imagen de la PRC.

2.6.2 Reconstrucción de la imagen

Por medio del *toolkit Vision and Motion* se realiza la reconstrucción de la imagen en formato **TIFF**, con una profundidad de color de 16 bits (65535 tonos de color, este nivel de resolución equipara a los 48 bits RGB del escáner: 16 bits por canal).

El VI **PRC Isodosis** abre el archivo de la matriz con los volta

jes adquiridos por **F_iPRC** mediante el bloque **Read Delimited Spreadsheet**, para que **PRC V2DOn.vi** cambie los niveles a densidad óptica neta. Debido a la posición de la PRC durante el proceso, se aplican secuencialmente las operaciones siguientes al arreglo matricial **F_iPRC**:

1. **Matriz original** $F_{iPRC} = \begin{pmatrix} 7 & 8 & 9 \\ 4 & 5 & 6 \\ 1 & 2 & 3 \end{pmatrix}$
2. **Matriz transpuesta** $F_{iPRC} = \begin{pmatrix} 7 & 4 & 1 \\ 8 & 5 & 2 \\ 9 & 6 & 3 \end{pmatrix}$
3. **Matriz “espejo”**
(Combinación del bloque **Reverse 1D Array** y el ciclo **For**) $F_{iPRC} = \begin{pmatrix} 1 & 4 & 7 \\ 2 & 5 & 8 \\ 3 & 6 & 9 \end{pmatrix}$
4. **Matriz transpuesta** $F_{iPRC} = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 3 \\ 4 & 5 & 6 \\ 7 & 8 & 9 \end{pmatrix}$

La matriz **F_iPRC** rotada se convierte a imagen de datos sin signo **UI6** y la instrucción **IMAQ ArrayToImage** la convierte a una imagen en escala de grises que se resguarda en formato **TIFF** con el bloque **IMAQ Write File 2**. Para detallar las operaciones del *toolkit* se remite a [15]. En los directorios creados para las lecturas de cada PRC se resguardan 2 nuevos archivos: 1) la matriz **xls** de densidad óptica, y 2) la imagen **TIFF**. En la Figura 2.19 se muestra la interfaz de control.

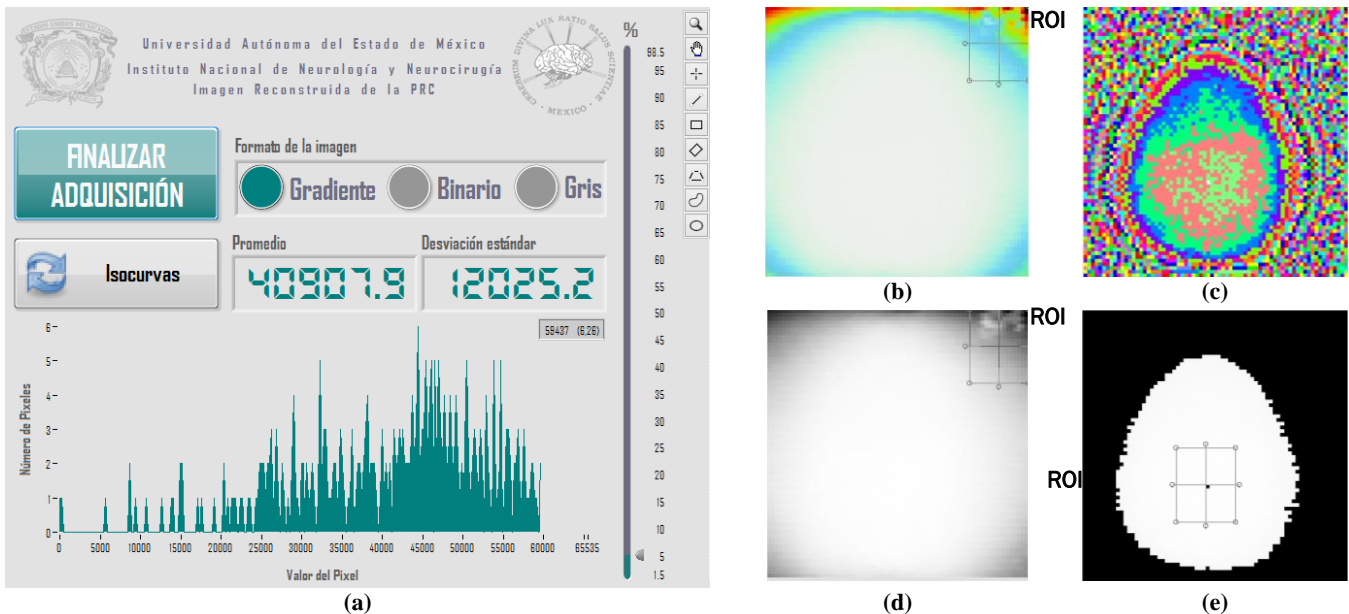


Figura 2.19. Interfaz de usuario para el VI de reconstrucción de imagen **PRC Isodosis**. (a) Controles e histograma de la ROI marcada en la imagen, con indicadores de desviación estándar y promedio. Al cambiar el formato de la imagen a **Gradiente**, **Binario** o **Gris** se despliega del lado derecho la imagen (b), (c) o (d), respectivamente. El botón **Isocurvas** filtra los valores en el porcentaje seleccionado con el *slide %*, en (e) se muestra la región de 100%.



2.7 Curva de Calibración para el Prototipo

De forma similar al escáner, el instrumento virtual debe arrojar los valores para construir una función similar a Ecuación (2.3). La gráfica de la función debe asemejarse a la de la Figura 2.20, donde se aprecian los puntos de muestreo con sus respectivas incertidumbres.

$$DO_{neta} = -0.2959 D + 0.3715 D^{0.9673} \quad (2.3)$$

En el Capítulo 3 se presentan y comentan los resultados de validación del experimento y se contrastan con el escáner al aplicar un plan de tratamiento.

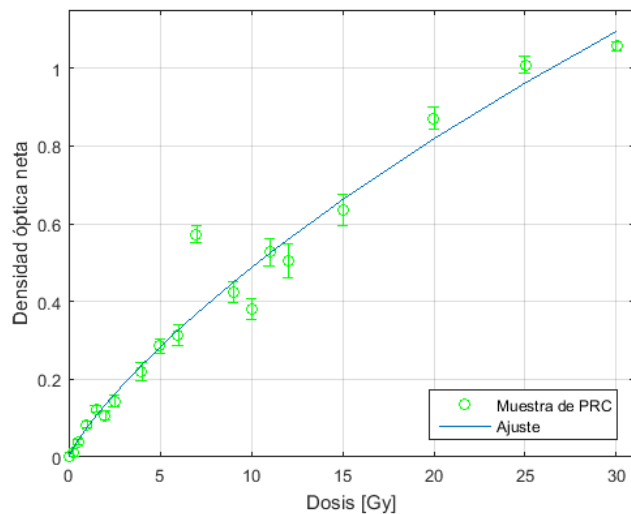


Figura 2.20. Gráfica del ajuste de la densidad óptica en función de la dosis para el prototipo de escaneo bidimensional basado en láser verde.

De cada escaneo se almacenan 2 matrices: una para la intensidad transmitida por la PRC y otra como referencia de la intensidad de salida del láser; de ambas fueron removidos los bordes para trabajar con una ROI de 10×10 píxeles² durante la calibración (área similar a las ROI de las PRC digi

talizadas con el escáner). Para facilitar este procedimiento, se programó el VI **Calibración** (Figura 2.21), donde el vector **Archivos de intensidad** recibe las rutas de las matrices ***_iPRC.xls** y ***_iREF.xls** de cada PRC, los abre y calcula: los valores de irradiación (**Dosis [Gy]**), el promedio de densidad óptica neta (**DO_{neta}**) y su desviación estándar (**SD**); a través del nodo **MATLAB script** se ejecuta **Curva_Ajuste.m** (Figura 2.21.b) y arroja los coeficientes de la ecuación de ajuste del prototipo.

En el programa de la Figura 2.21.b el bloque **1** abre los 2 archivos de intensidad para la PRC con dosis de 0 Gy y calcula un valor de escalamiento que permite igualar mediante software los valores medidos en ambos fotodiodos del experimento, esto se debe a que el haz al dividirse se atenúa pero la razón de voltajes debe ser 1 antes de calcular la **DO_{neta}** de las PRC. El voltaje medido por **F_iREF** es menor y se multiplica por 2.63956; así, la Ecuación (1.3) queda como la (2.4). De esta forma, la **DO_{neta}** = 0 para 0 Gy.

$$DO_{neta} = \log_{10} \frac{2.63956 I_{noirrad}(\lambda)}{I_{irrad}(\lambda)} \quad (2.4)$$

Por su parte, el bloque **2** identifica la dosis de la PRC a partir del nombre del archivo; el bloque **3** calcula el promedio de **DO_{neta}** y su desviación estándar con los 100 puntos que componene la matriz de la muestra. Este procedimiento se repite para todas las muestras seleccionadas, para que la función **4** agrupe estos valores en una tabla y los envíe fuera del ciclo **For** a la variable **Datos** para calcular el ajuste. El programa abrirá la Figura 2.20 en una ventana **Figure 1** de Matlab mediante su *run-time engine*.

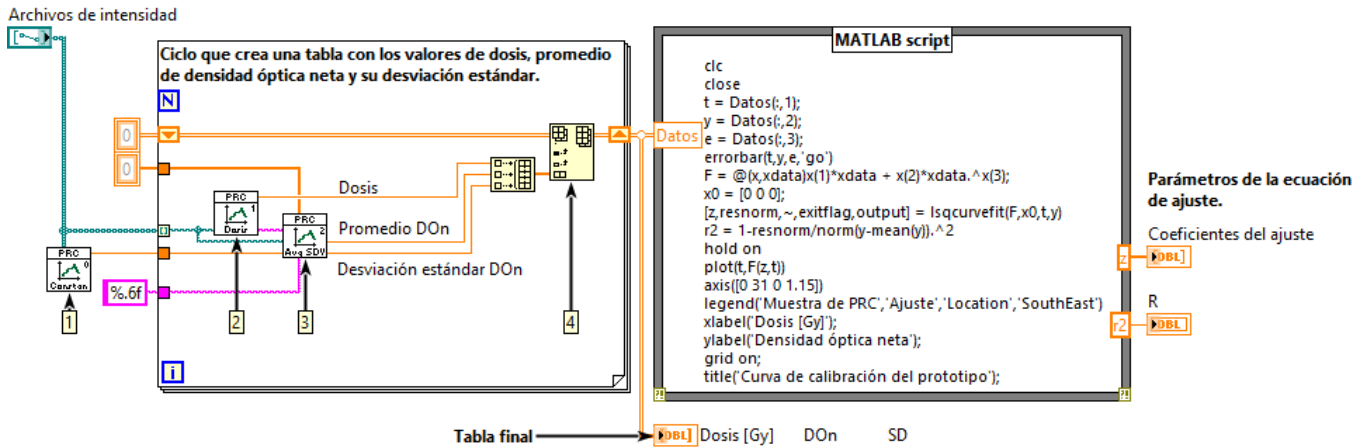
Este VI, al igual que los referidos en secciones previas, se pueden solicitar al autor.





(a)

Carga los archivos xls de las PRC digitalizadas, por escáner o por el densitómetro automático prototipo



(b)

Figura 2.21. Instrumento virtual **Calibración.vi**, empleado como herramienta durante la calibración. (a) Interfaz gráfica de usuario. (b) Diagrama de bloques.

2.8 Literatura Citada

- [1] International Speciality Products (2016, julio 18). *GAFchromic™ Dosimetry Media, Type EBT-3*. Disponible en: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf.
- [2] Niroomand-Rad, A, et al. (1998). *Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55*. Medical Physics. DOI: 10.1118/1.598407.
- [3] Dreindl, R., et al. (2014). *Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films*. Zeitschrift für Medizinische Physik. DOI: 10.1016/j.zemedi.2013.08.002.
- [4] CIRS (2016, julio 18). *Plastic Water®, Model PW*. Disponible en: <http://www.cirsinc.com/file/Products/PW/PW%20DS%20011714.pdf>.
- [5] Jiménez, G. (2011). *Diseño, Programación e Instrumentación de una Interfaz de LabVIEW para Control y Diagnóstico del Proceso de Plasma Centrifugo Deslizante*. Tesis de Licenciatura (Ingeniería en Electrónica). Universidad Autónoma del Estado de México, México.
- [6] Jiménez, G. (2015). *Degradación de Gases Tóxicos Provenientes de Motores de Combustión Interna Mediante Tecnología de Plasma Frío*. Tesis de Maestría (Ciencias Ambientales). Universidad Autónoma del Estado de México, México.
- [7] Melles Griot (2016, julio 18). *Cylindrical Helium Neon Laser Systems*. Disponible en: http://www.l2k.kr/html/download.php?user_file=LGX1_LHX1_LYX1.pdf.
- [8] Thorlabs (2016, julio 18). *DET36A Operating Manual - High Speed Silicon Detector*. Disponible en: <https://physics.ucsd.edu/neurophysic/s/Manuals/Thor%20Labs/Thor%20Labs%20DET36A%20High%20Speed%20Silicon%20Detector.pdf>.
- [9] Thorlabs (2016, julio 18). *DET36A(M). Si Biased Detector. User Guide*. Disponible en: <https://www.thorlabs.com/drawings/8514bd2cafbdbd8-DFEDFA49-5056-0103-797EE24DC121EE99/DET36A-Manual.pdf>.
- [10] NI (2016, julio 18). *NI USB-9219. User Guide and Specifications*. Disponible en: http://www.ni.com/pdf/manuals/37240_7a.pdf.
- [11] Thorlabs (2016, julio 18). *NRT Series. Motorized Translation Stage. User Guide*. Disponible en: <https://www.thorlabs.com/drawings/8514bd2cafbdbd8-DFEDFA49-5056-0103-797EE24DC121EE99/NRT150-Manual.pdf>.
- [12] Thorlabs (2016, julio 18). *BSC202 and BSC203. Benchtop Stepper Motor Controller. User Guide*. Disponible en: <https://www.thorlabs.com/drawings/8514bd2cafbdbd8-DFEDFA49-5056-0103-797EE24DC121EE99/BSC203-Manual.pdf>.



- [13] Thorlabs (2016, julio 18). *Thorlabs APT Controllers. Host-Controller Communications Protocol*. Disponible en: https://www.thorlabs.de/software/apt/APT_Communications_Protocol_Rev_15.pdf.
- [14] Thorlabs (2016, julio 18). *User Guide to LabVIEW & APT*. Disponible en: <https://www.thorlabs.com/images/TabImages/GuideToLabVIEWandAPT.pdf>.
- [15] Kwon, K. S., y Ready, S. (2015). *Practical Guide to Machine Vision Software. An Introduction with LabVIEW*. Wiley-VCH, ePDF ISBN: 978-3-527-68412-0.



CAPÍTULO



RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.1 Introducción

En este último capítulo son analizados los datos adquiridos durante la fase experimental propuesta para el proceso de dosimetría con PRC, de esta forma, al final del apartado se realiza la caracterización del prototipo y la validación de los resultados mediante un plan de tratamiento.

3.2 Estabilidad de los Puertos de Adquisición

Los canales de adquisición de voltajes **Intensidad iPRC** e **Intensidad iREF**, fueron monitoreados durante 9 h para cuantificar el valor que detectan en ausencia de señal. En ambos casos, las terminales positiva y negativa se unieron con la expectativa de obtener una lectura de 0V. En escala completa, de ± 60 V de adquisición por canal, existen variaciones de 0.05% y de 0.18%, respectivamente (Tabla 3.1). Cerca de los 30 min se detecta un voltaje atípico máximo de ~ 208 mV para la **Intensidad iREF**, mientras que en ese momento **Intensidad iPRC** presenta un mínimo de ~ -34 mV (Figura 3.1). Fuera de estos casos, persiste un promedio de lecturas de $215 \mu\text{V}$ y $340 \mu\text{V}$, para **ai0** y **ai1**.

Con en análisis de estas mediciones se garantiza la funcionalidad del dispositivo de adquisición, así como su confiabilidad para medir la respuesta lineal de los fotodiodos.

TABLA 3.1
ESTADÍSTICOS PARA CARACTERIZAR LOS CANALES DE
LECTURA **Intensidad iPRC** e **Intensidad iREF**
(**ai0** Y **ai1**)

CONCEPTO	ai0	ai1
PROMEDIO	0.000215 [V]	0.000340 [V]
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	0.003607 [V]	0.003590 [V]
MÍNIMO	-0.033987 [V]	-0.013318 [V]
MÁXIMO	0.027676 [V]	0.207637 [V]
VARIACIÓN	0.051386 [%]	0.184129 [%]

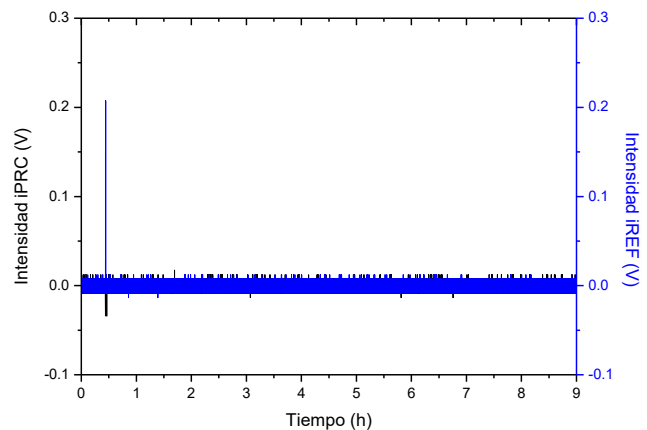


Figura 3.1. Gráficas de los voltajes adquiridos para validar la USB-9219.



La estabilización de la señal sucede cuando los chasis de los fotodiodos son aterrizados a la mesa de trabajo desde los tornillos en la parte trasera del transductor, ya que el resto del dispositivo está aislado eléctricamente (Figura 3.2). El comportamiento del cociente entre ambos canales es errático con la carcasa flotada (Figura 3.3), de tal forma que las señales no tienen una tendencia similar a pesar de que provienen del mismo haz de luz. La corroboración de voltajes se realizó con el osciloscopio Tektronix® TDS5104B acoplado con una impedancia de 1 MΩ.

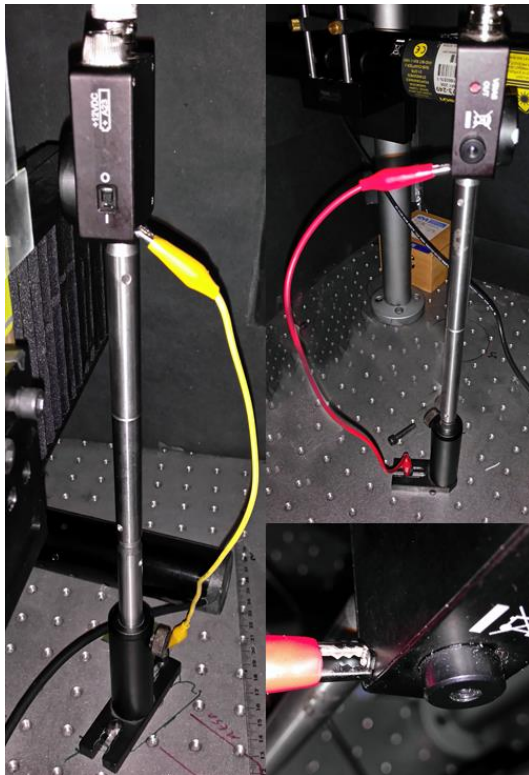


Figura 3.2. Homologación del potencial de referencia del chasis para estabilización de las mediciones.

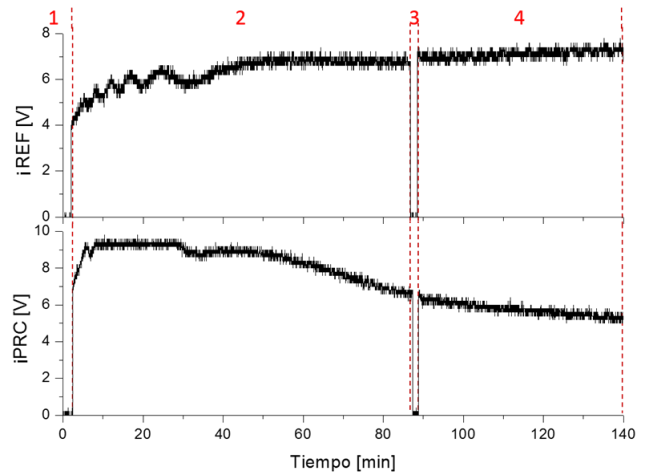


Figura 3.3. Corroboración de voltajes de los fotodiodos con el osciloscopio Tektronix TDS5104B. En la fase 1 se enciende el dispositivo, en la 2 se monitorea la respuesta, en la 3 se intercambian las sondas, y en la 4 se verifica que la variación se debe totalmente a los sensores DET36A.

Para descartar la interferencia de fuentes de luz externas, el experimento está confinado. Ininterrumpidamente, la señal se procesó durante 105 min (Figura 3.4) divididos en intervalos:

0. Las conmutaciones a 0 V representan la desconexión de los canales de lectura y el ingreso de luz proveniente de las lámparas en la instalación.
1. Durante los primeros 13 min el cociente (inclusive media hora antes) tiene variaciones de amplitud aceptables, pero conforme avanza el tiempo éstas se incrementan.
2. Después de verificar los voltajes de los sensores con el multímetro MUL-630, se reconectaron a la DAQ y la amplitud es 2.4% mayor respecto a 1, 128 mV más.
3. Se aterrizan los chasis de los fotodiodos y la señal permanece invariante durante 60 min.
4. Al descubrir el sistema, la luz de entrada disminuye el valor del cociente y le adiciona ruido.

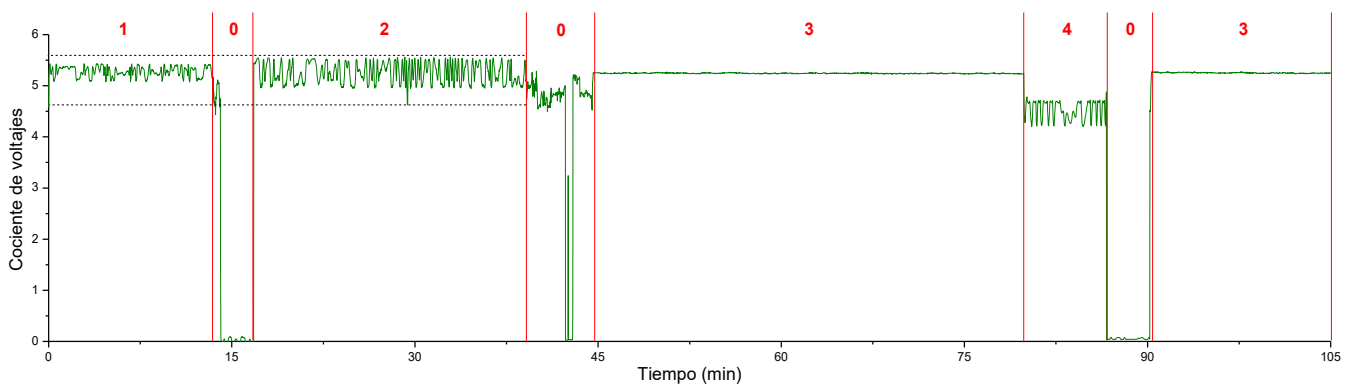


Figura 3.4. Comportamiento del cociente de intensidades, i_{PRC}/i_{REF} . Durante 105 min la señal experimenta diferentes cambios debido a la falta de tierra física en los fotodiodos. Cabe resaltar que la amplitud no es 1 ya que i_{REF} no ha sido corregida, sin embargo, lo que interesa es eliminar el ruido de la señal.



3.3 Estabilidad de la Fuente de Luz

Se observó la variación de la intensidad del láser hasta su estabilización, la cual lleva un lapso de 1 h desde el encendido. El periodo de más variaciones se encuentra antes de los 45 min; entre los 45 y 55 min la intensidad del haz presenta un ascenso para después estabilizarse (Figura 3.5, donde iREFc incluye a la constante 2.63956 calculada por el VI). Las oscilaciones no deberían representar un problema, ya que el parámetro de importancia es su razón, con un valor igual a 1 al colocar la PRC de 0 Gy, sin embargo, el cociente (la transmitancia) no es constante, como se muestra en la Figura 3.6. Si se consideran los 65 min de muestreo (con 1 muestra por segundo), la transmitancia tiene una variación de 3.92%, con un mínimo de 0.9818 y un máximo de 1.0219; a partir de los 45 min, este valor disminuye a 1.38% (de 0.9950 a 1.0089), y a 1.04% (de 0.9950 a 1.0054) después de 1 h.

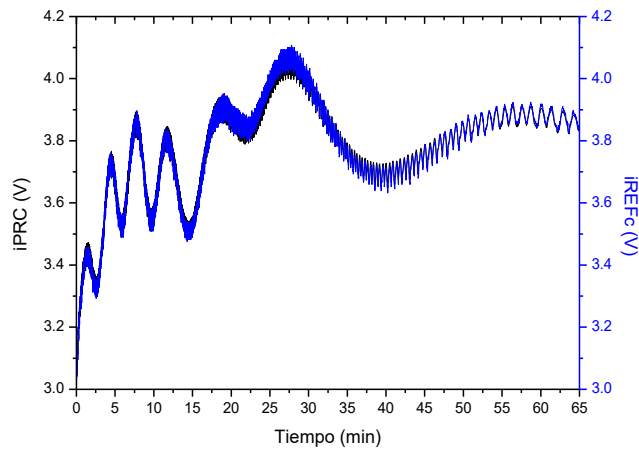


Figura 3.5. Periodo de estabilización y variaciones en la fuente de luz. Voltaje medido directamente (iPRC) y voltaje corregido (iREFc).

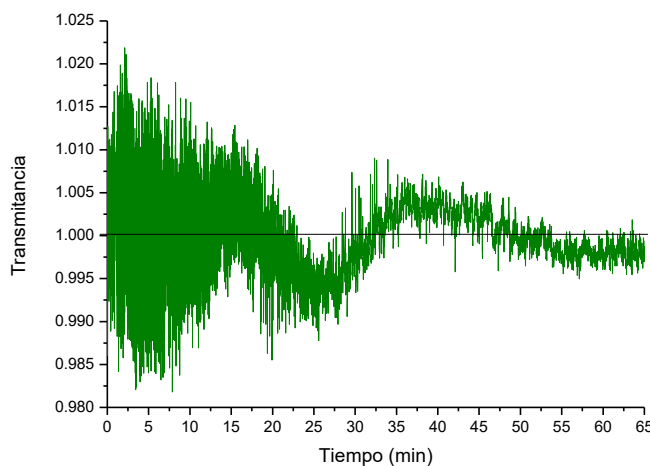


Figura 3.6. Comportamiento de la transmitancia durante el periodo de estabilización del láser.

Persiste una variación al arranque del equipo que se atribuye al calentamiento de los fotodiodos (ya que este efecto no se ve en el monitoreo de la DAQ). Al tomar una muestra de 42 s (Figura 3.7.a), se aprecia que los valles no coinciden en las dos señales (lo mismo en las crestas), existe una fase que se va corrigiendo, ya que al tomar una segunda muestra del minuto 55 al 59 (Figura 3.7.b) se nota una concordancia en la fase de las curvas, no así en su amplitud. A pesar de la corrección por software, este problema permanecerá debido a que la constante de ajuste presenta una incertidumbre de 0.0053.

La diferencia de voltaje tiene un comportamiento similar al de la transmitancia, con variación máxima de 3.92%, que disminuye hasta 1.04% después de 1 h. En la Figura 3.8 se observan diferencias absolutas de hasta 75 mV durante el calentamiento, y menores a 20 mV en la etapa estable.

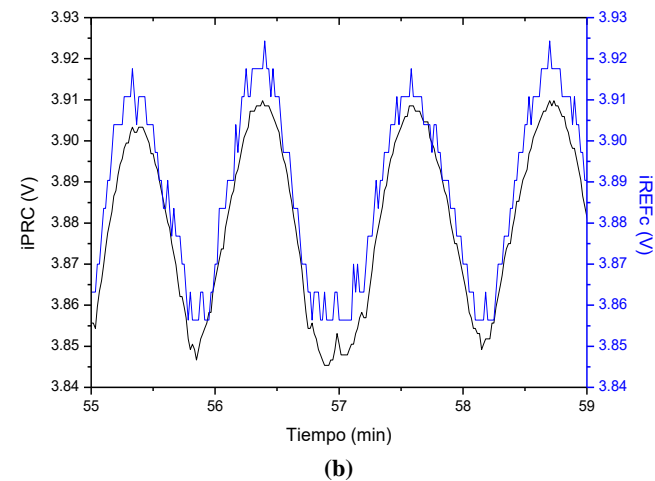
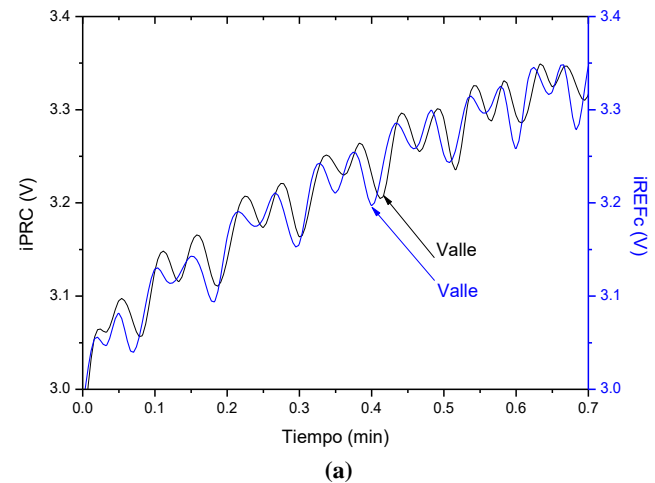


Figura 3.7. Análisis de las señales de voltaje para determinar la variación en la transmitancia. (a) Muestra al encendido del equipo, 42 s, en la que se identifica una fase entre las 2 señales. (b) Muestra durante el periodo más estable del haz, en el cual las señales se han sincronizado.



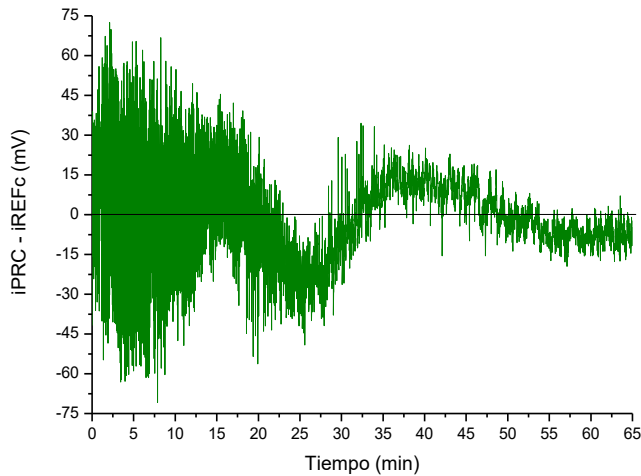


Figura 3.8. Diferencia de voltajes entre ambos canales de lectura. La diferencia se mantiene en el orden de los mV.

El sistema se sometió a pruebas preliminares con un molde que remarca los caracteres “FM16”, se escaneó su área de 13×13 cm² con resoluciones (Distancia d o Paso) de 350 y 100 μm. Los resultados se muestran en la Figura 3.9.

En ambas imágenes generadas (Figura 3.9.c.d), la densidad óptica mínima es representada en color blanco (valor en bits de 0), con un aumento proporcional hasta llegar al color negro (valor en bits de 65535) para el valor máximo de DO; la diferencia en la definición no es apreciable hasta realizar un acercamiento, en el que se aprecian de los bordes (Figura 3.9.e.f). Con este análisis previo, el prototipo se sometió a calibración.

3.4 Comparación de Ajustes

Con las precauciones de voltaje, 1.38% de variación después de 45 min de calentamiento, se midieron en un lapso de 1.5 h las 19 PRC para la calibración, posteriormente se volvió a medir la transmitancia para asegurar que se mantiene invariante y con ello saber que el equipo no requiere una interrupción en su uso durante el escaneo.

En las gráficas de la Figura 3.10 son comparados los puntos digitalizados para el escáner y el láser (Tabla 3.2). El láser alcanza valores de hasta 41.50% más de DO_{neto}, a partir del cruce de datos en 9 Gy hasta 30 Gy; para valores inferiores la DO_{neto} detectada por el escáner es mayor. Así mismo, la dispersión de los puntos es mayor para el láser, mientras que el ajuste del escáner se mantiene dentro de las barras de incertidumbre. Como se discutirá más adelante, se debe a la

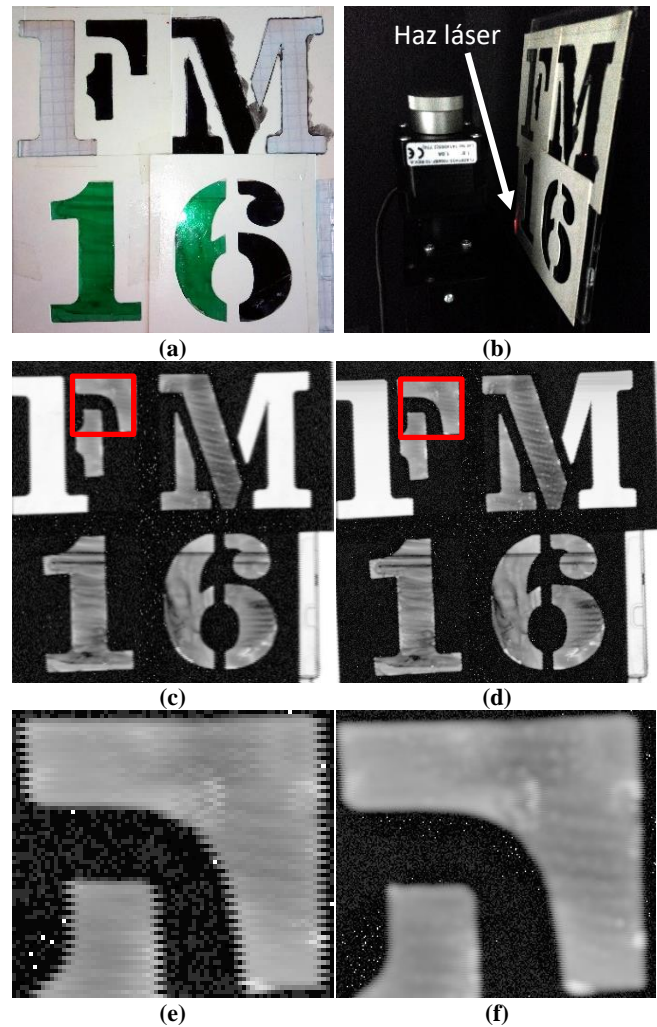


Figura 3.9. Resultados de la reconstrucción de imagen para 2 resoluciones. (a) Fotografía de la muestra: estencil con los caracteres “FM16”. (b) Estencil colocado el mecanismo bidimensional a la altura del haz láser. (c) Escaneo a un Paso de 350 μm. (d) Escaneo a un Paso de 100 μm. (e) y (f) Comparativa de la resolución para la ROI en rojo, en la primera se aprecian líneas horizontales fuera de los bordes del carácter “F”.

sensibilidad del prototipo y a la especificidad de la longitud de onda con la que se adquiere la información.

Con base en el coeficiente de determinación, que con 12 muestras es de 0.9979 para el escáner y 0.9667 para el láser, el ajuste es mejor para el Epson 11000XL. Se eliminaron los 7 puntos que no se ajustan a la curva del láser, remarcados en negritas en la Tabla 3.2, de tal forma que la Ecuación (3.1) corresponde al escáner y la (3.2) al láser.

$$DO_{neto} = -0.0609 D + 0.1728 D^{0.7940}; \quad R^2 = 0.9958 \quad (3.1)$$

$$DO_{neto} = 0.0172 D + 0.0568 D^{0.7262}; \quad R^2 = 0.9979 \quad (3.2)$$



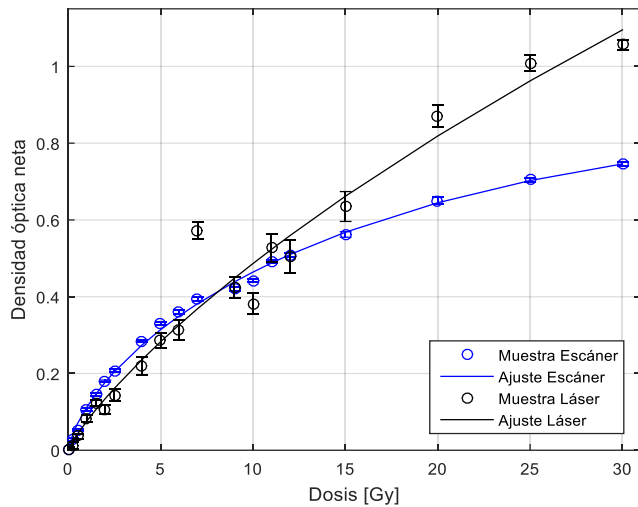


Figura 3.10. Comparación entre las curvas de ajuste para los dos métodos de digitalización de PRC. A diferencia del escáner, las mediciones con láser tienen una dispersión mayor, como en el caso de los 7 Gy.

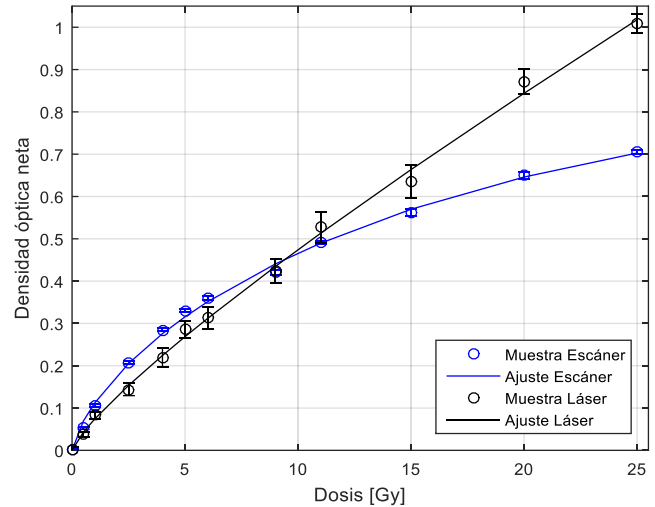


Figura 3.11. Comparación entre las curvas de ajuste para los dos métodos de digitalización de PRC, considerando 12 puntos de 19.

Con los 12 puntos restantes el resultado mejora para el láser y permanece para el escáner. Gráficamente, la respuesta aproximada del láser es más lineal y está dentro de las barras de cada punto (Figura 3.11).

TABLA 3.2

PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE DO_{neta} , PARA LA CALIBRACIÓN DEL ESCÁNER Y DEL PROTOTIPO BASADO EN LÁSER

DOSIS [Gy]	Escáner		Láser	
	DO_{neta}	$\sigma_{DO_{neta}}$	DO_{neta}	$\sigma_{DO_{neta}}$
0.00	0.000000	0.002830	0.000000	0.007519
0.25	0.028338	0.003221	0.012004	0.009253
0.50	0.052894	0.003092	0.037045	0.006609
1.00	0.106393	0.003269	0.082823	0.008253
1.50	0.145818	0.003534	0.123086	0.009008
2.00	0.179797	0.002986	0.106559	0.012329
2.50	0.207247	0.003516	0.143817	0.014532
4.00	0.284640	0.003612	0.219371	0.023229
5.00	0.330250	0.003926	0.285294	0.019512
6.00	0.359552	0.004677	0.312927	0.026574
7.00	0.394133	0.004425	0.572356	0.021184
9.00	0.420036	0.005512	0.424464	0.027994
10.00	0.442526	0.004093	0.381891	0.026611
11.00	0.491284	0.004582	0.526858	0.035987
12.00	0.508520	0.004892	0.504393	0.042256
15.00	0.562146	0.007149	0.635003	0.038902
20.00	0.650270	0.008402	0.870986	0.029330
25.00	0.704774	0.005435	1.008980	0.021537
30.00	0.746503	0.005258	1.056308	0.012918

3.5 Análisis Comparativo entre Distribuciones de Dosis

Para generar la imagen de distribución de dosis se invierten los ejes de las gráficas (Figura 3.12) y se recalculan los coeficientes; con un R^2 de 0.9977 en ambos casos, la Ecuación (3.3) le corresponde al escáner y la (3.4) al láser.

$$\text{Dosis} = 8.9169 DO_{neta} + 47.8304 DO_{neta}^{2.7344} \quad (3.3)$$

$$\text{Dosis} = -84.7645 DO_{neta} + 109.1812 DO_{neta}^{1.0411} \quad (3.4)$$

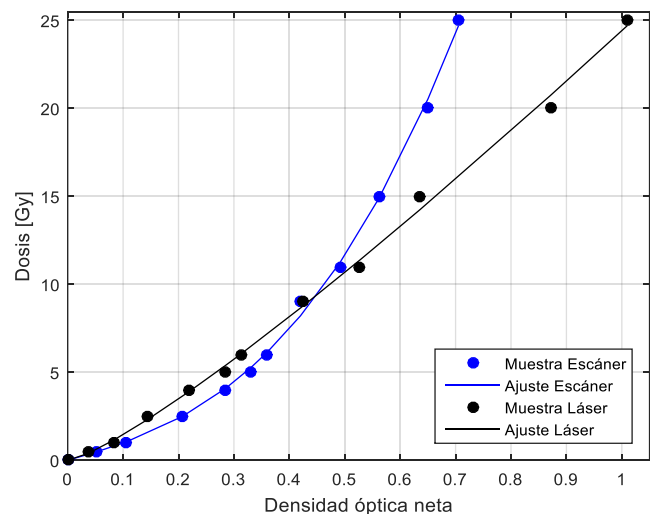


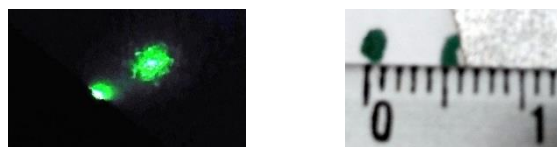
Figura 3.12. Curvas de ajuste para el escáner y el sistema basado en láser.



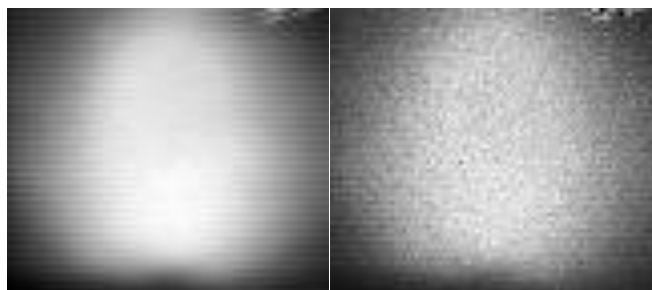
Se observa en la Figura 3.12 que cada sistema óptico tiene definida cierta sensibilidad para cada dosis de irradiación, ésta depende de la fuente de luz utilizada. El láser tiene una longitud de onda específica y el escaner emplea una lámpara que cubre la mayor parte del espectro visible. Las fuentes de luz de banda amplia tienen una sensibilidad menor comparada con la respuesta al utilizar luz monocromática, debido a que la DO es dependiente de la longitud de onda a la cual se está midiendo. La DO_{neta} medida con el escáner corresponde a un promedio de los valores de DO_{neta} para una zona alrededor del pico de lectura en el ancho de banda, lo cual ocasiona una saturación rápida en la curva y, por lo tanto, la sensibilidad sea menor.

Después de caracterizar la señal y el equipo, es necesario hacer adecuaciones al haz, a la salida del cañon láser el diámetro del *spot*, según especificaciones del vendedor, es de 800 μm . Durante su trayectoria, el haz se dispersa y desvía, de tal forma que su diámetro sobre la PRC es de 1 mm y su reflejo se encuentra separado 5 mm (Figura 3.13.a).

Con un radio de 0.50 mm, la información que se envía al fotodiodo corresponde a un área de $\sim 0.79 \text{ mm}^2$; si el radio se reduce a la mitad el área será de $\sim 0.20 \text{ mm}^2$. Toda la luz que deja pasar la PRC se promedia a través del fotodiodo e impacta en la dosis relacionada, tan es así que la Figura 3.13.b corresponde a la PRC de validación, digitalizada mediante el arreglo experimental con un haz de diámetro de 1 mm; en comparación con la imagen (c), adquirida con un spot de radio igual a 0.25 mm, se aprecia una homogeneidad en la primera mientras que la segunda es muy ruidosa.



(a)



(b)

(c)

Figura 3.13. Haz láser incidente en la PRC. (a) Diámetro y separación entre la incidencia y el reflejo. (b) y (c) Comparativa entre imágenes digitalizadas con haces de diámetro de 1 mm y 0.50 mm.

La zona central de la PRC de validación contiene la dosis mayor (que debería ser 20 Gy). De los archivos de la matriz de dosis se selecciona una ROI cuadrada de 100 pixeles con la finalidad de cuantificar la dosis; para un haz de radio:

- a) 0.50 mm el promedio de dosis es de 19.13 Gy, pero los datos son dispersos, con un mínimo de 17.30 Gy y un máximo de 21.91 Gy (Figura 3.14.a);
- b) 1 mm el promedio de dosis es de 19.75 Gy, con datos más homogéneos, con un mínimo de 19.34 Gy y un máximo de 20.06 Gy (Figura 3.14.b).

De los casos a) y b), en consideración de la variación de 1.38% calculada en la Sección 3.3, la segunda ROI entra en el valor de tolerancia, ya que se espera medir 19.72 Gy.

	AK	AL	AM	AN	AO	AP	AQ	AR	AS	AT	AU	AV
40	18.18	19.64	19.72	19.72	19.84	20.03	19.15	19.45	18.28	18.55	17.94	17.62
41	19.08	18.90	19.57	18.83	19.76	18.55	18.55	18.90	19.76	19.57	18.55	18.80
42	20.72	18.62	18.59	19.49	19.53	20.11	18.77	18.52	19.41	18.59	18.87	20.72
43	18.62	17.30	18.35	19.53	18.87	18.69	19.15	21.29	18.69	18.26	19.41	19.53
44	18.37	19.64	19.26	19.76	18.97	18.37	19.38	19.45	17.87	18.80	19.96	17.38
45	18.72	19.38	18.47	20.08	18.55	21.91	18.20	18.37	19.76	19.38	18.90	17.46
46	18.72	18.87	20.03	18.62	18.26	18.35	18.11	17.85	19.45	17.69	19.53	20.36
47	18.04	19.88	20.63	17.96	19.69	20.08	20.92	19.96	20.49	18.97	18.72	18.37
48	19.38	19.23	19.19	17.56	18.65	18.30	20.77	19.04	17.96	18.72	19.69	19.61
49	18.47	19.30	19.19	17.96	19.30	20.08	18.65	18.04	19.69	20.01	19.04	19.30
50	21.29	19.08	20.16	19.76	18.97	19.57	19.53	18.52	18.62	19.96	19.19	20.08
51	17.55	18.37	18.83	19.19	20.21	19.30	19.01	19.30	19.76	19.26	19.88	19.49

(a)

	AK	AL	AM	AN	AO	AP	AQ	AR	AS	AT	AU	AV
40	19.42	18.95	19.34	19.15	19.62	19.46	19.54	19.54	19.87	19.34	19.22	18.76
41	19.75	19.54	19.42	19.34	19.54	19.54	19.62	19.75	19.54	19.75	19.82	19.62
42	19.95	19.42	19.82	19.75	19.82	19.62	19.82	19.82	19.54	19.50	19.62	19.42
43	19.50	19.82	19.90	19.90	19.90	19.90	19.70	19.62	19.70	19.70	19.50	19.50
44	20.03	20.03	19.90	19.82	19.90	19.70	19.62	19.82	19.62	19.62	19.50	19.70
45	19.78	19.98	19.98	19.98	19.78	19.98	19.78	19.78	19.78	19.70	19.78	19.58
46	19.85	19.78	19.90	20.06	19.98	19.90	19.98	19.78	19.98	19.46	19.65	19.78
47	19.46	19.65	19.65	19.85	19.65	19.85	19.85	19.85	19.65	19.58	19.46	19.46
48	19.58	19.38	19.58	19.70	19.98	19.78	19.90	19.65	19.58	19.46	19.46	19.58
49	19.70	19.70	19.58	19.70	19.78	19.98	19.98	19.98	19.78	19.78	19.58	19.65
50	19.90	19.82	19.90	19.62	20.03	19.90	20.03	19.82	19.50	19.82	20.03	19.82
51	19.58	19.70	19.82	19.90	19.82	19.90	19.70	20.03	20.24	19.70	19.70	19.70

(b)

Figura 3.14. ROI seleccionada en los archivos pertenecientes al escaneo con un haz de diámetro (a) 1 mm y (b) 0.50 mm.

Hasta este punto se cuenta con la información necesaria para realizar la validación del densitómetro de desplazamiento automático bidimensional basado en láser de 543.50 nm, frente al sistema de planificación de tratamiento.

3.6 Validación del Prototipo

La validación del densitómetro se realizó mediante la irradiación de una PRC de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, con un campo colimado circularmente de 20 Gy máximos, localizados en su centro. El objetivo es verificar la dosimetría absoluta en un punto para garantizar la precisión en la posición espacial de la distribución de dosis respecto a la planeación, mientras se mantiene la tolerancia preestablecida.



La comparación cuantitativa entre las DD, del SPT y del prototipo, se realizó con el software DoseLab de Mobius Medical Systems, LP. Se consideró el criterio de 5% y 5 mm; el análisis del índice gamma arroja que el 96.10% de los puntos evaluados tiene un $\gamma(\bar{r}_T) \leq 1$, es decir, pasan la prueba (Figura 3.15).

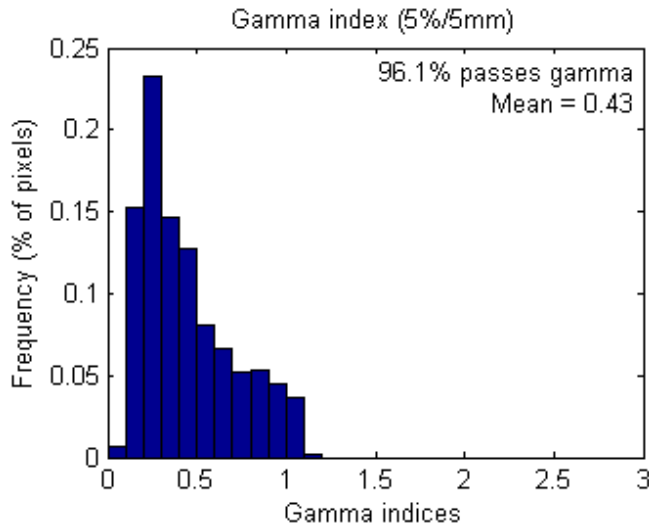


Figura 3.15. Razón de pixeles y su índice gamma. Existe un máximo del índice para $\gamma(\bar{r}_T) = 0.25$, con el 24% de los pixeles de la distribución de dosis del densitómetro.

Finalmente, en la Figura 3.16 se observan sobrepuestas las DD del SPT (contornos sólidos) y del densitómetro (contornos punteados), resulta evidente que para la curva isodosis de 18.05 Gy (del 90%) es la que presenta una mayor discrepancia en la sobreposición de los contornos.

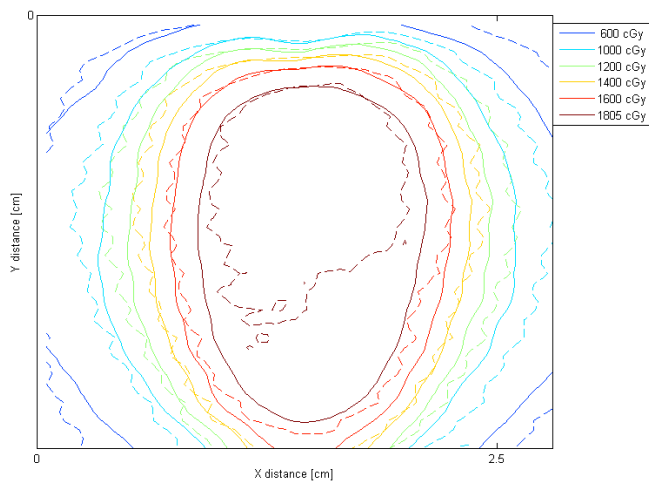


Figura 3.16. Comparación cualitativa de las DD del SPT y del prototipo.

3.7 Observaciones y Recomendaciones

Dada la condición de intensidad del láser: no demasiado alta para dañar a la película y, a la vez, no tan baja que no se pueda medir el cambio en densidades ópticas altas, el nivel de voltaje en el fotodiodo de la PRC se mide a ~ 3.40 V con un voltímetro acoplado a $10\text{ M}\Omega$. Se debe recordar que ese nivel cambia con el valor de impedancia de acuerdo con la Ecuación 3.2, así la tarjeta USB-9219 mide ~ 340 mV por tener una décima parte de impedancia respecto al voltímetro.

En **TIB Estado.vi** se comparan las distancias que ha recorrido la NRT150 con la longitud recalculada de la PRC para condicionar la transición de estados, sin embargo, los valores flotantes **SGL** enviados por el BSC203 no siempre concuerdan con los del VI (v. gr.: BSC203 = 0.3501 y VI = 0.3500). Como la condición de cambio de estado es que estos valores sean iguales, ambos se multiplican por 100 y el resultado se convierte a entero **INT16** (así ambos, BSC203 y VI, tendrían un valor de 350) para evitar que el sistema caiga en un estado de error, muy común durante la depuración en diferentes computadoras y atribuidos al estatus beta de los bloques proporcionados por el fabricante.

La posición del mecanismo no se sincroniza con la adquisición de la tarjeta si las opciones **bWait** y **On Demand** no están activas en la máquina de estados, el resultado sobre la imagen se muestra en la Figura 3.17 con líneas horizontales fuera de la posición adecuada.



Figura 3.17. Reconstrucción inadecuada de la imagen cuando **bWait = F**. Los bordes del carácter “16” no se definen.



Con el **VI Analyzer** se identifica que el diseño estructurado del VI puede mejorar en parámetros de poca relevancia como:

1. El formato del conector (**Connector Pane**) de los VI no es de uso estándar y los controles/indicadores no están distribuidos en el mismo patrón.
2. La fuente tipográfica de la interfaz no es propia de Windows y el lenguaje empleado es español y no inglés.
3. Algunos controles/indicadores del panel se superponen.
4. La GUI sobrepasa por 16 pixeles las dimensiones permitidas y no se encuentra en (0,0) sino en (-6,21).
5. El posible error en la dinámica de la tabla de intensidades, que muestra los últimos 225 datos.

Con referencia a los criterios del distribuidor, existen errores que no pueden eliminarse. El VI falla en la prueba de portabilidad realizada por el **VI Analyzer**, ya que el sistema operativo único para la ejecución de ActiveX es Windows. Por otro lado, la interfaz es perfeccionable en:

1. **Fan Out**: el subVI de escaneo llama directamente a 11 subrutinas (Figura 2.6), cuando el máximo es de 10.
2. **Node Density**: el VI muestra secciones del programa con más de 25% del total de instrucciones, esto dificulta su lectura y mantenimiento.
3. **Wire Sources**: el VI tiene 277 conexiones entre funciones, cuando el máximo es de 200.



CONCLUSIONES



Con la introducción de técnicas avanzadas de tratamiento de radioterapia se exigen herramientas apropiadas para dosimetría. Como se señala en esta tesis, la película radiocrómica juega un papel importante en la medición de la distribución de dosis para los campos de tratamiento.

Los sistemas actuales de lectura de PRC requieren superar deficiencias, razón por la que se diseñó un sistema automático de digitalización monocromática.

Se realizó una serie de pruebas de caracterización y se determinó un modelo robusto para un densitómetro basado en el diseño gráfico de sistemas, cuyo algoritmo fue desarrollado en LabVIEW y complementado con un arreglo óptico y equipo de adquisición de datos que permiten leer la densidad óptica de las películas.

El objetivo del densitómetro es obtener las distribuciones de dosis para realizar dosimetría clínica con PRC EBT3, los resultados fueron obtenidos con una metodología similar a la empleada actualmente con el escáner de cama plana y comparados con el sistema de planificación de tratamientos para determinar su validez mediante el índice gamma.

Para poder validar el densitómetro, se calibró el prototipo a partir de un modelo de ecuación conocido, mediante 12 muestras de PRC irradiadas en el rango de 0 a 25 Gy.

En las curvas de calibración existe una mayor linealidad para el densitómetro en comparación con la del escáner, también la DO_{neta} medida es mayor, es decir, posee una mayor sensibilidad debido a la especificidad de la longitud de onda empleada, ya que el escáner utiliza una lámpara que cubre gran parte del espectro visible y la DO depende de la longitud de onda, así, la DO_{neta} medida con el escáner corresponde a un promedio de los valores de DO_{neta} para una zona alrededor del pico de lectura correspondiente al canal verde, lo cual ocasiona una saturación rápida en la curva.

Los resultados con el densitómetro revelan dependencia con el diámetro del haz. Con un haz de radio de 500 μm , la información que se envía al fotodiodo corresponde a un área de 0.80 mm^2 ; si el radio se reduce a la mitad el área será de 0.20 mm^2 . Toda la luz que deja pasar la PRC se promedia a través del fotodiodo e impacta en la dosis relacionada, tan es así que su digitalización con un haz de radio de 500 μm refleja mayor homogeneidad en los resultados, comparada con uno de 250 μm .

Los resultados del análisis comparativo entre distribuciones de dosis, para el caso de validación, muestran que el prototipo cumple con el criterio del índice gamma 5% y 5 mm en un 96.10% de los puntos evaluados en una muestra de 9 cm^2 .

Los resultados muestran que es posible utilizar el prototipo como un sistema alternativo para el control de calidad de tratamientos, sin embargo, se requiere mejorar el índice

gamma para criterios menores de dosis y DTA para que así se garanticen las prescripciones médicas.

Trabajo Futuro

El tiempo de adquisición de una PRC aumenta considerablemente al incrementar la resolución de la digitalización. Una solución a este problema es colocar un arreglo de emisores y receptores de luz, en cuyo caso se vuelve conveniente emplear un dispositivo de carga acoplada que adquiere simultáneamente la información de la película. En esta propuesta, no importa el tamaño de la PRC, ya que el tiempo de adquisición es el mismo.

Se puede emplear un negatoscopio con fuente de luz RGB emitida por diodos, en cuya superficie se coloquen las PRC y del otro lado el CCD que adquirirá en una sola toma la transmitancia de la muestra.

Como opción a la fuente de luz, se puede utilizar el haz láser y un difusor para cubrir el área de medición. Esto podría eliminar la posible flata de uniformidad del negatoscopio, como en el caso del escáner.

Anticipándose a los efectos vistos en los equipos empleados, se sugiere que el dispositivo de carga acoplada sea monocromático.



ANEXOS



ANEXO A. PARTICIPACIÓN EN EL CONGRESO IBEROAMERICANO DE INSTRUMENTACIÓN

2^{do} CONGRESO IBEROAMERICANO DE INSTRUMENTACIÓN Y CIENCIAS APLICADAS
SOMI XXXI
CONGRESO DE INSTRUMENTACIÓN

CD. DE GUATEMALA, GUA.,
26 al 28 de octubre de 2016

CCADPT, JART, UNAM, CONACYT, USAC, FIUSAC, PRESEMIUS KABI

La Sociedad Mexicana de Instrumentación,
el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico de la
Universidad Nacional Autónoma de México y la Facultad de Ingeniería
de la Universidad de San Carlos de Guatemala

Otorgan el presente

RECONOCIMIENTO

a: Gerardo Jiménez-Aviles, Miguel Ángel Camacho-López,
Olivia Amanda García-Garduño, Elsa Yazmin León-Marroquín

por haber presentado su trabajo

Diseño Gráfico de Sistemas aplicado a un Prototipo de Escaneo
Óptico para su uso en Dosimetría Clínica con Película Radiocrómica

CD. DE GUATEMALA, GUA., 28 de octubre del 2016

Por el Comité Organizador


Dr. Rodolfo Zanella Speca
Director
Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico



ANEXO B. DOCUMENTACIÓN DEL ARTÍCULO

Gmail

← [📧] [🔔] [🗑️] Mover a Recibidos [📧] Más

1 de 518 < > [⚙️]

REDACTAR SOLICITUD DE ARBITRAJE DE ARTÍCULO [📧] Recibidos x [📧] [📧]

Recibidos Destacados Importantes Enviados Borradores Congresos Física Médica Más

 Gerardo JimAv <gerjimav@gmail.com> 04:51 (Hace 0 minutos) ☆ [📧] [📧]
para lit.arbitraje

Ing. Cuitláhuac E. Sánchez-Basilio
Coordinador de Arbitraje
Revista Ingeniería Investigación y Tecnología
Facultad de Ingeniería, UNAM

PRESENTE

Se remite el manuscrito que lleva por título "Desarrollo y Caracterización de un Densitómetro Bidimensional Automático para Dosimetría Clínica con Película Radiocrómica", cuyos autores son: Gerardo Jiménez-Aviles, Miguel Ángel Camacho-López, Olivia Amanda García Garduño, Elsa Yazmín León-Marroquín y Rubén Gutiérrez-Fuentes, para que sea considerada su publicación en la Revista *Ingeniería Investigación y Tecnología*.

Anexamos la documentación requerida en la Guía de Autores.

Sin otro particular, se despide un servidor y quedo al pendiente de su respuesta.

Atte.
Gerardo Jiménez Aviles



Desarrollo y Caracterización de un Densitómetro Bidimensional Automático para Dosimetría Clínica con Película Radiocrómica

Development and Characterization of an Automatic Two-Dimensional Densitometer for Radiochromic Film Clinic Dosimetry

Gerardo Jiménez-Aviles¹

gerjimav@gmail.com, 7228058277. Paseo Tollocan esq. Jesús Carranza, Toluca, C.P. 50120.

Miguel Ángel Camacho-López¹

mikentoh@hotmail.com, 7224190569. Paseo Tollocan esq. Jesús Carranza, Toluca, C.P. 50120.

Olivia Amanda García Garduño²

amanda.garcia.g@gmail.com, 56063822 ext. 5021. Insurgentes Sur 3877, Tlalpan, Ciudad de México, C.P. 14269.

Elsa Yazmín León Marroquín¹

yaz_3333@hotmail.com, 5521813318. Paseo Tollocan esq. Jesús Carranza, Toluca, C.P. 50120.

Rubén Gutiérrez Fuentes³

ruben_tol@yahoo.com.mx, 7222766060. Santiaguito Tlalcalcali, Almoloya de Juárez, C.P. 50904.

¹Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Medicina, Departamento de Posgrado.

²Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, Unidad de Investigación Clínica y Socio-médica, Laboratorio de Física Médica.

³Universidad Politécnica del Valle de Toluca.

RESUMEN

A medida que las modalidades de tratamiento de radioterapia continúan en desarrollo, la complejidad en la dosis entregada a los pacientes incrementa; por ello, es de suma importancia su verificación y un riguroso control de calidad que garantice la prescripción médica. La dosimetría con película radiocrómica ha sido adoptada en la clínica como una opción adecuada, su proceso de lectura se realiza típicamente con escáneres de alta gama, sin embargo, durante la digitalización se deben superar los artefactos relacionados con la dependencia en su orientación o con la falta de uniformidad en la sensibilidad del escáner. Por lo anterior que se requieren establecer protocolos estrictos para la lectura de estas películas.

Este trabajo describe la instrumentación y caracterización de un sistema de monitoreo y control para un densitómetro de posicionamiento bidimensional automático que emplea una fuente de luz monocromática de 543.50 nm, cuya intensidad acondicionada permite calcular la densidad óptica de la película para relacionarla con la dosis por medio de una curva de calibración.

El prototipo se caracterizó en el rango dosimétrico de 0 a 25 Gy y se realizó la validación con una irradiación simple de 100 puntos con 20 Gy. El resultado fue comparado con el escáner Epson 11000XL; se cuantificó una discrepancia de 1.38% en relación al densitómetro y el sistema de planificación de tratamientos.

PALABRAS CLAVE: densitómetro, diseño gráfico de sistemas, dosimetría, película radiocrómica, instrumentación virtual.



ABSTRACT

As the modalities of radiotherapy continue in development, the complexity in the dose delivered to the patients increases. It has become critical to guarantee the verification of the administered dose and the quality assurance according to the medical prescriptions. Radiochemical film dosimetry has been adopted in the clinic as an optimal option, but it is not always easy to use. Its reading process is typically performed with high-end scanners; however, during scanning, the artifacts related to the orientation dependency or lack of uniformity in the sensitivity of the scanner must be overcome. Because of these reasons, it becomes necessary to develop strict protocols for the reading of these films.

This work describes the instrumentation and characterization of a supervisory control and data acquisition system for an automatic two-dimensional positioning densitometer using a 543.50 nm monochromatic light source, whose conditioned intensity allows the optical density of the film and, hence, it can be related to the dose unit by means of a calibration curve.

The prototype was characterized in the dosimetric range from 0 to 30 Gy. Validation was performed with a simple irradiation of 100 points with a 20 Gy dose. The results were faced with the ones obtained through the Epson 1100XL scanner. A discrepancy of 1.38% was calculated in relation to the densitometer and the treatment planning system.

KEYWORDS: densitometer, dosimetry, graphical system design, radiochromic film, virtual instrumentation.

1 INTRODUCCIÓN

Durante la década de 1950, el médico sueco Lars Leksell (1907–1986) investigó la aplicación de la radiación combinada con un marco de referencia que permitiera localizar con precisión blancos causantes de trastornos neurológicos, tumores cerebrales y malformaciones vasculares; técnica llamada: radiocirugía estereotáctica. Los aceleradores lineales actuales proporcionan dosis específicas de radiación de hasta 120 Gy en blancos de 10^{-3} m (Paskalev, *et al.* 2003) y han permitido ofrecer tratamientos sin los riesgos asociados con la cirugía abierta mientras procuran no dañar el tejido sano circundante (Simpson, *et al.* 2006).

La planeación de tratamientos utiliza algoritmos de cálculo de dosis con base en medidas experimentales que caracterizan el haz de radiación, de tal manera que las distribuciones de dosis calculadas concuerden con las dosis administradas por el acelerador lineal dentro de un rango de incertidumbre del 5% (Andreo *et al.* 2004). El control de calidad y verificación de la dosis se realiza con cámaras de ionización, detectores de estado sólido o con películas radiocrómicas (PRC) (Tyler, *et al.* 2013); estas últimas son ideales para la dosimetría clínica por su poca sensibilidad a la luz ultravioleta, alta resolución espacial, dosis independiente de la energía, son equivalentes en densidad electrónica a tejido, fáciles de procesar (autorrevelado) y sumergibles en agua (AAPM, 1998).

El funcionamiento de las PRC se basa en la polimerización de un principio activo (diacetileno) que se expone a la radiación para cambiar su transmitancia (T, razón de la luz incidente, $I_0(\lambda)$, y aquella que atraviesa un material, $I(\lambda)$), de forma que la coloración del polímero se vuelve más oscura conforme aumenta la dosis absorbida, aumenta su densidad óptica (DO). La transmitancia y la DO se relacionan mediante la Ecuación 1, mientras que la DO se relaciona con la dosis mediante una ecuación de calibración (Arráns, *et al.* 2009) (Rink, 2008).

$$DO = -\log_{10}(T); T = \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} \quad (1)$$



La serie de película más utilizada es la GafChromic™ EBT, con una capa activa compuesta de carbono (42.3%), hidrógeno (39.7%), oxígeno (16.2%), nitrógeno (1.1%), litio (0.3%) y cloro (0.3%), con un número atómico efectivo (Z_{ef}) de 6.98, similar al del tejido ($Z_{ef}=7.4$) (Rink, 2008). Los cambios en su composición, desde la primera EBT, incluyen la adición de bromo (para potenciar la absorción fotoeléctrica a bajas energías) (Arráns, *et al.* 2009) y de tinte amarillo, de tal forma que el modelo EBT3 presenta un $Z_{ef} = 7.26$. La EBT3 consiste de una capa sensible de 30 μm recubierta por dos más de poliéster, con acabado mate de 125 μm cada una, y con microesferas de sílice, que eliminan los patrones de Moiré y los anillos de Newton; destaca su alta resolución espacial de 25 μm (508 pares de líneas por mm) (Palmer, *et al.* 2015) (Butson, *et al.* 2009).

Debido a que la PRC es un dosímetro relativo, es necesario calcular una ecuación que determine los valores de dosis en función de la DO. Se consideran de 6 a 12 muestras de PRC con radiación conocida durante el proceso de calibración. Estas PRC se digitalizan y procesan para determinar su densidad óptica neta (DO_{neta} , que resulta de restar la DO de la película de 0 Gy a cada una de las muestras). Con el objetivo de corregir la incertidumbre en la dosis calculada, se emplea el proceso de dosimetría multicanal rojo-verde-azul (RGB: *red-green-blue*); este procedimiento está integrado en el software de tratamiento y es extensamente descrito por Bouchard *et al.* (2009). En este mismo sentido, el espectro de absorción de la PRC presenta un pico principal a 636 nm (rojo) y uno secundario a 585 nm (verde) (Butson, *et al.* 2009), con una sensibilidad diferente para cada longitud de onda (λ). De acuerdo con León *et al.* (2016), la sensibilidad del canal rojo se encuentra de 0 a 6 Gy, mientras que, para dosis superiores, de hasta 35 Gy, se recomienda emplear el canal verde.

En la práctica clínica, las PRC son analizadas con escáneres de cama plana en modo de transmisión (cuya fuente luminosa posee un espectro de emisión amplio), con los cuales es posible realizar dosimetría bidimensional de alta resolución espacial; sin embargo, estas técnicas presentan inconvenientes, como (Paelinck, *et al.* 2007):

- inestabilidad y falta de homogeneidad en la cama,
- respuesta dependiente a la orientación relativa de la PRC sobre el escáner,
- manipulación de varios parámetros durante el escaneo (*v. gr.*: resolución, profundidad de color o formato),
- las PRC son sensibles a la componente UV de las lámparas de los escáneres e influyen en su polarización, y
- la respuesta de la PRC a distintos niveles de irradiación presenta lecturas diferentes debido a que la DO está en función de la longitud de onda empleada en el análisis.

Por lo anterior, el proceso de dosimetría debe optimizarse para obtener una incertidumbre expandida $\leq 5\%$ en la determinación de la dosis con base en la normatividad vigente para campos convencionales, y de 2% para campos reducidos (NOM-033-NUCL-1999), donde su aplicación desafía los protocolos actuales y es cuestionable si el límite de incertidumbre es válido, ya que se busca controlar la tasa de control tumoral y disminuir al máximo el daño al tejido normal (Bouchard, *et al.* 2009).

Con esta motivación, este trabajo se plantea el desarrollado teórico-experimental de un densitómetro bidimensional automático para dosimetría clínica con película radiocrómica, basado en el diseño gráfico de sistemas (GSD: *graphical system design*) para disminuir los efectos asociados al uso del escáner.

1 MONTAJE DEL EXPERIMENTO

El experimento se compone de dos etapas: 1) construir la curva de calibración del escáner Epson® 11000XL; y 2) desarrollar el densitómetro prototipo y obtener su curva de ajuste. Se empleó el láser 25-LGP-173-249 de Melles Griot® y elementos ópticos que adecuan su intensidad, dos fotodiodos DET36A y dos mesas de posicionamiento lineal NRT150 accionadas mediante el controlador de motores BSC230 (los tres de Throlabs Inc). Como equipo de caracterización eléctrica, se emplearon: una tarjeta de



adquisición de datos (DAQ: *data acquisition*) 9219 acoplada a un chasis 9162 de National Instruments™, el multímetro MUL-630 y el osciloscopio TDS5104B de Tektronix®.

2.1 Película Radiocrómica EBT3

A partir de la presentación comercial de 20.32×25.40 cm² de la PRC modelo EBT3, se tomaron áreas de 3×3 cm². Durante las maniobras de corte, almacenamiento, irradiación y análisis de las PRC se siguieron las recomendaciones sugeridas por Soares *et al.* (2009). El intervalo de dosis empleado fue de 0 a 25 Gy, con una muestra de 0, 0.50, 1, 2.50, 4, 5, 6, 9, 11, 15, 20 y 25 Gy; irradiadas con un acelerador lineal Novalis® de Brainlab AG®, con una tasa de 480 cGy min⁻¹ en un campo de 10×10 cm². La PRC fue colocada perpendicularmente a la dirección de incidencia del haz a una profundidad de 5 cm dentro de un maniquí de material Plastic Water® modelo PCW500, de CIRS Inc, con una distancia fuente-superficie de 100 cm.

2.2 Análisis por medio de Escáner

Al procesar las PRC con escáner se debe de considerar que el centro de la cama es la zona donde la fuente de luz es más uniforme, por ello se colocó una máscara negra alrededor de la película, y sobre toda la cama, para evitar contribuciones a la respuesta de la PRC debido a la dispersión de la luz en su periferia.

En la ventana del software del escáner 11000XL se configuran las opciones como en la Tabla 1, el resto de opciones fueron deshabilitadas. El rango dosimétrico de estudio requiere utilizar el canal verde para las imágenes digitalizadas, la separación de esta componente en el software ImageJ 1.5i entrega el promedio de la intensidad neta en una escala de 16 bits dentro de una región de interés (ROI: *region of interest*), así como su desviación estándar (σ_i).

Tabla 1
Opciones de Digitalización del Escáner Epson
11000XL

CONTROL	OPCIÓN
Nombre	Ajuste Actual
Tipo Documento	Película
Tipo de Película	Positivo en Color
Tipo Imagen	Color 48-bit
Escaneado Rápido	Deshabilitado
Resolución	72
Formato de la imagen	TIFF

Con los datos estadísticos de cada ROI de cada película y con la Ecuación 2 se obtiene la DO_{neta} correspondiente; donde $I_{noirrad}(\lambda)$ es la intensidad de la PRC de 0 Gy y la intensidad de cualquier película es $I_{irrad}(\lambda)$. El cociente hace que sea innecesario corregir por la heterogeneidad del escáner.

$$DO_{neta} = \log_{10} \frac{I_{noirrad}(\lambda)}{I_{irrad}(\lambda)} \quad (2)$$

Para relacionar la DO_{neta} con la dosis administrada, Devic *et al.* (2004) y Ferreira *et al.* (2009) proponen la función de calibración de la Ecuación 3, donde a y b son parámetros de ajuste y el exponente c es un valor entre 0.5 y 5 que minimiza la incertidumbre total de la dosis (D). La misma ecuación caracterizará al densitómetro propuesto.



$$D = a DO_{\text{neta}} + b (DO_{\text{neta}})^c \quad (3)$$

2.1 Densitómetro Bidimensional Automático

El prototipo se basa en la adquisición automatizada de la intensidad de un láser a partir de la programación de una interfaz gráfica de usuario (GUI, *graphical user interface*). Con el enfoque GSD (técnica de diseño) se programaron 3 paneles de usuario que permiten:

1. Inicializar el hardware e ingresar los parámetros de escaneo (puntos de origen y final de la PRC, nombre de los archivos de respaldo y resolución de la imagen final).
2. Monitorear y controlar el proceso de escaneo.
3. Visualizar y resguardar la imagen correspondiente a la distribución de dosis.

Para cubrir los 3 puntos anteriores, se programaron y depuraron 16 instrumentos virtuales (VI, *virtual instrument*) y se adecuó el hardware en un experimento de 4 etapas:

1. Fuente de luz y arreglo óptico.
2. Adquisición de la intensidad.
3. Mecanismo de posicionamiento bidimensional.
4. Interfaz gráfica de usuario.

2.1.1 Diseño gráfico de sistemas

El GSD es una técnica de diseño, prototipo, prueba, control y despliegue de aplicaciones, que combina programación gráfica en paralelo con hardware COTS (*commodity off-the-shelf*) para obtener la mayor cantidad de cálculo útil con un costo comercial bajo y simplificar el desarrollo de una aplicación, dando como resultado diseños robustos y personalizados, con la posibilidad de simular para acortar los ciclos de integración e implementación (Bishop, 2007). En este proceso de instrumentación se emplearon: 1) LabVIEW™ 2013 para programar las GUI de tres VI que recurren a los Controles ActiveX a través de los bloques de propiedades (**Property Node**) y de métodos (**Invoke Node**); 2) la tarjeta reconfigurable USB-9219; y 3) una computadora de 8 núcleos @ 2 GHz.

Los VI permiten monitorear y controlar en tiempo real los dispositivos asociados: láser, fotodiodos y mesas de translación lineal, y resguarda el archivo de la matriz de dosis y una imagen **TIFF** de la PRC.

2.1.2 Fuente de luz y arreglo óptico

La fuente de luz monocromática es un láser que produce un haz de 800 μm de diámetro, con una potencia de 5 mW y una longitud de onda de 543.50 nm (Melles Griot, 2016). A la salida del láser se coloca un atenuador variable y un divisor de haz que monitorea la estabilidad de la intensidad por medio del fotodiodo DET36A (F_iREF, Figura 1). Este sensor de silicio tiene un área de detección de 3.60×3.60 mm², un rango para longitudes de onda entre 350 y 1100 nm, una respuesta de 14 ns y una potencia de detección de 1.50 mW @ 970 nm (Thorlabs, 2016). Así, el arreglo óptico se estableció con los objetivos de:

1. Atenuar la intensidad proporcionada por la fuente de luz.
2. Leer la transmitancia de la PRC.
3. Leer la estabilidad de la fuente de luz.

Con base en la Figura 1, se observa que posterior al divisor de haz se coloca otro atenuador, con una densidad óptica mayor al primero, y un iris que restringe la dispersión del haz. **Se requiere que la intensidad que incide sobre la PRC sea lo suficientemente baja para que no afecte su estructura y, por ende, los valores reales de dosis depositada en ella; sin embargo, al mismo tiempo debe ser lo suficientemente alta para transmitirse a través de la PRC con mayor DO** y poder ser medida con el detector F_iPRC. Para obtener los resultados en términos de la DO_{neta} , se coloca una película sin irradiar en el trayecto del haz hacia el sensor F_iREF.

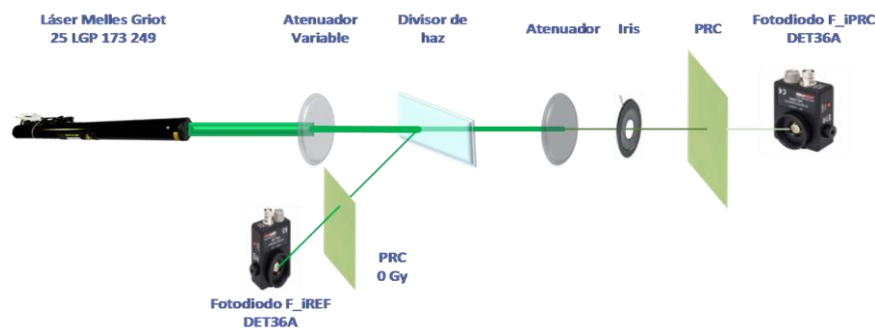


Figura 1. Diagrama del arreglo óptico para acondicionar el valor de intensidad de la fuente de luz.

2.1.1 Adquisición de intensidad

Los fotodiodos F_IREF y F_IPRC (identificados en software como **ai0** y **ai1**, respectivamente) transducen la intensidad a una señal de voltaje (V_{F_i}) con el cual se obtiene el valor de la intensidad (i) del haz mediante la Ecuación 4; donde: R_λ es el valor de la capacidad de respuesta y Z_L es el valor de la impedancia de carga. Para el láser empleado, $R_{543,50} = 210 \text{ mA W}^{-1}$ (Thorlabs, 2016). Z_L depende del voltímetro, en este caso la USB-9219, que dispone de 4 entradas diferenciales para muestreo simultáneo de señal analógica, con opción de adquisición en demanda (**On Demand**), un rango de $\pm 60 \text{ V}$, un convertidor analógico de 24 bits para una resolución de $\sim 7.15 \mu\text{V}$, y $1 \text{ M}\Omega$ de impedancia de entrada ($Z_{9219} = 1 \text{ M}\Omega$) (National Instruments, 2016). Con estos valores, la intensidad del láser se determina con la Ecuación 5, aunque el cociente de la Ecuación 1 elimina la constante por lo que se puede utilizar la unidad de voltaje para la intensidad.

$$i = \frac{V_{F_i}}{R_\lambda * Z_L} [\text{W}] \quad (4)$$

$$i = 4.76 V_{F_i} [\mu\text{W}] \quad (5)$$

2.1.2 Mecanismo de posicionamiento bidimensional

El arreglo óptico permanece fijo durante todo el proceso, para procesar la información en la superficie de la PRC es necesario desplazarla para crear la secuencia de la Figura 2; la cual, debido a la posición de los instrumentos, tiene su inicio de escaneo en la esquina inferior izquierda y la posición final dependerá de su longitud, misma que se ingresa al inicio de escaneo y se recalcula por el programa en múltiplos del parámetro **Paso**.

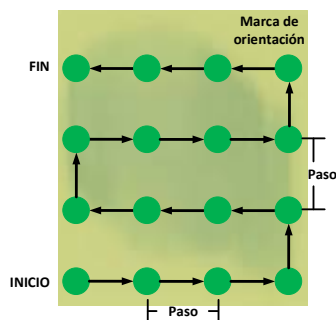


Figura 2. Secuencia de escaneo puntual de la PRC. **Paso** determina la resolución de la imagen final.

El barrido de la PRC se realiza mediante dos mesas motorizadas NRT150, con desplazamiento lineal máximo de 15 cm (una para posicionamiento horizontal y otra para el eje vertical, Figura 3), controladas por el dispositivo BSC230, con una resolución en la posición de 100 nm, misma que disminuye conforme aumentan los valores de rapidez y de aceleración. Sobre la mesa horizontal se fijó un soporte para la PRC que evita los movimientos debidos al frenado y aceleración.

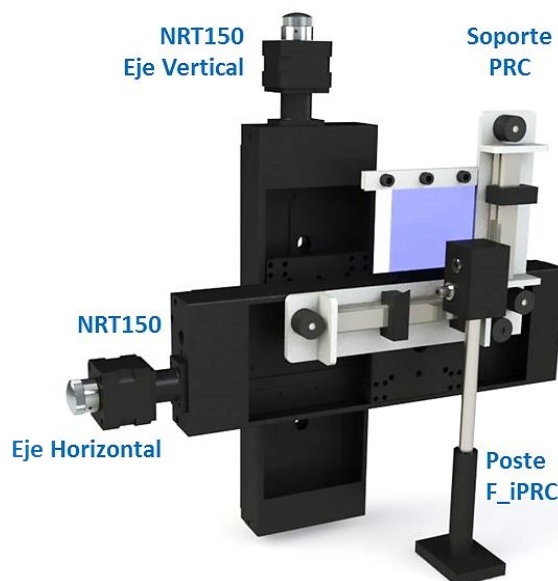


Figura 3. Arreglo mecatrónico para el escaneo óptico en 2 dimensiones.

Las interfaces físicas entre los motores y el controlador son conectores tipo D localizados en el panel trasero del BSC230, donde también se ubica el puerto USB que permite controlar al sistema mecatrónico mediante la suite APT que contiene el paquete **APT Server** que sirve para crear aplicaciones de cliente con Controles ActiveX.

2.1.1 Interfaz gráfica de usuario

Los tres paneles de usuario son identificados como **PRC_Configuración.vi**, **PRC_Escáner.vi** y **PRC_Isodosis.vi**, los cuales se conforman de 13 subrutinas más (Figura 4). Las ventanas de los programas se abren en ese orden de acuerdo con el diagrama de la Figura 5. En primer lugar el programa **PRC_Configuración.vi** se ejecuta dentro de un ciclo **While** a la espera las configuraciones iniciales por parte del usuario, al inicio bloquea totalmente el panel de control hasta establecer comunicación con el controlador BSC203, permite al usuario ingresar los datos de la PRC: **NOMBRE** (como identificador de los archivos resultantes), longitudes de la PRC (x_1, y_1) y la resolución de escaneo con el control **Distancia d** (que representa a **Paso** en escala de μm , mm o cm); así como el origen relativo (x_0, y_0) del mecanismo y una botonera con las opciones: 1) **Información de la PRC**, 2) **Adquisición de datos**, 3) **Control eje horizontal** y 4) **Control eje vertical**., subpaneles donde se verifican las conexiones de hardware (Figura 4.a).

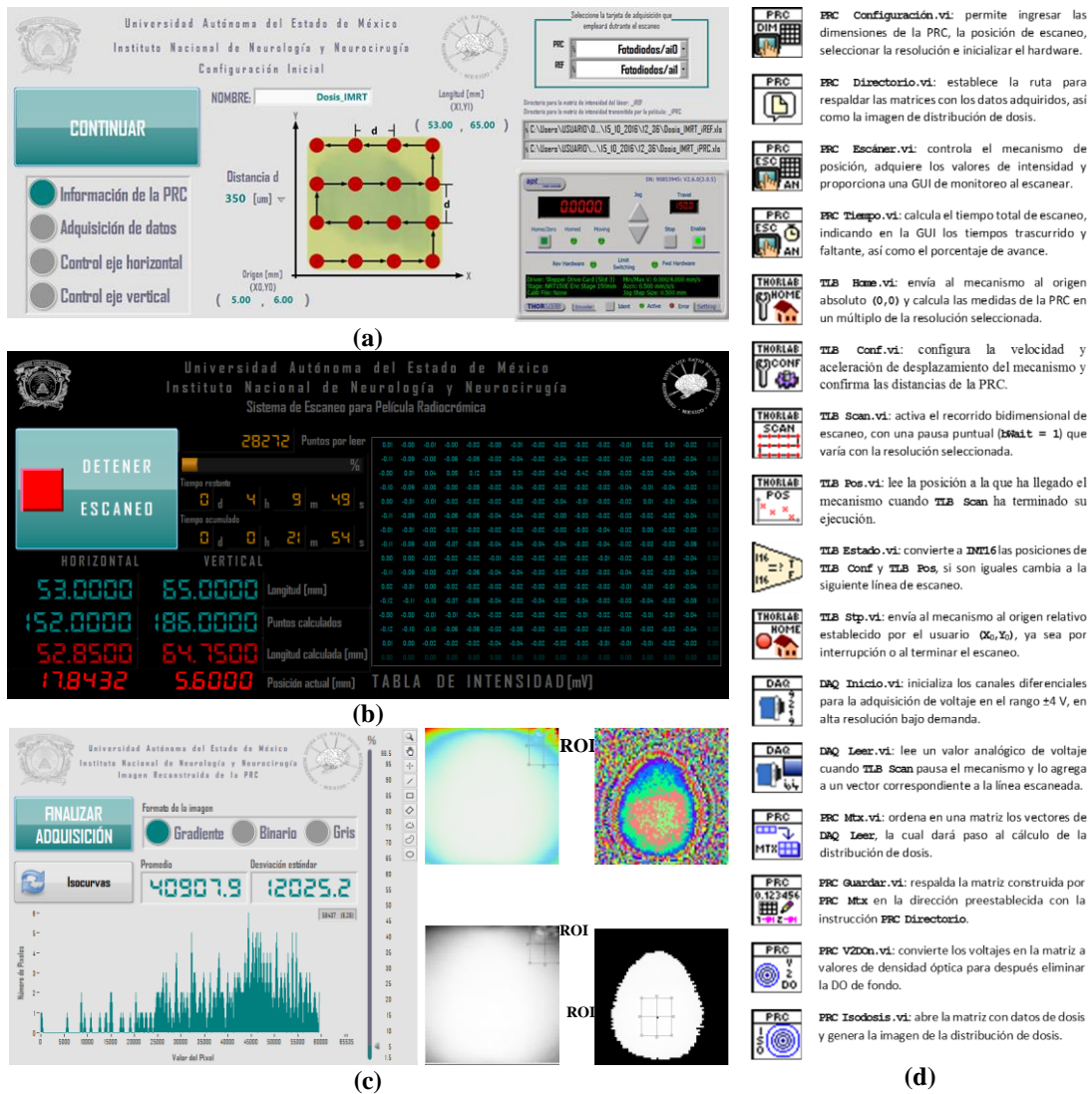


Figura 4. Interfaces gráficas de usuario del densitómetro. (a) **PRC_Configuración.vi**. (b) **PRC_Escáner.vi**. (c) **PRC_Isodosis.vi**. (d) Descripción de los sub-VI que integran la aplicación.

Al finalizar la configuración, **PRC_Escáner.vi** llama paralelamente a **TLB_Home.vi** y **DAQ_Inicio.vi** (Figura 4.d) para realizar las acciones siguientes:

TLB_Home.vi: calibra la posición al enviar las NRT150 a $(0, 0)$ y posteriormente al origen relativo (X_0, Y_0) . Con la función **FLOOR** calcula la cantidad de movimientos (iteraciones, i_x e i_y) que el programa debe realizar al leer cada línea de la PRC y, así, recalculer su longitud y altura (X_1, Y_1) en un múltiplo de **Paso**, con asignación a (X_2, Y_2) ; también obtiene la cantidad de puntos que compondrán a la distribución de dosis, al multiplicar i_x+1 y i_y+1 (se adiciona 1 por la posición de arranque).



1. **DAQ_Inicio.vi**: configura la USB-9219 para adquirir 2 señales analógicas en modo diferencial, con una resolución máxima y la adquisición de cada valor bajo demanda.

Posteriormente, el programa se ejecuta dentro de una máquina de estados que controlan el desplazamiento del mecanismo cartesiano entre 5 estados definidos (sección de fondo azul en la Figura 5):

1. **Estado 1**: toma a i_x+1 como contador de un ciclo **For** y cada iteración de éste se multiplica por **Paso** (variable X_3) para que **TLB_Scan.vi** mueva la NRT150 horizontal a la posición correspondiente, con **bWait=T** para asegurar que la mesa llegue a su posición antes de que el VI envíe un nuevo valor; en cada pausa, la USB-9219 adquiere un valor para **ai0** y **ai1**, es por ello que se requiere de una tarjeta de alta resolución que acepte adquisición **On Demand**, ya que así, la posición y el muestreo se sincronizan inherentemente. El VI **DAQ_Leer** toma los datos adquiridos y los indexa en vectores. Al terminar el ciclo **For**, el bloque **TLB_Pos.vi** detiene por completo el movimiento de la mesa y lee la última posición X_3 , la envía a **TLB_Estado.vi** y la compara con X_2 para decidir si avanza al Estado 2 en caso de ser iguales.
2. **Estado 2**: **PRC_Mtx.vi** recoge los vectores del estado previo, los acumula en matrices y los reinicia a **0** para ser empleados en el siguiente estado. Se declara la variable **Y** y se multiplica por **Paso** para que el VI **TLB_Scan** mueva la NRT150 vertical a la posición Y_3 ; **TLB_Pos.vi** detiene la mesa y lee su posición, mientras que **TLB_Estado.vi** y la instrucción **Greater Or Equal?** se ejecutan en paralelo para comparar a Y_2 y Y_3 y decidir si avanzar al Estado 3 ($Y_2 > Y_3$) o al 5 ($Y_3 \geq Y_2$). Al terminar se incrementa en 1 a la variable **Y**.
3. **Estado 3**: similar al Estado 1, con 2 diferencias: 1) la posición X_3 se obtiene al restar de X_2 la multiplicación de **Paso** por cada valor de iteración; y 2) los vectores que representan a cada fila se invierten con **Reverse 1D Array**, debido al movimiento en retroceso de ese eje.
4. **Estado 4**: toma el valor incrementado de **Y** y realiza las mismas acciones que el Estado 2.
5. **Estado 5**: cuando la posición vertical Y_3 es mayor o igual que la altura recalculada Y_2 , los estados 2 o 4 activan este estado, el cual regresa el mecanismo a (X_0, Y_0) con **TLB_Stp.vi**, envía la señal de finalización al ciclo **While**, cierra la interfaz y abre la ventana de reconstrucción de la imagen. Este estado también se activa al presionar en el botón **DETENER ESCANEO**.

En la Figura 4.b se muestra la ventana del escaneo, ésta presenta como único control el botón **DETENER ESCANEO**, el resto son indicadores de tiempo de escaneo (transcurrido y restante) y longitudes (la introducida por el usuario, la recalculada en múltiplos de **Paso** y la recorrida hasta el momento por la NRT150), con una matriz que muestra los valores de la intensidad transmitida por la PRC. Los 2 indicadores que están al nivel de la etiqueta **Posición actual [mm]**, son Contenedores ActiveX para el BSC203, modificados con la propiedad **DISPLAYMODE** para no desplegar la interfaz del fabricante.

Al terminar la secuencia de escaneo, se da pie a la interfaz con la imagen de la PRC, que puede cambiar de formato entre **Gradiente**, **Binario** o **Gris**, el panel proporciona un histograma de la ROI marcada en la imagen, con indicadores de desviación estándar y promedio; el control **Isocurvas** filtra los valores en el porcentaje seleccionado con el *slide* %, (Figura 4.c).

La imagen se reconstruye en formato **TIFF**, con una profundidad de color de 16 bits (65535 tonos), resolución equiparada a los 48 bits RGB del escáner. El VI **PRC_Isodosis** abre las matrices con los voltajes adquiridos para que **PRC_V2DOn.vi** cambie los valores a DO_{neta} . Para finalizar, en los directorios creados al inicio se resguardan 2 nuevos archivos: la matriz **xls** de DO_{neta} y la imagen **TIFF**.



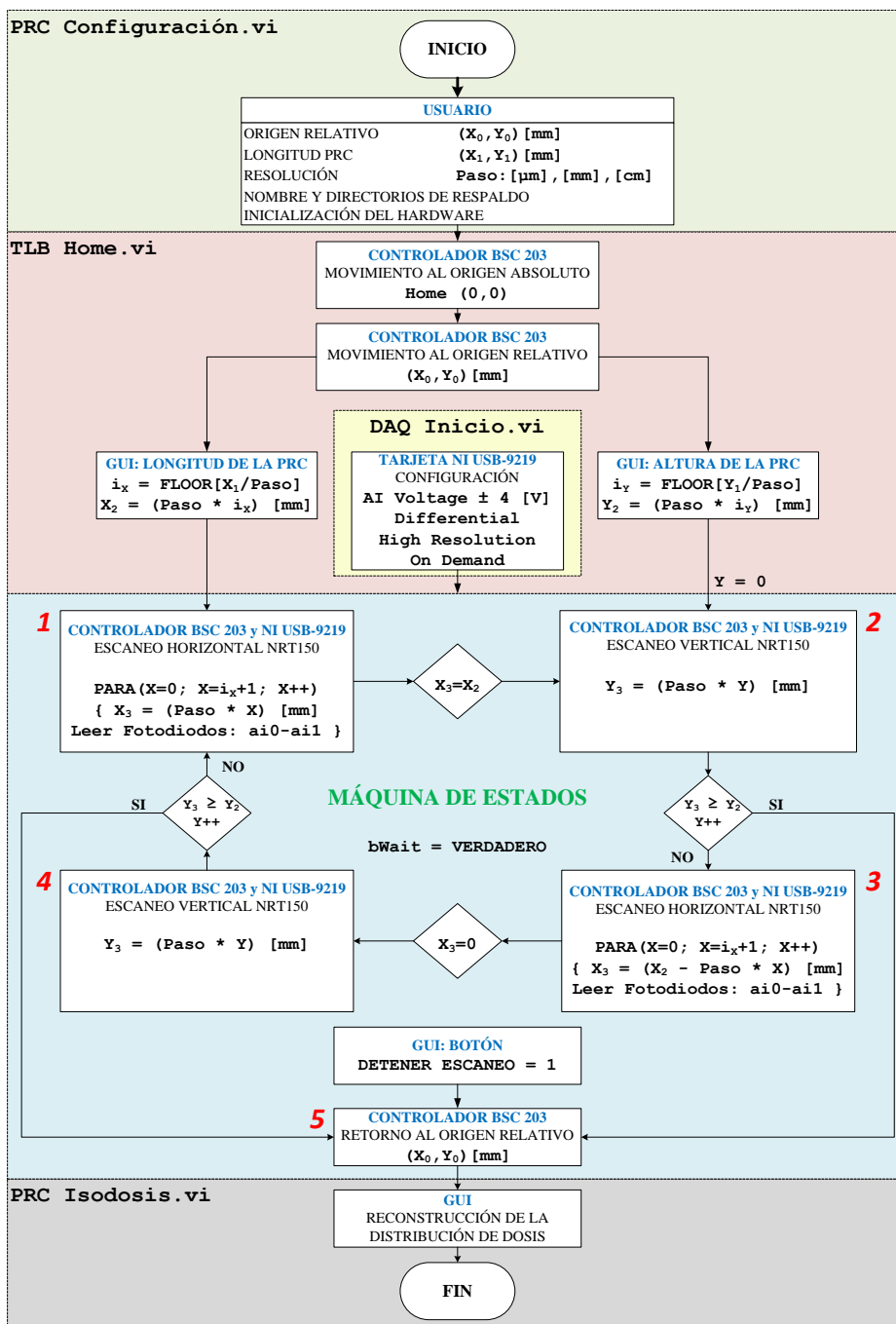


Figura 5. Diagrama de flujo del VI programado para el escaneo de PRC. La máquina de estados se ejecuta con sub-VI dentro de **PRC_Escáner.vi** (sección azul).



RESULTADOS

Los canales de adquisición **ai0** y **ai1**, fueron monitoreados durante 9 h para cuantificar el valor que detectan en ausencia de señal. Las terminales positiva y negativa se unieron con la expectativa de obtener una lectura de 0 V. En escala completa, de ± 60 V, existen variaciones en amplitud de hasta 0.05% y de 0.18%, respectivamente, con un promedio de 215 y 340 μ V.

Se observó la variación de la intensidad del láser hasta su estabilización, por 1 h desde su encendido. Las variaciones se encuentran antes de los 45 min; entre los 45 y 55 min la intensidad del haz presenta un ascenso para después estabilizarse. En la Figura 6, $iREFc$ corresponde a la intensidad de referencia multiplicada por 2.63956, constante calculada con los voltajes de la PRC de 0 Gy y que permite escalar mediante software las lecturas de ambos fotodiodos, esto se debe a que el haz al dividirse se atenúa, pero la razón de voltajes debe ser 1 antes de calcular la DO_{neta} . El voltaje en F_{iREF} es menor y se multiplica por la constante para que $T = 1$ y, por ende, $DO_{neta} = 0$ para la muestra de 0 Gy.

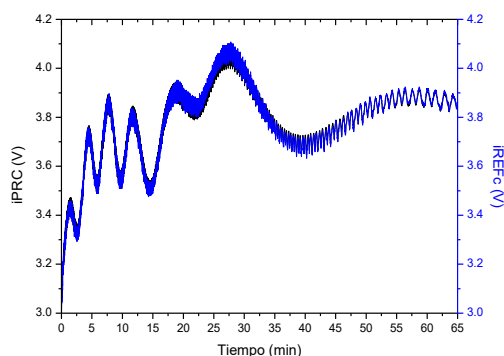


Figura 6. Periodo de estabilización del láser.

Con los valores corregidos, las oscilaciones no deberían representar un problema, ya que el parámetro de importancia es su razón. Para $T = 1$, el cociente no es constante, como se muestra en la Figura 7. Si se consideran los 65 min de muestreo (con 1 S s^{-1}), la transmitancia varía 3.92%, con un mínimo de 0.9818 y un máximo de 1.0219; a partir de los 45 min, disminuye a 1.38% (de 0.9950 a 1.0089), y a 1.04% (de 0.9950 a 1.0054) después de 1 h.

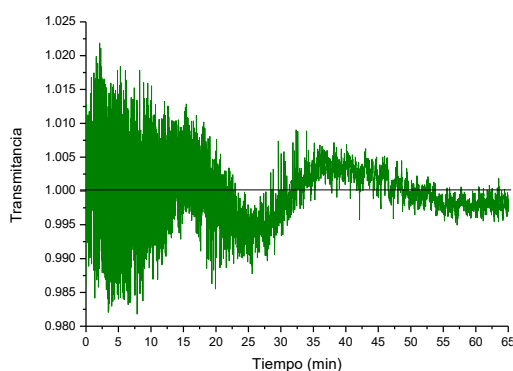


Figura 7. Variación de la transmitancia durante la estabilización del láser.

Persiste una variación al arranque del equipo que se atribuye al calentamiento de los fotodiodos (ya que este efecto no se percibe al monitorear la USB-9219). El muestreo de 42 s desde el arranque (Figura

8.a) permite apreciar que los valles no coinciden en las dos señales, existe una fase que se va corrigiendo, ya que al tomar una segunda muestra del minuto 55 al 59 (Figura 8.b) se nota una concordancia en la fase, no así en la amplitud. A pesar de la corrección por software, este problema permanecerá debido a que la constante de ajuste presenta una incertidumbre de 0.0053. Esta diferencia de voltaje tiene un comportamiento similar a la de la transmitancia, con variación máxima de 3.92%, que disminuye hasta 1.04% después de 1 h, con diferencias absolutas de hasta 75 mV durante el calentamiento, y menores a 20 mV en la etapa estable (Figura 8.b).

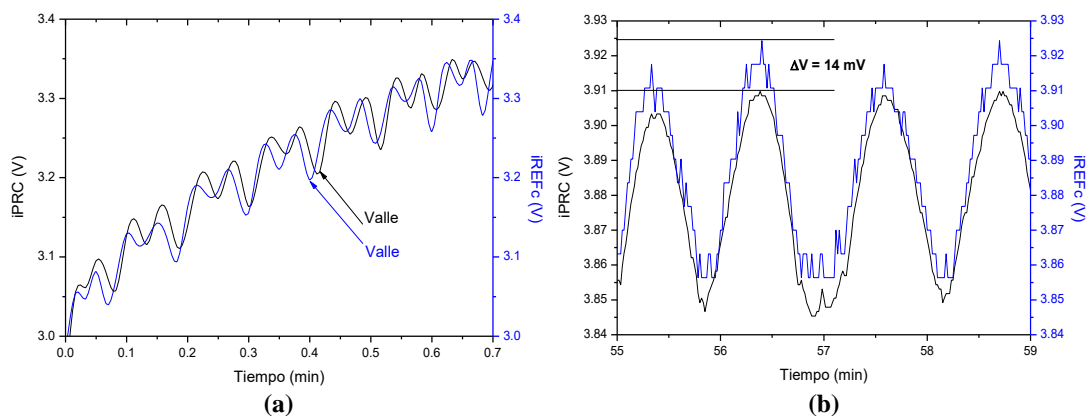


Figura 8. Monitoreo de las señales de voltaje para determinar la variación en la transmitancia. (a) Señales en los primeros 42 s, se identifica una fase entre los 2 voltajes. (b) Periodo estable del haz, con sincronización de señales.

Con las precauciones de voltaje, 1.38% de variación después de 45 min de calentamiento, se midieron durante 1.5 h las 12 PRC para la calibración, posteriormente se volvió a medir la transmitancia para asegurar que se mantiene invariante y, con ello, saber que el equipo no requiere una interrupción de uso durante el escaneo. En las gráficas de la Figura 9 se comparan los puntos digitalizados para el escáner y el láser. El láser alcanza valores de hasta 43.16% más de DO_{neta} , a partir del cruce de datos en 9 Gy hasta 25 Gy; para valores inferiores la DO_{neta} detectada por el escáner es mayor.

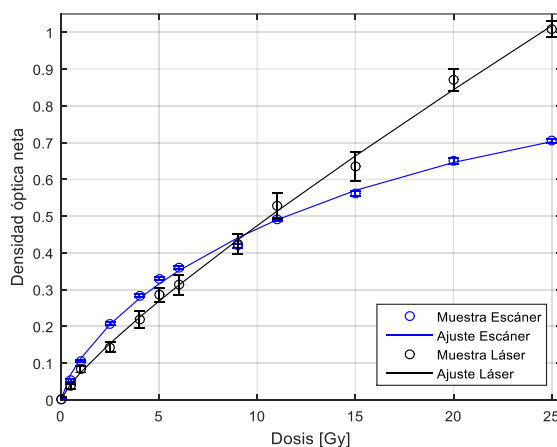


Figura 9. Comparación entre las curvas de ajuste para los dos métodos de digitalización de PRC.

Para generar la imagen de distribución de dosis se invierten los ejes de las gráficas; con un coeficiente de determinación $R^2 = 0.9977$ en ambos casos, la Ecuación 6 le corresponde al escáner y la 7 al láser. En las gráficas se observa que cada sistema óptico posee cierta sensibilidad para cada dosis, que depende de la fuente de luz utilizada (Figura 10).

$$D = 8.9169 DO_{neta} + 47.8304 DO_{neta}^{2.7344} \tag{6}$$

$$D = -84.7645 DO_{neta} + 109.1812 DO_{neta}^{1.0411} \tag{7}$$

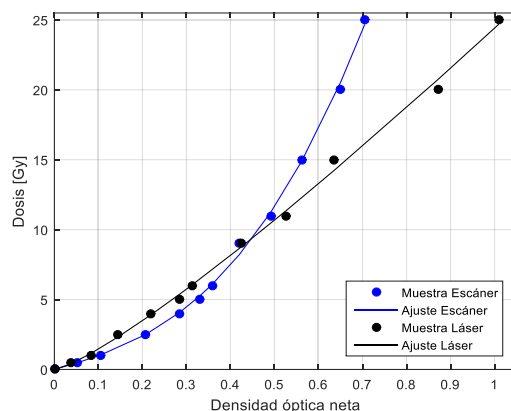


Figura 10. Curvas de ajuste para el escáner y el densitómetro.

La ecuación de ajuste para el densitómetro se incluyó en el programa y las imágenes generadas se muestran en la Figura 11. La zona central de la PRC de validación contiene una dosis de 20 Gy, en la cual se selecciona una ROI con 100 píxeles, con un haz de radio: a) 500 μm el promedio de dosis es de 19.75 Gy, con datos más homogéneos, un mínimo de 19.34 Gy y un máximo de 20.06 Gy (Figura 11.a); b) 250 μm el promedio de dosis es de 19.13 Gy, con datos dispersos, un mínimo de 17.30 Gy y un máximo de 21.91 Gy (Figura 11.b). De los casos a) y b), en consideración de la variación de 1.38% esperada, el primero entra en la tolerancia, ya que se espera medir desde 19.72 Gy.

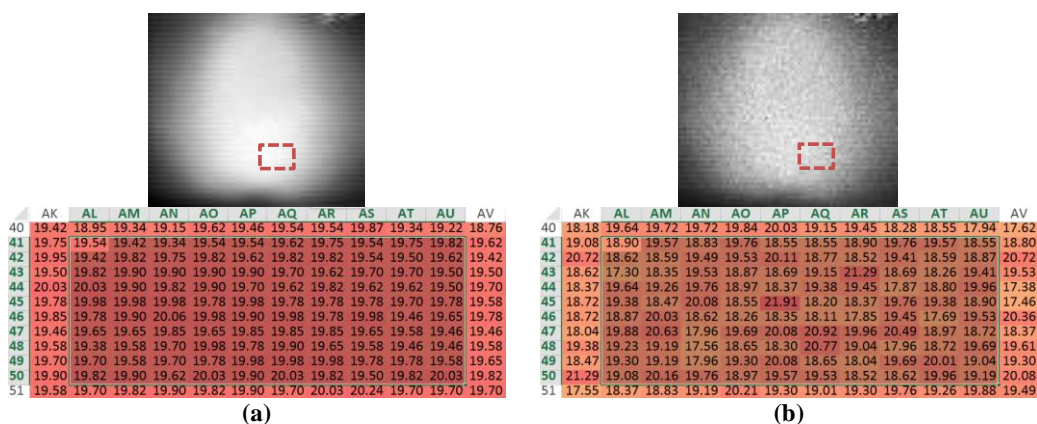


Figura 11. Imagen de la PRC de validación. (a) y (b) Comparativa entre digitalizaciones con haces de 1 y 0.50 mm de diámetro, respectivamente.



CONCLUSIONES

Se aplicó el enfoque GSD en un densitómetro bidimensional automático para su aplicación en dosimetría clínica con película radiocrómica.

La caracterización eléctrica del hardware muestra un error de 1.38%, para la intensidad, después de 45 min de haberse encendido y no se requiere interrumpir las lecturas por inestabilidad.

En las curvas de calibración existe una mayor linealidad para el densitómetro en comparación con la del escáner, también la DO_{neta} medida es mayor, es decir, posee una mayor sensibilidad debido a la especificidad de la longitud de onda empleada, ya que el escáner utiliza una lámpara que cubre gran parte del espectro visible y la DO depende de la longitud de onda, así, la DO_{neta} medida con el escáner corresponde a un promedio de los valores de DO_{neta} para una zona alrededor del pico de lectura correspondiente al canal verde, lo cual ocasiona una saturación rápida en la curva.

Los resultados con el densitómetro revelan dependencia con el diámetro del haz. Con un haz de radio de 500 μm , la información que se envía al fotodiodo corresponde a un área de 0.80 mm^2 ; si el radio se reduce a la mitad el área será de 0.20 mm^2 . Toda la luz que deja pasar la PRC se promedia a través del fotodiodo e impacta en la dosis relacionada, tan es así que su digitalización con un haz de radio de 500 μm refleja mayor homogeneidad en los resultados, comparada con uno de 250 μm .

AGRADECIMIENTOS

Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, a la Universidad Autónoma del Estado de México y al Comecyc por las facilidades y los recursos materiales y financieros proporcionados.

REFERENCIAS

AAPM (1998). Report 63: Radiochromic Film Dosimetry. American Association of Physicists in Medicine. ISBN: 1888340207.

Andreo P, Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, 2004; IAEA Technical Reports Series No. 430.

Arráns, R., et al. (2009). Dosimetría con Películas Radiocrómicas. Artículo de Revisión, Sociedad Española de Física Médica. DOI N/D.

Bishop, R. H. (2007). Mechatronic System Control, Logic, and Data Acquisition. The Mechatronics Handbook, Second Edition. CRC Press, ISBN 9781420009026.

Bouchard, H., et al. (2009). On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. Medical physics. DOI: 10.1118/1.3121488.

Bouchard, H., et al. (2009). On the Characterization and Uncertainty Analysis of Radiochromic Film Dosimetry. Medical Physics. DOI 10.1118/1.3121488.

Butson, M. J., et al. (2009). Dose and Absorption Spectra Response of EBT2 Gafchromic Film to High Energy X-rays. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine. DOI 10.1007/BF03179239

Devic, S., et al. (2004). Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. Medical physics. DOI: 10.1118/1.1776691.

Ferreira, B. C., et al. (2009). Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. Physics in medicine and biology. DOI: 10.1088/0031-9155/54/4/017.

León, E. Y., et al. (2016). Spectral analysis of the EBT3 radiochromic film irradiated with 6 MV x-ray radiation. Radiation Measurements. DOI: 10.1016/j.radmeas.2016.03.007.

Melles Griot (2016, julio 18). Cylindrical Helium Neon Laser Systems. Disponible en http://www.l2k.kr/html/download.php?user_file=LGX1_LHX1_LYX1.pdf.



Norma Oficial Mexicana NOM-033-NUCL-1999, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia. Aceleradores lineales. Disponible en <http://legismex.mty.itesm.mx/normas/nuc/nuc1033.pdf>.

Paelinck, L., et al. (2007). Precautions and Strategies in Using a Commercial Flatbed Scanner for Radiochromic Film Dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*. DOI 10.1088/0031-9155/52/1/015.

Palmer, A. L., et al. (2015). Evaluation of Gafchromic EBT-XD film, with comparison to EBT3 film, and application in high dose radiotherapy verification. *Physics in medicine and biology*. DOI: 10.1088/0031-9155/60/22/8741.

Paskalev, K. A., et al. (2003). Physical Aspects of Dynamic Stereotactic Radiosurgery with Very Small Photon Beams (1.5 and 3 mm in Diameter). *Medical Physics*. DOI 10.1118/1.1536290.

Rink, A. (2008). Point-based Ionizing Radiation Dosimetry using Radiochromic Materials and a Fiberoptic Readout System. Tesis de Doctorado. Universidad de Toronto, Canadá.

Simpson, J. R., et al. (2006). Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy. En *Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications*. Brady, L. W., et al. (Ed.). Springer, p. 233-254. ISBN: 9783540213383.

Soares, C. G., et al. (2009). Radiochromic film. *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*, Textbook #34 of AAPM Summer School. Chapter 23, pp. 759-813. ISBN: 9781936366118.

Thorlabs (2016, julio 18). DET36A(M). Si Biased Detector. User Guide. Disponible en <https://www.thorlabs.com/drawings/8514bd2cafbdbd8-DFEDFA49-5056-0103-797EE24DC121EE99/DET36A-Manual.pdf>.

Tyler, M., et al. (2013). Characterization of Small-field Stereotactic Radiosurgery Beams with Modern Detectors. *Physics in Medicine and Biology*. DOI 10.1088/0031-9155/58/21/7595.

RESEÑA DE LOS AUTORES

Gerardo Jiménez Aviles. Adscrito a la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México, Casa de Estudios donde obtuvo el título de Ingeniero en Electrónica en 2011. Su área de interés se encuentra en las aplicaciones de la instrumentación virtual con especialización en dispositivos cDAQ y cRIO; ha recibido reconocimientos en este campo por parte del Cinvestav, de las transnacionales Santander y National Instruments, así como del Gobierno del Estado de México. Actualmente está en co-dirección de .SPACE, donde es socio fundador.

Miguel Ángel Camacho López.

Olivia Amanda García Garduño. Adscrita desde el año 2004 al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, vinculada con el Laboratorio de Física Médica y la Unidad de Radioneurocirugía. Posee grado de Doctora en Tecnología Avanzada del Instituto Politécnico Nacional y forma parte del Sistema Nacional de Investigadores Nivel I. Sus líneas de investigación son en el área de Física Médica con alta especialidad en campos no convencionales de radiación y dosimetría. Ha formado parte de comités evaluadores de diversos congresos y protocolos de investigación; y ha sido evaluadora de artículos para diferentes revistas internacionales.

Elsa Yazmín León Marroquín.

Rubén Gutiérrez Fuentes. Adscrito a la Universidad Politécnica del Valle de Toluca, en la cual imparte asignaturas de electrónica y programación. Posee el grado de doctor y pertenece al Sistema Nacional de Investigadores Nivel I. Sus líneas de investigación son la instrumentación y caracterización termo-óptica con láser. Ha sido evaluador en el programa de estímulos a la innovación del CONACYT y en ferias locales del COMECYT.



