



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**CARACTERIZACIÓN DE UN ESCÁNER ÓPTICO DE ALTA
RESOLUCIÓN PARA DOSIMETRÍA 3D DE GEL**

**TESIS QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRÍA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)**

**PRESENTA:
MIGUEL ÁNGEL FLORES MANCERA**

**TUTOR PRINCIPAL
DRA. GUERDA MASSILLON JACQUES-LOUIS
INSTITUTO DE FÍSICA, UNAM**

**MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR
DR. LUIS ALBERTO MEDINA VELÁZQUEZ
INSTITUTO DE FÍSICA, UNAM
DRA. OLGA LETICIA ÁVILA AGUIRRE
INSTITUTO NACIONAL DE INVESTIGACIONES NUCLEARES
MED. MARÍA ADELA POITEVIN CHACÓN
HOSPITAL MÉDICA SUR**

CIUDAD UNIVERSITARIA, CDMX, MARZO 2021



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*A quienes siempre han estado y estarán conmigo:
a mis padres, a mi hermana y a Laura.
Mi familia.*

*Los caminos de la ciencia son siempre arduos y sólo
quienes no se arredran y temen fatigarse escalando
sus escarpadas sendas pueden abrigar la esperanza
de alcanzar la luminosa cima.*

Karl Marx

Agradecimientos

Agradecimientos Personales

A mi directora de tesis, la **Dra. Guerda Massillon**, por su enorme apoyo y orientación para el desarrollo y conclusión de este trabajo. Le agradezco sus enseñanzas académicas y por siempre procurarme más allá de su quehacer como tutora dentro y fuera del ambiente académico. Su perseverancia me motiva como estudiante a nunca dejar de intentar. Gracias, doctora.

A los miembros de mi comité tutor: al **Dr. Luis Alberto Medina Velázquez**, por sus observaciones y sugerencias valiosas que contribuyeron enormemente a la conclusión de esta tesis. El primer curso que tomé en la licenciatura relacionado al mundo de la Física Médica fue impartido por el Dr. Medina y gracias a él decidí continuar en esta área. Hasta la fecha sigue de cerca mi formación académica, muchas gracias, Dr. Medina. Agradezco a la **Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre**, por su profesionalismo y su completa disposición para la realización y terminación de este trabajo, a la **Dra. María Adela Poitevin Chacón**, por sus observaciones y comentarios que enriquecieron esta tesis.

A los miembros de mi comité sinodal: la **Dra. Guerda Massillon**, el **M. en C. César Ruiz Trejo**, el **M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna**, el **Dr. Jorge Márquez Flores**, el **Dr. Crescencio García Segundo**, por sus valiosas correcciones que enriquecieron y mejoraron este trabajo.

Al **M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna** porque a través de su curso de licenciatura tuve el primer acercamiento a la Física Médica en la clínica, lo que me motivo a seguir adelante en este campo de la Física. Siempre disfrute asistir a la clínica cuando se trataba de su curso o trabajar en la tesis, por su experiencia, su conocimiento y, sobretodo, su calidad humana. Como profesor ha sido un modelo a seguir desde entonces.

A mis **padres** por su enorme apoyo siempre, sin importar las circunstancias están ahí. Qué suerte tuve de tenerlos por familia. Gracias a ustedes estoy acá. A **María**

Fernanda, mi hermana, por apoyarme siempre, motivarme a superarme e impulsarme a tratar de ser mejor persona.

A **María de la Luz, Elisa y Lucianna**, pues sus atenciones y cariño a mi persona nunca han sido pocas; su calidez humana siempre me hace sentir en casa. La Ciudad de México es mucho más agradable cuando se conocen personas como ustedes.

A **Laura**, no tengo palabras suficientes ni adecuadas para describir tu compañía a lo largo de estos tres años de maestría; sería impensable imaginar este proceso sin tu presencia. Ha sido un placer compartir contigo esta experiencia; gracias por estar.

A mis compañeros y amigos de la maestría: Brian, Benito, Humberto, Ángel, Lulú, Gustavo, Mauricio, Efrén, Víctor y Juan José, porque la maestría fue más agradable con su compañía. A Raúl Álvarez Genes por distraerme de las dificultades que la pandemia trajo consigo. Gracias, mi pana.

Agradecimientos institucionales

Al Instituto de Física de la UNAM por permitirme realizar mi tesis en sus instalaciones.

Al CONACYT por la beca proporcionada para mis estudios de maestría.

Al proyecto DGAPA-UNAM PAPIIT-IN118120 por proporcionarme la beca para la obtención del grado.

Al proyecto Royal-Society-Newton-Advance-Fellowship-NA150212 por financiar parcialmente el desarrollo de este proyecto.

Al PAEP por el apoyo económico para asistir al LXII Congreso Nacional de Física y por financiar parcialmente el desarrollo de este proyecto.

Abreviaturas

BANG	Bisacrelamida, acrelamida, nitrógeno y gelatina.
CI	Cámara de ionización.
CRT	Conformal radiotherapy.
CT	Computed Tomography.
EPID	Electronic portal imaging device.
FFT	Fast fourier transform.
FOV	Field of view.
IMRT	Intensity modulated radiotherapy.
Linac	Linear accelerator.
MLC	Multileaf collimator.
NTCP	Normal tissue complication probability.
OCT	Optical CT.
OD	Optical density.
OD·cm⁻¹	Optical density per cm.
OIEA	Organización internacional de energía atómica.
PET	Positron emission tomography.
QA	Quality assurance.
QC	Quality control.
RCP	Radical chain polimerization.
ROI	Region of interes.
SNR	Signal to noise ratio.
SPECT	Single photon emission computed tomography.
TCP	Tumor control probability.
TPS	Treatment planning system.
TRB	Transformada de radón bidimensional.
UM	Unidad monitor.
VMAT	Volumetric modulated arc-therapy.

Glosario

Absorbancia óptica	Es la fracción de luz que es absorbida por un material [1].
Artefacto	Es una característica de una imagen que no representa fielmente la estructura de tejido [2].
Colimador multihojas	Es un instrumento utilizado para definir el campo de radiación en configuraciones geométricas variables [3], y mediante su movimiento modula la intensidad del haz de radiación. Se denominan como colimadores multihojas debido a que se componen de 60 pares de láminas finas divididas en dos grupos [4].
IMRT	Técnica utilizada en radioterapia en la cual la intensidad del haz de radiación se modula con el movimiento de colimadores multihojas [5].
OCT	Se refiere al escáner óptico CT utilizado en este trabajo para dosimetría tridimensional (3D), el cual también se denomina como tomógrafo óptico.
OD	Se refiere a la densidad óptica y, en este trabajo, también se denomina como absorbancia total.
OD·cm⁻¹	Se refiere a la densidad óptica por unidad de longitud y, en este trabajo, también se denomina como absorbancia.
ROI	La región de interés es un área designada arbitrariamente en un imagen que es utilizada para el análisis de valores numéricos en el interior de ésta.
Sinograma	Arreglo bidimensional en el que se colocan todas las proyecciones obtenidas del objeto de estudio debido a su interacción con el haz láser/rayos X.
VMAT	Técnica utilizada en radioterapia en la cual el tratamiento es impartido con un haz de radiación de intensidad modulada mientras el cabezal del acelerador lineal rota alrededor del paciente en trayectorias conocidas como “arcos” [6].

Resumen

Uno de los mayores retos en los tratamientos modernos de radioterapia, como radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) y terapia de arco modulada volumétrica (VMAT, por sus siglas en inglés), es el uso de altos gradientes de dosis para aumentar la probabilidad de controlar el tumor y minimizar la probabilidad de complicación del tejido normal. Para salvaguardar la seguridad del paciente se debe realizar el aseguramiento de la calidad (QA, por sus siglas en inglés) en la distribución de la dosis absorbida, pero esta tarea no es fácil debido a la complejidad en la impartición del tratamiento, sobretodo en tratamientos con técnicas como IMRT o VMAT. Dado que los dispositivos convencionales, como las películas radiocrómicas y los dispositivos electrónicos, determinan la dosis en un plano bidimensional, se desarrolló un escáner óptico CT (OCT)¹ de alta resolución ($50 \mu\text{m}$) que permite evaluar la dosis absorbida de manera tridimensional (3D). Esto implica que la dosis sea medida en varios planos y evidencie posibles errores en la impartición del tratamiento.

Esta tesis consiste en la instalación de un nuevo OCT comercial en el Instituto de Física de la UNAM y en la caracterización para su uso en la clínica y en investigación². Antes de que el OCT sea utilizado, se deben establecer las condiciones de referencia tomando en cuenta que el fabricante no proporcionó ninguna hoja técnica. Para ello, se adquirieron tres imágenes de reconstrucción de un maniquí de referencia, el cual es un contenedor de vidrio con gel radiocrómico en su interior. Las imágenes reconstruidas se analizaron en términos de uniformidad, repetibilidad, absorbancia y ruido. Se encontraron artefactos tipo copa y con base en el análisis de los sinogramas se determinó qué componentes mecánicos del OCT requerían modificaciones. Se redujo el campo de vista, se modificó la disposición del sistema para evitar reflexiones indeseadas del haz láser, se modificó el eje de rotación del maniquí de referencia y se reposicionó el detector. Se adquirieron nuevas imágenes del maniquí de referencia y se observó una mejora importante en la calidad de la imagen. No se observaron artefactos en las imágenes finales. Se compararon las imágenes originales y corregidas en términos de uniformidad,

¹En este trabajo también se denomina como tomógrafo óptico.

²El proceso de instalación y caracterización del equipo comprende el periodo de enero del 2020 hasta noviembre del 2020.

repetibilidad, absorbanca y ruido.

Los resultados encontrados demostraron que en ambos casos las imágenes son repetibles y uniformes. Además, en las imágenes corregidas los valores de absorbanca están entre $(-0.1 \pm 4.2) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ y $(-0.5 \pm 3.9) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$, mientras que el ruido está entre $(3.5 - 4.2) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$. Lo que representa una disminución del ruido en un factor de hasta 4 con respecto a las imágenes originales. Adicionalmente, con base en el análisis de los sinogramas y de las imágenes reconstruidas se concluyó que es necesario realizar modificaciones mediante software a los sinogramas y ajustar con mayor severidad el eje de rotación del maniquí para evitar artefactos en las imágenes futuras. Por lo que, el dispositivo es robusto para adquirir imágenes de densidad óptica después de realizar los ajustes mencionados.

Índice general

Abreviaturas	VI
Glosario	VII
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	2
1.1.1. Radioterapia conformal (CRT)	3
1.1.2. Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)	5
1.1.3. Terapia de arco modulada volumétrica (VMAT)	6
1.1.4. Garantía de calidad	6
1.1.4.1. Verificación paciente-específico	7
1.1.4.2. Metodología convencional para QC	8
1.1.4.3. La dosimetría 3D en QC	10
1.1.5. La dosimetría 3D de gel	11
1.2. Justificación	12
1.3. Objetivo general	12
1.4. Objetivos particulares	12
2. Conceptos básicos	14
2.1. Gel radiocrómico: dosimetría en tres dimensiones	14
2.1.1. Composición y funcionamiento	15
2.2. Absorbancia óptica	17
2.3. Escáner óptico (OCT)	18
2.3.1. Láser	18
2.3.2. Lente de Fresnel	19
2.3.3. Tanque de inmersión	21
2.3.4. Difusor óptico	22
2.3.5. Detector	23
2.3.6. Proceso de adquisición	25
2.3.7. Procesamiento de imagen	26
2.4. Análisis de imagen	29
2.4.1. Ruido	30
2.4.2. Distribuciones estadísticas	31

ÍNDICE GENERAL

2.4.2.1.	Distribución normal	31
2.4.2.2.	Distribución de Poisson	32
2.4.3.	Repetibilidad	33
2.4.4.	Uniformidad	34
2.4.5.	Artefactos	34
3.	Metodología	36
3.1.	OCT	36
3.1.1.	Hardware	36
3.1.2.	Software	37
3.2.	Comisionamiento	40
3.2.1.	Modificación del OCT	41
3.2.2.	Análisis de imagen	44
3.2.2.1.	Distribuciones de absorbancia y ruido	44
3.2.2.2.	Repetibilidad	45
3.2.2.3.	Uniformidad	46
4.	Resultados	48
4.1.	Adaptación del OCT	48
4.1.1.	Verificación de incidencia paraxial	49
4.1.2.	Verificación de incidencia coplanar	49
4.2.	Imágenes	50
4.2.1.	Sinogramas	50
4.2.2.	Distribuciones de absorbancia	51
4.2.2.1.	Valor promedio de absorbancia	53
4.2.2.2.	Repetibilidad	57
4.2.2.3.	Uniformidad	59
5.	Discusión	64
6.	Consideraciones finales y trabajo a futuro	71
7.	Conclusiones	74
	Bibliografía	77
A.	Histogramas	84
A.1.	Escaneo 1	84
A.2.	Escaneo 2	86
A.3.	Escaneo 3	88
A.4.	Parámetros	90

B. Perfiles	92
B.1. Escaneo 1	92
B.1.1. Perfiles horizontales	92
B.1.2. Perfiles verticales	94
B.2. Escaneo 2	96
B.2.1. Perfiles horizontales	96
B.2.2. Perfiles verticales	98
B.3. Escaneo 3	100
B.3.1. Perfiles horizontales	100
B.3.2. Perfiles verticales	102
C. Publicación derivada de la tesis	105

Introducción

La radiación es considerada como la energía emitida y propagada por una fuente [7]. Con base en los efectos que la radiación puede producir en la materia puede ser clasificada como ionizante o no ionizante. La primera posee suficiente energía para remover un electrón de su órbita en el interior de la estructura atómica, mientras que la segunda no posee esta capacidad [8]. La radiación ionizante tiene diversas aplicaciones en la actualidad, debido a la energía involucrada en el proceso de interacción entre ésta con la materia. Ejemplos de ello se encuentran en diversas áreas como: microscopía, industria alimenticia, industria química y clínicas, entre otras.

En particular, la radiación ionizante es utilizada con fines médicos en pacientes para el diagnóstico, para el tratamiento o para la paliación de alguna enfermedad. La aplicación de la radiación ionizante en el área de diagnóstico pudo concebirse en 1895, año en el que Wilhelm Röntgen descubrió los rayos X. A pesar de que previamente ya habían existido experimentos que manifestaban la presencia de esta forma de radiación, no fue sino hasta que el científico alemán los descubrió, cuando la radiación ionizante inició su camino en las aplicaciones diagnósticas y terapéuticas [9]. Desde entonces, la diversificación de las aplicaciones clínicas de esta forma de energía aumentó considerablemente.

En la actualidad se utilizan tubos de rayos X para la obtención de placas radiográficas que permiten al médico analizar anatómicamente el estado físico del paciente. Asimismo, para el estudio anatómico del cuerpo humano, existen diversos dispositivos dedicados a estudios específicos de diagnóstico, tales como: el fluoroscopio, el cual es un tubo de rayos X acoplado a un brazo metálico en forma de C que permite la visualización instantánea de la región anatómica bajo estudio [10, 11]; el mastógrafo que está diseñado para detectar patologías en el tejido mamario [12]; y el tomógrafo por computadora (**CT**¹) que se convirtió en un método de adquisición de imagen indispensable en la clínica con el que se pueden reconstruir imágenes anatómicas del interior del cuerpo humano sin superposición de estructuras [13].

¹Del inglés: “Computed Tomography”.

1. INTRODUCCIÓN

Sin embargo, el diagnóstico médico no se basa exclusivamente en el examen anatómico del paciente, también, en algunos casos, se requiere evaluar el desempeño fisiológico de algún órgano o tejido [12]. Así, los estudios dedicados a dicha evaluación son conocidos como funcionales. El **SPECT**¹ es un estudio de este tipo, en el que el paciente se transforma en una fuente emisora de radiación por la incorporación de un radionúclido, es decir, una sustancia radiactiva que, en este caso, es emisora de rayos gamma. La concentración y procesamiento del radionúclido en el órgano o tejido que se busca estudiar son indicativos del estado del paciente. Otro estudio similar, el **PET**², identifica los fotones de aniquilación coincidentes que son producidos por la colisión entre los positrones emitidos por un radionúclido en el interior del cuerpo del paciente y los electrones atómicos de su cuerpo.

La aplicación de la radiación ionizante en el diagnóstico clínico es fundamental, pero no es la única. También pueden observarse sus alcances en el área de tratamiento de enfermedades, específicamente, en radioterapia. La radioterapia es un tratamiento localizado en el que la radiación ionizante participa para combatir el cáncer [14]. El propósito de este procedimiento es impartir la dosis absorbida de forma adecuada y homogénea al tejido maligno provocándole un daño irreparable [15], mientras se minimiza la dosis absorbida por el tejido que rodea la región de irradiación [16]. Actualmente, las técnicas aplicadas en radio-oncología permiten impartir distribuciones de dosis absorbida con una alta conformalidad y precisión al volumen de interés. Cualquier error en la impartición de la dosis absorbida durante la irradiación por medio de las técnicas modernas puede resultar en una dosis absorbida inadecuada al tejido maligno o, en su defecto, en una alta dosis absorbida por los órganos vitales adyacentes [5], por lo que en radioterapia se debe contar con un control estricto de la dosis absorbida. Así, la determinación de la distribución de la dosis absorbida en 3D en un material tejido equivalente, previo a la irradiación, puede reducir considerablemente cualquier posible error [5].

1.1. Antecedentes

En teoría, la irradiación de un tumor no es compleja pues únicamente se requiere asegurar que la dosis absorbida prescrita sea impartida en la totalidad del volumen del tejido blanco. Aunque para un tratamiento clínico dicha condición sea necesaria, no es suficiente, debido a que se puede superar la tolerancia a la dosis del tejido sano circundante y con ello se puede comprometer de manera importante su funcionamiento. Por ello, se requiere identificar de manera precisa la distribución de dosis absorbida durante un tratamiento y que dicha distribución se realice de tal forma que se salvaguarde el tejido sano. Un parámetro importante en radioterapia para cuantificar dicha condición

¹Del inglés: “Single Photon Emission Computed Tomography”.

²Del inglés: “Positron Emission Tomography”.

es el gasto terapéutico que se define como el cociente entre la probabilidad de control tumoral (**TCP**¹) y la probabilidad de complicaciones del tejido sano (**NTCP**²). En otras palabras, es pertinente aumentar la TCP de tal forma que se asegure la dosis absorbida y minimizar la NTCP. Para este fin, se han desarrollado diversas técnicas de tratamiento por medio del uso de aceleradores lineales (**Linac**³).

1.1.1. Radioterapia conformal (CRT)

La radioterapia conformal (**CRT**⁴) consiste en haces estáticos con geometrías o configuraciones determinadas por colimadores multihojas (**MLC**⁵) o bloques.

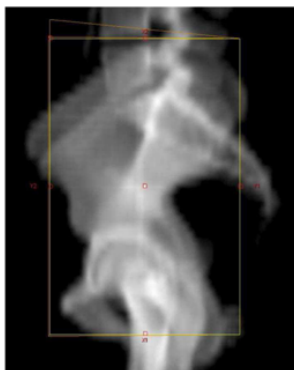


Figura 1.1: Referencias anatómicas (cuadros rojos) y campo de radiación (cuadro amarillo) [16]

La combinación de diversos haces implica que más allá de consideraciones geométricas se debe tomar en cuenta la distribución de dosis absorbida en tres dimensiones. Esto permitiría estimar de manera precisa la dosis absorbida en el centro del volumen blanco y en la frontera de los haces [5]. Por ello, en esta técnica se define el área a tratar a través de marcas en el cuerpo del paciente, como se muestra en la figura 1.1. En dicha región se define el campo de radiación único, o en su caso, los campos múltiples. Así, la intersección de los haces de radiación genera una región con forma de bloque localizada en el centro del volumen a irradiar, donde la distribución de dosis absorbida es alta. Una ventaja de esta técnica es la simplicidad para su diseño [17].

Sin embargo, la simplicidad del diseño conlleva un alto costo, ya que puede comprometer órganos adyacentes que se encuentren en el camino del haz. En la actualidad, para realizar la planeación de la radioterapia conformal en el hospital se requiere de un equipo de CT, con el cual se obtiene una imagen anatómica del paciente y se delimitan

¹Del inglés: “Tumoral Control Probability”.

²Del inglés: “Normal Tissue Complication Probability”.

³Del inglés: “Linear Accelerator”.

⁴Del inglés: “Conformal radiotherapy”.

⁵Del inglés: “Multi-leaf collimator”.



Figura 1.2: Delineación de tumor y órganos en riesgo [17].

los órganos blancos y los órganos en riesgo, entre otros aspectos técnicos. Sin embargo, esta modalidad de imagen no es la única utilizada para estos fines. También son utilizados el ultrasonido y la resonancia magnética, así como modalidades de imágenes funcionales como el PET y SPECT. Aunque estas últimas modalidades son útiles, pero no son indispensables.

Para la impartición de un tratamiento de radioterapia conformal, el tumor es previamente identificado y dibujado por el médico. En la figura 1.2 se observa el delineado del corazón (en rojo), el tumor (morado), el esófago (amarillo), espina dorsal (azul) y pulmones (verde) [5]. Los haces de radiación son modelados en función del órgano blanco, con el fin de salvaguardar la integridad de los tejidos sanos [16]. En la figura 1.3 (izquierda) se observa la determinación del campo de radiación en un plano de la imagen de CT adquirida [17]. En la figura 1.3(derecha) se muestra la técnica de caja con cuatro haces de radiación en un tratamiento de próstata y de nódulos pélvicos linfáticos.

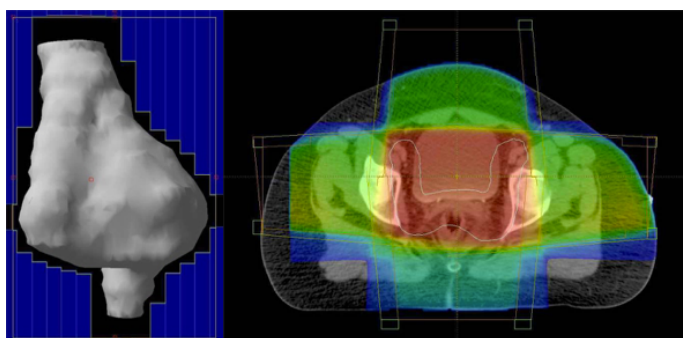


Figura 1.3: (Izquierda) Determinación del campo de radiación y delineación del tumor (en blanco) en un corte de la imagen CT. Los campos se determinan por los colimadores multihojas (en azul). (Derecha) Código de colores para la dosis absorbida con una técnica de caja, la región de dosis alta absorbida se encuentra en rojo [16].

1.1.2. Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

La radioterapia de intensidad modulada (**IMRT**¹) tiene dos diferencias fundamentales con la radioterapia conformal [16]:

- Haces con intensidad no uniforme.
- Planeación computacional inversa.

La distribución de dosis absorbida se calcula subdividiendo cada haz en secciones, las cuales pueden tener diversas intensidades [5]. Estas intensidades se obtienen al moderar la fluencia de fotones a través de los MLC. Para ello, se deben considerar los aspectos mecánicos del sistema, como la velocidad de los MLC, transmisión y tamaño de las subdivisiones del haz, entre otros. La técnica más empleada consiste en el movimiento del cabezal del acelerador lineal en diversas posiciones como función del número de haces. En cada posición, la intensidad del haz es variada como consecuencia del movimiento continuo de los MLC [5]. La determinación de la posición y el número de haces a utilizar se obtiene a partir de la especificación de la dosis absorbida a impartir al volumen blanco y la dosis absorbida de tolerancia a los volúmenes sanos. Con dicha información el sistema de planeación ajusta el tratamiento de la mejor manera posible [16].

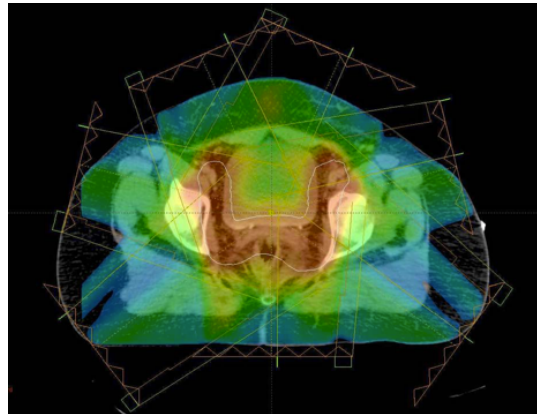


Figura 1.4: Código de color para un tratamiento de próstata con IMRT. En rojo la región de mayor dosis absorbida [5].

De acuerdo con el documento IAEA-TECDOC-1588 [5], se puede definir un plan de tratamiento de IMRT como un plan de dosis absorbida y tratamiento optimizado usando técnicas de planeación inversa con haces modulados. En la figura 1.4, se observa un tratamiento de próstata y de nódulos pélvicos linfáticos con IMRT. También, se puede observar las secciones en las que se divide cada haz, así como una región de dosis alta bien definida.

¹Del inglés: “Intensity Modulated Radio-Therapy”.

1.1.3. Terapia de arco modulada volumétrica (VMAT)

Conocida como **VMAT**¹, consiste en la impartición del tratamiento por medio del movimiento continuo de los MLC mientras el cabezal del acelerador rota alrededor del paciente con una trayectoria en forma de arco; de ahí el nombre de esta técnica.

Con esta técnica se modula la velocidad de giro de cabezal, el movimiento continuo de los MLC y la tasa dosis absorbida durante la impartición del tratamiento. La intensidad del campo de radiación y la tasa de dosis están modulados por el movimiento de los MLC. Debido a estas características se minimiza el tiempo de irradiación del paciente, lo que representa una mejora en la entrega del tratamiento con respecto IMRT [18].

En la figura 1.5 se observa un ejemplo del movimiento del cabezal del acelerador lineal durante un tratamiento con la técnica de terapia de arco volumétrica.

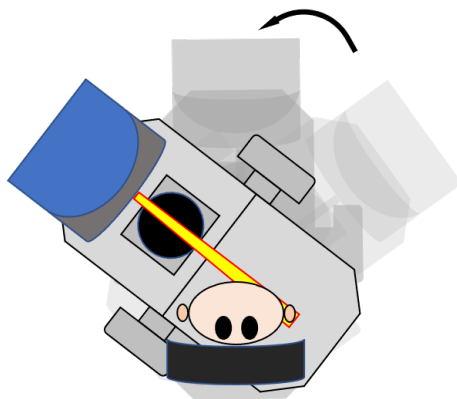


Figura 1.5: Movimiento del cabezal del acelerador lineal bajo la técnica de VMAT.

1.1.4. Garantía de calidad

Es fundamental en un tratamiento de radioterapia brindar la mayor calidad posible, ya que “cada paciente de cáncer tiene derecho de recibir el mejor tratamiento posible para alcanzar la cura, el control a largo plazo o la paliación: esta es la meta más importante de la gestión del paciente con cáncer” de acuerdo con el Consejo Inter-Sociedades de Oncología Radiológica [19].

El término “calidad” en radioterapia se relaciona con el conjunto de características que durante un procedimiento de radioterapia satisfacen los criterios preestablecidos para el cuidado del paciente [20]. Adicionalmente, de acuerdo con las Normas Básicas Internacionales de Seguridad [21], en radioterapia se establece como objetivo la irradiación del tejido blanco en apego a la dosis establecida durante la planeación y,

¹Del inglés: “Volumetric Modulated Arc-Therapy”.

paralelamente, la reducción de la exposición a la radiación del tejido sano al nivel más bajo posible.

Para el correcto cumplimiento del estándar de calidad es necesario satisfacer tres aspectos, además del diseño y construcción de la institución donde se presta el servicio de salud. El primer aspecto comprende al **personal**, el cual debe estar constituido por profesionales del campo de radioncología, físicos médicos y técnicos en radioterapia. El personal debe estar actualizado continuamente. El segundo aspecto está asociado con el **equipamiento** de las unidades de radioterapia, las cuales deben ser propicias para el tipo de tratamiento ofrecido. Además, debe incluir un plan de mantenimiento y reparación. Por último, el tercer aspecto es un **programa de garantía de calidad**, el cual debe garantizar la calidad en el servicio de acuerdo con criterios establecidos internacionalmente. El correcto funcionamiento y aplicación de este aspecto es responsabilidad de la institución, así como de los administradores y profesionales de las múltiples áreas que ahí laboran [20].

En particular, el conjunto de pruebas diseñadas para asegurar el funcionamiento seguro y eficaz del equipo de radioterapia se denominan como pruebas de control de calidad (**QC**¹). Las pruebas de QC involucran a las instalaciones, a los equipos utilizados y a los procedimientos mismos. Para la aplicación de los protocolos de QC, además de requerir personal adecuadamente capacitado, se necesitan de instrumentos de prueba específicos, tales como los sistemas dosimétricos para medir distribuciones de dosis [22].

1.1.4.1. Verificación paciente-específico

En IMRT, la dosis impartida al paciente tiene poca relación con las unidades monitor (**UM**) [5], las cuales son una medida de la radiación impartida por la unidad de radioterapia y, por convención, equivalen a 1 cGy de dosis absorbida en agua en condiciones de calibración específicas [23].

La aplicación de un tratamiento de radioterapia utilizando la técnica de IMRT puede acarrear errores desde la planeación hasta la impartición de la dosis. En particular, los errores durante la impartición pueden deberse a fallas en el posicionamiento, aceleración y desaceleración de los MLC; transmisión de la radiación a través del cuerpo de los MLC; retrodispersión de la radiación por efecto del cuerpo del paciente; estabilidad del cabezal de la unidad de radioterapia durante la rotación; estabilidad de la camilla del paciente y constancia del haz de radiación [24].

Por ello, dentro del programa de garantía de calidad debe incluirse una verificación paciente-específico para el QC del plan de tratamiento con el que idealmente se

¹Del inglés: “Quality Control”.

pretende irradiar al paciente [24]. De tal modo que las pruebas QC de un plan de tratamiento con IMRT son utilizadas para evaluar la exactitud de la dosis impartida y el funcionamiento de la unidad de radioterapia [5]. Así, se reducen posibles errores y se salvaguarda la seguridad del paciente [24].

Para efectuar las pruebas QC paciente-específico, posterior a la creación del plan de tratamiento del paciente, se seleccionan movimientos específicos de los MLC como función de la posición del cabezal de la unidad de radioterapia y se calcula la dosis a impartir en un maniquí homogéneo. Posteriormente, un maniquí físico es irradiado bajo las mismas condiciones de cálculo con el objetivo de medir la dosis. La dosis calculada y medida son comparadas y con base a criterios establecidos por la institución, se analiza si el plan de tratamiento es adecuado para su aplicación en el paciente [24].

En la etapa de comparación y análisis pueden surgir errores asociados a la medición [24]. Por ejemplo, la diferencia geométrica y física de las composiciones del maniquí en el que se coloca el instrumento de medición y el cuerpo del paciente puede significar una diferencia en la atenuación y dispersión del haz de radiación. Esto puede impactar en la distribución de dosis impartida en uno u otro medio [24].

1.1.4.2. Metodología convencional para QC

Actualmente, la película radiocrómica es utilizada en la clínica para los procedimientos de QA en IMRT. El funcionamiento de la película radiocrómica es similar al presentado con la dosimetría en gel: la radiación ionizante interacciona con los monómeros del material y, en consecuencia, se forman polímeros en el medio; la respuesta de la película radiocrómica a la radiación se cuantifica con la densidad óptica. La metodología seguida para la aplicación de la película radiocrómica en dosimetría se puede dividir en el proceso de calibración y la medición de la dosis para QC. En el proceso de calibración se irradia la película con un haz de radiación caracterizado a una dosis conocida y se registra la respuesta de la película. Como resultado del proceso de calibración se construye una curva de dosis impartida *versus* la densidad óptica neta. En el proceso de medición de la dosis se irradia la película radiocrómica a una dosis desconocida, se obtiene la densidad óptica como respuesta y con base a la curva de calibración se determina la dosis que se impartió. Finalmente, se compara la dosis medida con la calculada por el TPS. Esta metodología es extensa, requiere de tiempo y puede involucrar diversas fuentes de incertidumbre durante el proceso de calibración o de medición de dosis [25].

Aunque la dosimetría con película radiocrómica es principalmente utilizada en dos dimensiones, se puede extender a tres por medio del uso de maniqués o contenedores que agrupen las películas en diferentes planos, como se ha presentado en trabajos previos [26]. Sin embargo, su uso resalta en campos de radiación con altos gradientes de dosis, en los que la calidad y la cantidad de la información obtenida supera el costo de

adquisición y análisis [25].

También los dispositivos de imagen, como los **EPID**¹ son utilizados en servicios de radioterapia. Estos dispositivos pueden ser clasificados en tres clases de acuerdo con la tecnología empleada para la detección de la radiación ionizante. La primer clase de EPIDs es conocida como matriz de cámara de ionización y está constituida de electrodos separados por 2,2,4-trimetilpentano, que es el volumen sensible a la radiación ionizante. Los iones son colectados al aplicarse una diferencia de potencial a los electrodos. Posteriormente, la señal es convertida a pulsos eléctricos que son interpretados por el sistema para formar la imagen. La segunda clase son los EPIDs basados en cámara de vídeo que consisten de una placa de metal y una pantalla fluorescente de oxisulfuro de gadolinio. Los iones producidos en la pantalla y en la placa de metal producen luz en la pantalla fluorescente, que es captada y digitalizada por la cámara. La limitación de esta clase de EPIDs yace en la efectividad para la emisión y la detección de la señal luminosa [27]. La tercer clase y la más actual es similar a la anterior, con la diferencia de que la luz visible es captada por una matriz de fotodiodos de silicio amorfo (aSi) y, posteriormente, es convertida en una señal eléctrica [28].

Los dispositivos EPID tienen aplicación, entre otras, en la verificación paciente-específico para las técnicas de IMRT, lo que implica una disminución de la carga de trabajo y tiempo de operación, a diferencia de la película radiocrómica. También pueden aplicarse para la verificación del posicionamiento del paciente antes de iniciar el tratamiento, si se comparan las imágenes adquiridas con otras de referencia. Los dispositivos EPID son instrumentos precisos para el cumplimiento de las tareas descritas previamente por su resolución espacial de 2 mm y el contraste que ofrecen en sus imágenes [27].

Otro método utilizado para la verificación QC paciente-específico consiste en el uso de un arreglo bidimensional de cámaras de ionización (~ 800). Este procedimiento es rápido, no requiere de calibración adicional de las cámaras de ionización, no requiere de dispositivos adicionales para su uso y se ha reportado en estudios previos que es sensible para detectar diferencias entre la dosis calculada y la medida [29], aunque con anterioridad se encontró mejor acuerdo entre la dosis calculada y la medida con el arreglo bidimensional de cámaras de ionización, que con la película radiocrómica en planes de tratamiento de próstata con IMRT [30]. Lo que puede indicar una menor sensibilidad del arreglo bidimensional para detectar errores.

¹Del inglés: “Electronic Portal Imaging Device”.

1.1.4.3. La dosimetría 3D en QC

Estudios recientes del IROC-Houston¹ reportan que cerca del 20-30 % de instituciones que participaron en el proceso de certificación, auspiciado por el National Cancer Institute (NCI²) de los EUA fallaron en la entrega de tratamientos, que concuerdan con sus propios planes de tratamiento, de acuerdo con los criterios de IROC [31]. Lo destacado del estudio es el uso de maniqués antropomórficos de cabeza, pelvis, columna vertebral y pulmón, en los que se colocaron dosímetros, tales como TLDs³ y películas radiocrómicas, en diversas regiones y planos de interés [32]. La dosimetría tridimensional que se realiza usando estos maniqués puede revelar errores en la impartición del tratamiento que no se detectan con el uso de película radiocrómica al utilizarse en un solo plano de evaluación.

De manera independiente H. Shin *et al.* [33] reporta una comparación de las dosis calculadas con las impartidas en tratamientos de VMAT con tres dispositivos distintos: una cámara de ionización, un maniquí con película radiocrómica en su interior y el maniquí tridimensional “ArcCheck” que funciona con diodos. Se observó que el dosímetro 3D es más sensible para detectar los posibles errores entre la dosis calculada y la medida, bajo criterios estrictos de variación de la dosis y distancia del 2 % y 2 mm, respectivamente. En opinión de los autores, esto podría deberse a la limitación física de la película radiocrómica; que solo puede registrar la dosis en una cara de la misma, mientras el cabezal del acelerador lineal gira en torno al maniquí. Por lo que limitaron los movimientos del cabezal del acelerador, de tal forma que solo consideraron aquellos efectuados sobre el volumen sensible de la película.

Actualmente, la aplicación de la dosimetría tridimensional en la clínica descansa en la alta resolución espacial que esta puede ofrecer, la visualización tridimensional de la dosis, la posibilidad de fabricar maniqués antropomórficos que pueden permitir el análisis de la dosis impartida a un volumen blanco y a los tejidos sanos circundantes; lo cual no se puede obtener a partir de la metodología convencional [32]. Los procedimientos convencionales de QC para tratamientos con IMRT están lo suficientemente estandarizados para la práctica diaria, por lo tanto, inhiben la aparición de los dosímetros 3D en la clínica. Sin embargo, la fortaleza de la dosimetría 3D no se reduce a su aplicación en procedimientos de QC, más bien, adquiere un papel más trascendental en la simulación de todo el proceso por el que atraviesa un paciente real en un servicio de radioterapia. Es decir, simula el proceso completo y no solo una parte de él [32].

Existen tres razones fundamentales por las que la dosimetría 3D podría aplicarse de esta forma [34]. La primera, observar si existen discrepancias entre la dosis calculada y la medida considerando la dispersión y absorción del haz de radiación con el ma-

¹Del inglés: “Imaging and Radiation Oncology Core-Houston”.

²Del inglés: “National Cancer Institute”.

³Del inglés: “Thermoluminescent dosimeter”.

maniquí tridimensional. La segunda, observar posibles errores del acelerador lineal en la impartición de la dosis que no pueda ser observado por los otros dosímetros. La tercera, proveer información sobre errores asociados al acomodo de los pacientes en la camilla de la unidad de radioterapia. Esencialmente, la metodología para el uso de los maniqués como pacientes simulados, consiste en: adquisición de una imagen radiológica del maniquí previo al tratamiento, colocación de marcadores para la replicación del posicionamiento en la unidad de radioterapia, planeación del tratamiento sobre la imagen del maniquí, impartición del tratamiento y comparación de la dosis impartida con la calculada por el TPS.

1.1.5. La dosimetría 3D de gel

En años recientes, los dosímetros de gel considerados como materiales tejido-equivalentes han proporcionado una solución para la determinación de distribución de dosis absorbida en 3D en campos de radiación complejos [35]. El funcionamiento de los dosímetros llamados **BANG** (Bisacrelamida, acrelamida, nitrógeno y gelatina) gel se basa en la polimerización inducida por la radiación ionizante que incide en los monómeros de acrílicos que se encuentran en solución acuosa dentro del mismo [36]. La concentración de las micropartículas de polímeros en cualquier punto dentro del gel es proporcional a la dosis absorbida [17, 35] y al coeficiente óptico de atenuación [37] en ese punto. Dicha concentración se puede observar visualmente por inspección [35, 38] como en el caso de las películas radiocrómicas. De tal forma que se puede estimar la distribución de la dosis absorbida en 3D dentro del dosímetro usando cualquiera de los métodos de imágenes médicas tales como resonancia magnética, tomografía computarizada, ultrasonido o tomografía óptica computarizada debido a los cambios en la estructura del gel irradiado. En este trabajo se utiliza la tomografía óptica computarizada por su precisión, su alta resolución espacial, rapidez y su probada caracterización de la distribución de la dosis absorbida en 3D [39].

Los geles BANG ofrecen una variedad de aplicaciones para diversas prácticas en radioterapia, incluyendo la distribución de la dosis absorbida en 3D debida a irradiación de campos pequeños, tratamiento de braquiterapia, campos complejos producidos por colimadores multihojas e incluso mapas de dosis absorbida de alta resolución debido a partículas pesadas como los protones [35]. Además, dado que los geles pueden adoptar la forma del contenedor en el que se encuentra, estos se pueden utilizar para construir maniqués antropomórficos de tal forma que contengan “órganos” como huesos o pulmones con diferentes densidades y composiciones atómicas [35].

Posterior a la irradiación del gel dosimétrico, el proceso de lectura se realiza con un tomógrafo óptico computarizado, cuyo principio de operación está basado en la densidad óptica por unidad de longitud (coeficiente óptico de atenuación) que depende de la dispersión de la luz por las micropartículas de polímeros y que es proporcional a la

1. INTRODUCCIÓN

dosis absorbida. Durante este proceso el haz de luz de 5 mW y 635 nm incide sobre una lente que esta montada sobre un soporte y apunta en la dirección de un cilindro de vidrio de hasta 240 mm de diámetro [37]. Dentro del cilindro se coloca el gel irradiado. Los rayos de luz que inciden en el gel son paralelos entre sí y convergen fuera de éste a una distancia determinada por la longitud focal dada por: $f=r/(n-1)$, donde r es el radio del cilindro y n es el índice de refracción de éste [20]. El haz de luz dispersada por el gel es colectado por un detector de silicio de 1 cm^2 mientras el cilindro contenedor rota con velocidad de 15 proyecciones por segundo. Finalmente, los datos recabados son procesados en un código de reconstrucción de imagen escrito en MATLAB. El análisis final de los datos se puede llevar a cabo en el programa de dominio público Image-J [37–39].

Entonces, resulta evidente que antes de la fabricación, caracterización y aplicación de los geles BANG en la clínica, se requiere que el tomógrafo óptico sea instalado y caracterizado, ya que es esencial para la posterior lectura de los dosímetros 3D.

1.2. Justificación

La estimación de la dosis absorbida por medio de los sistemas de planeación en las técnicas modernas para el tratamiento de enfermedades requiere de un control estricto en la irradiación, con el fin de evitar la exposición innecesaria de los órganos vitales sanos adyacentes al tejido blanco. Por lo que el uso del BANG gel como dosímetro y el tomógrafo óptico computarizado, en su conjunto, abren la posibilidad para determinar, en distintos casos clínicos, la distribución de la dosis absorbida en 3D con una alta resolución espacial; lo cual no puede alcanzarse con la metodología convencional. De tal forma que se busca asegurar la efectividad y la seguridad en los distintos procedimientos de radioterapia. Por ello, la instalación y la caracterización del tomógrafo óptico de alta resolución representan un paso fundamental en la posterior aplicación clínica de la dosimetría 3D con gel.

1.3. Objetivo general

El objetivo de este trabajo es caracterizar un escáner óptico comercial de alta resolución para dosimetría tridimensional de gel.

1.4. Objetivos particulares

- Instalación del tomógrafo óptico.
- Establecimiento de valores base de absorbancia óptica y ruido.

- Evaluación de uniformidad y presencia de artefactos en las imágenes de absorbanza óptica.
- Verificación de la repetibilidad de la distribución de absorbanza óptica.

Conceptos básicos

2.1. Gel radiocrómico: dosimetría en tres dimensiones

En el ambiente clínico es habitual el uso de las cámaras de ionización (CI) para la calibración de los haces de radiación y para la verificación de algunos planes de tratamiento. Estos dispositivos miden la carga producida por el haz de radiación debido a los procesos de ionización en el medio en el que son colocadas. A pesar de su practicidad y su alta precisión su funcionamiento está constreñido a una dimensión.

Existen maniqués para la verificación, en tres dimensiones, de diversos planes de tratamiento, los cuales permiten la determinación bidimensional de la dosis como función del tiempo y el ángulo del cabezal del acelerador. Para ello se utilizan CI dispuestas en un área rectangular en el interior de un maniqué que rota en sincronía con el cabezal. El “Octavius 4D” es un dispositivo comercial de este tipo [40]. La dosis en tres dimensiones se estima por medio del uso de las curvas de dosis en profundidad¹, previamente adquiridas con una CI. Aunque la reconstrucción de la dosis en tres dimensiones es posible con esta metodología no es una medición directa.

También se utilizan las películas radiocrómicas para la verificación de planes de tratamiento, puesto que es un material con alta resolución espacial (0.1 mm) [41]. Anteriormente, la dosis absorbida se estimó en tres dimensiones a través de un arreglo de películas radiocrómicas colocadas en diferentes planos bidimensionales [26]. Sin embargo, su colocación y posterior análisis es complejo. Además, con el uso de películas radiocrómicas, CI y maniqués de verificación es complicado medir con precisión la dosis absorbida en las regiones de altos gradientes de dosis [42].

Recientemente, se desarrollaron geles para medir la dosis absorbida en tres dimensiones dentro de un ambiente clínico. Debido a su diseño físico esta clase de maniqués

¹Esta medición consiste en adquirir valores de carga a diferentes profundidades en agua. Todas las medidas se normalizan al mayor valor de carga medido.

tienen beneficios que se pueden explotar: no es necesario realizar mediciones adicionales como las curvas de dosis en profundidad, su colocación en el acelerador lineal es práctica, se pueden construir maniqués antropomórficos con densidad y composición atómica variable con el objetivo de simular diferentes órganos [35]. Además, se puede detectar la dosis absorbida en regiones de altos gradientes de dosis, por lo que el uso de esta clase de gel dosimétrico sugiere una alternativa para la verificación de planes de tratamiento que debe ser explorada.

2.1.1. Composición y funcionamiento

El gel BANG está compuesto en un 70 % de agua (H_2O), 12 % de gelatina ($C_{17}H_{32}N_5O_6$), 12 % de un compuesto de alta viscosidad cuya formulación es propiedad del fabricante ($C_xH_yO_z$) y 6 % de ácido metacrílico ($C_3H_4O_2$)_n [37]. Tiene una densidad de $(1.03 \pm 0.03) \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ [37] y un número atómico efectivo de ~ 7.14 [35]. Por lo tanto, su composición lo hace un gel músculo-equivalente.

El funcionamiento de este gel se basa en la polimerización en cadena por radiólisis (**RCP**¹). En términos generales, la RCP consiste en tres pasos: el inicio, la propagación y la terminación. El proceso iniciador comienza con la interacción de la radiación ionizante con el medio acuoso del gel. Esto produce radicales libres, tales como: grupos hidróxilos (OH), hidrógeno (H), electrones solvatados (e_{aq}^-) y peróxido de hidrógeno (H_2O_2) [43]. La distribución de los radicales libres está determinada por las trayectorias de los electrones secundarios y la radiación primaria que ioniza el medio acuoso. En el medio acuoso están embebidos monómeros de ácido metacrílico que interactúan con los productos de la radiólisis del agua; en consecuencia, un primer monómero se adiciona con un radical libre [44].

La unión entre el primer monómero y el radical libre permite que el enlace covalente se lleve a cabo con otro monómero; por consiguiente, el proceso se replica de manera acelerada [44] propagando la cadena de monómeros. En la figura 2.1 se observa un esquema de la iniciación y propagación de la polimerización en cadena.

Para reducir la movilidad de los polímeros en la matriz de gelatina se utiliza un compuesto de alta viscosidad [37]. Además, dado que las cadenas de polímeros probablemente son más grandes que el tamaño del poro de la gelatina, éstas permanecen en su posición con el tiempo [35]. Este material viscoso debe manejarse en concentraciones bajas, en caso contrario, se reduce la sensibilidad del gel a la radiación ionizante puesto que disminuye la reactividad de los monómeros a enlazarse [42].

La fase de terminación de la cadena de polimerización es la que el polímero no cambia en extensión puede inducirse por cuatro procesos [44]. El primero consiste en la combinación de dos cadenas de polímeros. La segunda posibilidad sucede en aquellos

¹Del inglés: “Radical Chain Polymerization”.

2. CONCEPTOS BÁSICOS

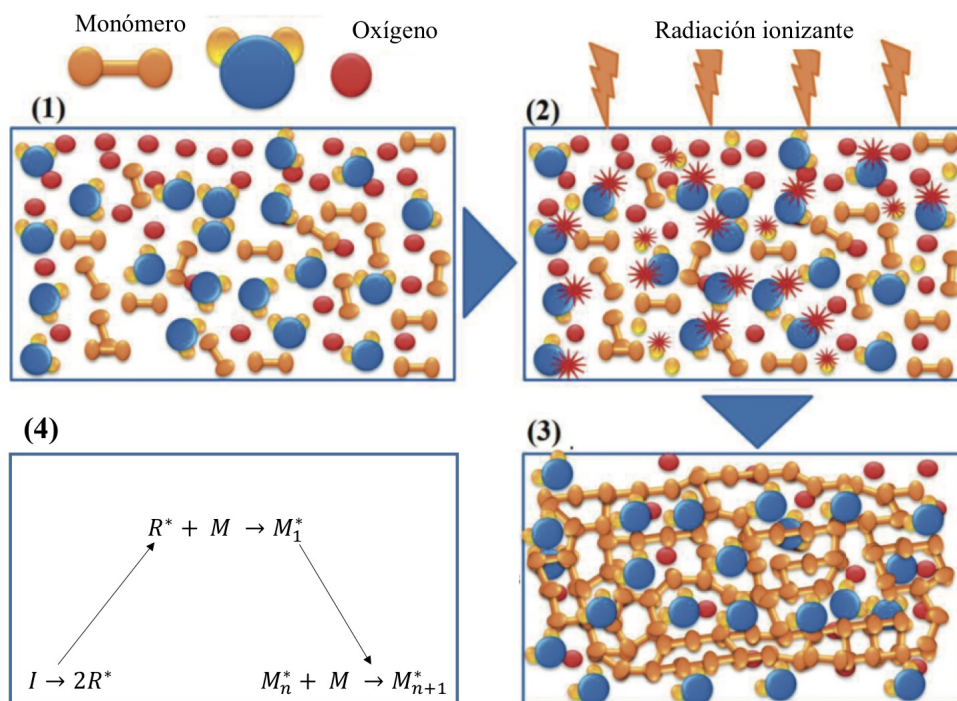


Figura 2.1: En (1) se observa el estado inicial del gel; se describen los monómeros M y el agua en la matriz de gelatina, (2) posterior a la incidencia de la radiación ionizante I en el gel se producen los radicales libres R . Finalmente, (3) los radicales libres se unen a monómeros y estos se enlazan covalentemente con otras unidades para formar la cadena de polímeros M_{n+1} [45]. En (4) se observa un diagrama de flujo que esquematiza sucintamente lo descrito anteriormente.

casos donde existe una reacción de desproporción que involucra la transferencia de un átomo de hidrógeno entre las dos cadenas. Por lo tanto, se producen dos cadenas de polímeros independientes. Siguiendo la nomenclatura presentada en la figura 2.1 se puede describir este proceso como



Una tercer vía de terminación es por medio de la combinación del polímero con un nuevo radical libre.



El último proceso de terminación es por medio de inhibición de la polimerización por oxígeno [42]. Por ello, debe extraerse el oxígeno del material durante toda su vida

útil. Así, el gel debe contenerse en recipientes de vidrio para reducir la difusión del oxígeno presente en el ambiente hacia el gel BANG [46].

Finalmente, cuando el polímero no cambia su estructura se conoce como polímero muerto. En caso contrario, se le conoce polímero vivo debido a que este puede agregar más monómeros a su cadena.

La agrupación de los polímeros formados en el gel es proporcional a la cantidad de radicales libres producidos por la radiación ionizante y, finalmente, a la dosis absorbida [42]. Macroscópicamente se observa una variación en la coloración del gel, el cual bajo condiciones normales es traslúcido. El cambio en la coloración del gel y la determinación de la dosis absorbida se puede cuantificar mediante la dispersión de la luz provocada por las partículas que se forman en el gel debido a la interacción con la radiación. Para ello, se puede utilizar un dispositivo conocido como tomógrafo óptico.

2.2. Absorbancia óptica

El principio básico por el cual el tomógrafo óptico de alta resolución funciona está basado en la absorción, dispersión y detección de un haz de luz de alta potencia, tal como un láser, que atraviesa un objeto dado. La información obtenida de este proceso físico se describe en términos de absorbancia óptica. La absorbancia óptica A se refiere a la fracción de luz que es absorbida por un material. Satisface la relación [1]

$$T + R + A = 1, \quad (2.3)$$

donde T y R son las fracciones de luz transmitida y reflejada, respectivamente. La absorbancia se describe matemáticamente como

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_T} \right), \quad (2.4)$$

donde la absorbancia o densidad óptica es DO , I_0 e I_T son la fracción de luz emitida y transmitida, respectivamente.

La densidad óptica para una trayectoria dada s en un gel es la integral de línea de la densidad óptica por unidad de longitud $A(r)$ a lo largo de dicha trayectoria [47], de modo que

$$DO = \int A(r) dr. \quad (2.5)$$

Si $A(r)$ es constante, entonces, la densidad óptica por unidad de longitud (**DOL**) es igual a

$$DOL = \frac{DO}{r}, \quad (2.6)$$

donde r es la longitud total de la muestra. La densidad óptica de una región específica en la trayectoria del haz de radiación es igual a la DOL multiplicada por la longitud de dicha trayectoria [48].

2.3. Escáner óptico (OCT)

En esta sección se describen los componentes que conforman al escáner óptico CT (OCT), el proceso de adquisición de valores de absorbancia y la reconstrucción de la distribución de absorbancia óptica. Los elementos que componen al tomógrafo son:

- Láser.
- Motor de escaneo.
- Espejo oscilante.
- Motor selector de corte.
- Lente de Fresnel
- Tanque de inmersión.
- Motor de rotación.
- Detector.
- Software.

A continuación se describe el funcionamiento de los componentes más importantes del tomógrafo óptico.

2.3.1. Láser

La generación de esta clase de radiación no ionizante se deriva de la susceptibilidad de un material activo a transitar de un nivel de energía basal a uno superior. Esto se debe a la movilidad electrónica en los orbitales atómicos causada por una fuente de energía externa. El medio excitable pueden ser iones en cristales, átomos o moléculas en estado gaseoso. Mientras que la fuente de energía puede ser una carga eléctrica o incluso otro láser [49].

Durante el proceso de desexcitación de los átomos del medio se emiten fotones con energías iguales a

$$\Delta E = E_2 - E_1, \quad (2.7)$$

donde E_2 y E_1 representan el estado de energía final e inicial, respectivamente. Seguidamente, los fotones son emitidos por el medio en todas direcciones y oscilan con cierta frecuencia en el interior de una cavidad. La cavidad en la que oscilan los fotones se conoce como resonador. La frecuencia y longitud de onda del haz láser emitido por el resonador quedan determinados como función de la longitud y curvatura de la cavidad. Los fotones emitidos en el eje del resonador colisionan con dos espejos reflejantes situados en los extremos opuestos del medio. Uno de estos espejos reflectores tiene una reflectividad aproximada del 100%, mientras que el otro de entre el 1% al 99%. Después, los fotones interactúan con el medio activo excitándolo y desencadenando una segunda avalancha de fotones. Una vez que el haz láser está formado, éste abandona la cavidad resonadora a través del espejo con menor reflectividad. El proceso se repite iterativamente hasta que cesa la fuente de energía externa [49].

La radiación electromagnética emitida por el medio dentro de la cavidad posee características muy particulares, tales como: es monocromática, es decir, que la radiación emitida tiene una longitud de onda estrecha; es direccional, lo que significa que el haz está colimado y casi no se dispersa como función de la distancia; es coherente, lo implica que todas las ondas electromagnéticas se mueven en fase; y es brillante que está asociado con la potencia medida en watts [49]. Debido a estas características, el láser es un instrumento útil en las aplicaciones tomográficas ya que a través de la predictibilidad en su propagación y a la posibilidad de modificar la salida del haz en la cavidad es posible variar la resolución espacial en la imagen.

Para determinar la resolución espacial del tomógrafo óptico en el plano de corte, el rango de Rayleigh¹ junto con el radio mínimo del haz son fundamentales, de tal forma que ambos parámetros determinan el tamaño de píxel de la imagen [39]: mientras mayor sea la longitud de onda del haz y menor el radio mínimo, mejor es la resolución espacial [49].

2.3.2. Lente de Fresnel

Una lente es un dispositivo refractante, es decir, una discontinuidad del medio predominante que produce un cambio en la trayectoria de la luz incidente [1]. Por lo que el diseño de una lente determina la dirección de propagación de la luz. Por ejemplo, las lentes esféricas poseen una superficie que se asemeja a la de una esfera, aunque estrictamente hablando, en su forma no lo es. En este caso, la interacción entre el haz láser y la lente esférica (ver figura 2.2) origina la refracción de la luz en dirección normal a la superficie de interacción. El diseño de la lente queda determinado por los índices de refracción del medio predominante n_1 y de la lente n_2 , el punto de incidencia del haz y el punto

¹Es una región en la que se determina la distancia z a la que el radio mínimo del haz w_0 se incrementa por un factor de $\sqrt{2}w_0$ [49].

2. CONCEPTOS BÁSICOS

focal o foco¹. Por ello, el espejo oscilante, en el tomógrafo óptico, se coloca en el punto focal del lente de Fresnel; para que la trayectoria del haz se comporte como lo esperado.

En la figura 2.2 se observa el haz láser divergiendo a partir de punto focal F , posteriormente, es refractado en la superficie de la lente y, finalmente, se vuelve paralelo en el interior y a la salida de la misma. Dado que el ángulo de incidencia θ_1 en el interior de la lente es igual a cero, el haz sigue un comportamiento paralelo al abandonarla, lo cual queda descrito por la ley de Snell

$$n_1 \text{ sen } \theta_1 = n_2 \text{ sen } \theta_2, \quad (2.8)$$

donde el ángulo de transmisión θ_2 es igual a cero en ese caso.

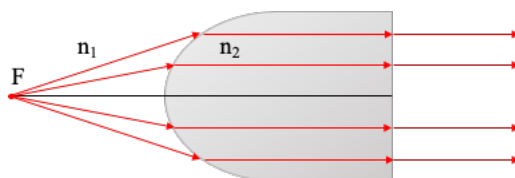


Figura 2.2: Lente esférica.

Una lente de Fresnel aprovecha las propiedades refractivas de la superficie curva de la lente esférica para reducir su material óptico tanto como sea posible [50]. Esencialmente, la lente de Fresnel comprime la superficie de la lente en un plano, como se observa en la figura 2.3a. Esta clase de lentes consisten en una serie de prismas de vidrio finitos con cierta altura, un ángulo de una pendiente y un ángulo perpendicular, colocados en patrones circulares sobre una base de plástico o de vidrio (ver figura 2.3b). La apariencia de los prismas sobre la base se asemeja a muescas o ranuras concéntricas [51].

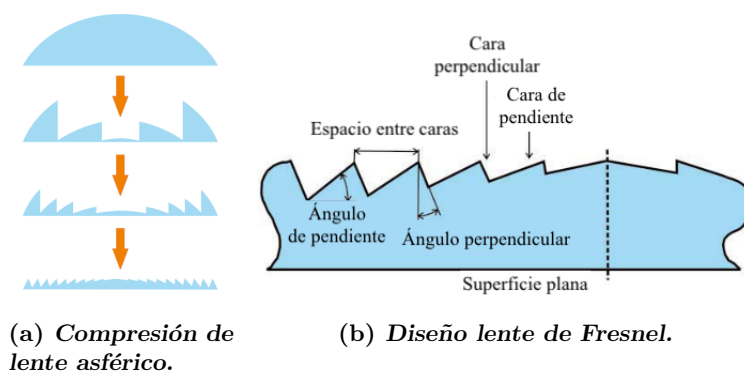


Figura 2.3: Lente de Fresnel [50].

¹Es el caso de un haz paralelo en el punto en el que haz converge o desde el que diverge al atravesar una lente convergente o divergente, respectivamente [1]

La lente de Fresnel se puede colocar de dos formas: con las ranuras de espaldas al haz divergente o con las ranuras de cara al haz como se muestra en la figura 2.4 [50, 51]. Bajo la primera configuración la lente funciona como colimador, es decir, convierte al haz láser o a la fuente puntual de luz en un haz paralelo. Mientras que bajo la segunda configuración, la lente es utilizada como colector de luz, por lo que el haz paralelo que incide en ella es concentrado en el punto focal [50]. Ambas configuraciones son utilizadas en el tomógrafo óptico; la primera antes del tanque de inmersión y la segunda después de este último.

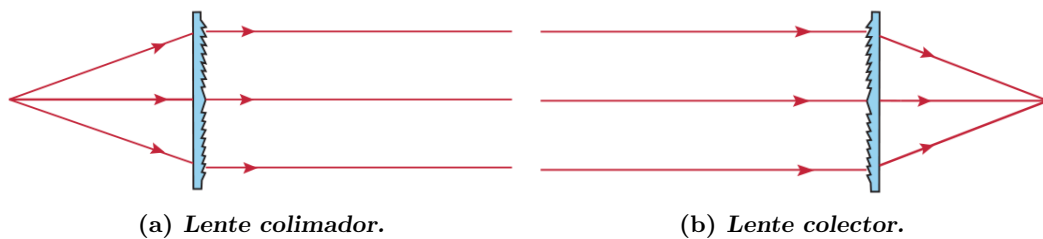


Figura 2.4: Usos del lente de Fresnel [51].

2.3.3. Tanque de inmersión

Después de ser refractado por la primera lente de Fresnel, el haz láser se traslada en aire, incide en la cara plana del tanque de inmersión y sigue una trayectoria recta de acuerdo con la ley de Snell. Considerando que en el interior del tanque de inmersión se coloca un maniquí esférico que contiene el gel dosimétrico para su análisis, dicho maniquí funciona como una lente que refracta el haz láser. Entonces, la atmósfera de aire del tanque debe modificarse para evitar la refracción del haz. Así, se agrega un componente para acoplar el índice de refracción del maniquí y el medio a su alrededor [52], de tal forma que el haz láser siga una trayectoria paralela en el interior del tanque.

En cuanto a la refracción del haz láser por el efecto del vidrio, en estudios previos se ha demostrado que la interfase de vidrio entre el interior del maniquí y la región exterior no afecta significativamente la trayectoria del haz [53], por lo que no es necesario agregar ningún componente óptico adicional.

Para acoplar los índices de refracción se utiliza una mezcla de propilenglicol y agua o etilenglicol y agua. El propilenglicol es un polímero líquido transparente o ligeramente amarillento con una estructura molecular bien definida. Su fórmula química es $C_{2n+2}H_{4n+6}O_{n+2}$ y su masa molar es variable en un rango desde $200 \text{ g}\cdot\text{mol}^{-1}$ hasta $600 \text{ g}\cdot\text{mol}^{-1}$. Este material puro o mezclado con agua es utilizado en la industria bioquímica, farmacéutica, médica, entre otros, por sus propiedades químicas que lo hacen poco tóxico, químicamente estable, no se evapora a temperatura ambiente, entre otras.

2. CONCEPTOS BÁSICOS

Entre las características fisicoquímicas apreciadas se destaca el índice de refracción debido a su utilidad en el estudio de sistemas de dispersión. El índice de refracción n de la mezcla de propilenglicol y agua es dependiente de la concentración del polímero x_1 de la forma

$$n = A - \frac{B}{(C + x_1)^D}, \quad (2.9)$$

donde A , B , C y D son parámetros libres. Experimentalmente, se encontró que el índice de refracción del propilenglicol mezclado con agua varía de un rango desde 1.33 hasta 1.46, dependiendo de su concentración [52].

El etilenglicol es una sustancia líquida sintética que absorbe agua y que no tiene olor. Su fórmula química es $C_2H_6O_2$. Este material es utilizado para fabricar anticongelante, líquido para frenos hidráulicos y en tintas para estampar, en bolígrafos y en talleres de imprenta. Es un material tóxico que puede provocar afectaciones a la salud por ingestión accidental [54]. El etilenglicol es utilizado en este trabajo por su alta disponibilidad comercial. Además, el índice de refracción del etilenglicol mezclado con agua varía en un rango desde 1.33 hasta 1.43 como función de la concentración [55], lo cual es adecuado para acoplarse con el índice de refracción del gel radiocrómico cuyos valores oscilan entre 1.336 y 1.36 como función de su composición [53, 56].

2.3.4. Difusor óptico

Este dispositivo dispersa el haz incidente en direcciones aleatorias para obtener perfiles de intensidad homogéneos y específicos en el plano focal. De esta forma se pueden diseñar elementos de geometrías específicas para obtener perfiles arbitrarios. Por ello, existen geometrías rectangulares, circulares, cuadráticas, elípticas y lineales en las que son producidos los difusores [57]. En la figura 2.5 se muestran las diferentes presentaciones de este material.

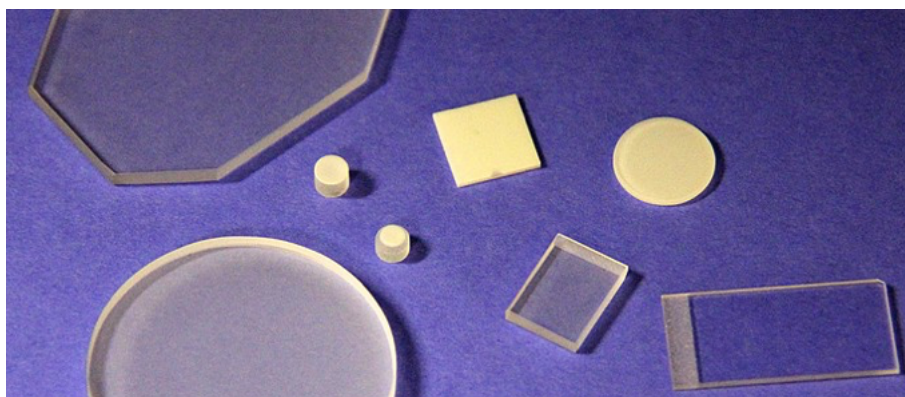


Figura 2.5: Diferentes clases de difusores [58].

Un difusor consta de una superficie o volumen refractivo. Existen materiales cerámicos, vidrios, plásticos o materiales con estructuras semi-aleatorias. Estos instrumentos ópticos constan de partículas de dimensiones similares a la longitud de onda de la luz dispersada. Si la longitud de onda es mayor que el tamaño de las partículas, el porcentaje de luz dispersada disminuye. Además, por las propiedades de los materiales que lo constituyen se maximiza la dispersión, mientras que la absorción y transmisión se balancean de acuerdo con las características del material [59].

Por otro lado, los difusores se pueden clasificar en dos clases: reflectivos o de transmisión. En los primeros, la dispersión ocurre en la superficie de un material opaco. En los segundos, la dispersión ocurre en el interior del volumen de un material transparente. Existe una clase de difusores que son semi-opacos, es decir, una parte de la luz es reflejada, mientras que otra es transmitida [60]. En este trabajo se utiliza un difusor semi-opaco. El difusor se acopla con el detector que transforma la señal luminosa en corriente.

2.3.5. Detector

La intensidad de luz que es transmitida a través del maniquí y el tanque es colectada por un fotodiodo colocado en el foco de la segunda lente de Fresnel [61]. El fotodiodo es un dispositivo sensible a la radiación electromagnética en el que los fotones incidentes excitan el material. Si la energía de los fotones es suficiente, entonces, se libera un electrón de la banda de valencia y es agregado a la banda de conducción. Complementariamente, un “hueco” es generado en la banda de valencia. Ambos, el electrón y el hueco, contribuyen al flujo de corriente en el semiconductor (Ver figura 2.6) [62].

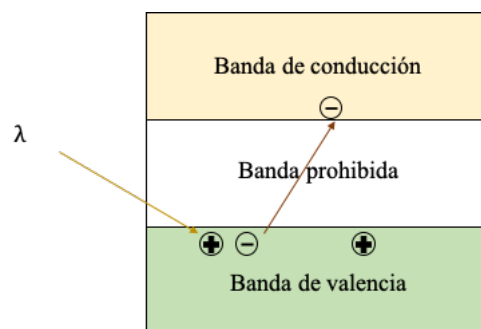


Figura 2.6: Excitación del material semiconductor.

Los materiales comúnmente utilizados son CdS, CdSe para el rango de luz visible. La respuesta de estos materiales a la luz sigue una tendencia como la mostrada en la figura 2.7. A bajas energías la respuesta del detector es pequeña ya que la energía no es suficiente para promover algún electrón a la banda de conducción, posteriormente,

2. CONCEPTOS BÁSICOS

si la energía es similar a la de la banda prohibida, entonces, la respuesta aumenta como consecuencia de la generación de portadores de carga. Finalmente, la respuesta decrece como función de la energía debido a los efectos de superficie [62].

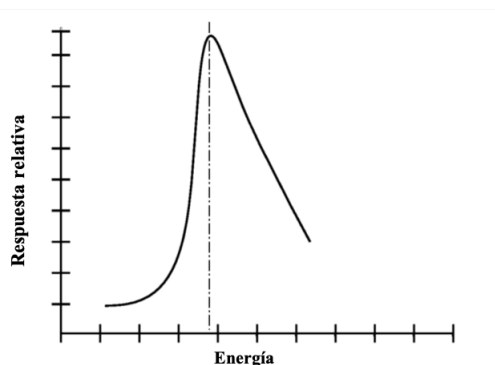


Figura 2.7: Curva de respuesta del fotodiodo como función de la energía del fotón [62].

El mecanismo de funcionamiento del fotodiodo se basa en la movilidad de electrones y huecos como se observa en la figura 2.8. Debido a la interacción de la radiación electromagnética con el semiconductor se producen pares de electrones-huecos. Si los electrones son generados a una distancia L_n de la interfase en el lado p , entonces, los electrones tienden a moverse a la región w donde existe un campo eléctrico E . Posteriormente, por efecto del campo eléctrico, los electrones cruzan al lado n . Análogamente, los huecos producidos en el lado n a una distancia L_p de la interfase tienden a moverse a la región con campo eléctrico. Después se trasladan al lado p del semiconductor. Así, la radiación electromagnética incidente produce una corriente en la interfase del semiconductor [62].

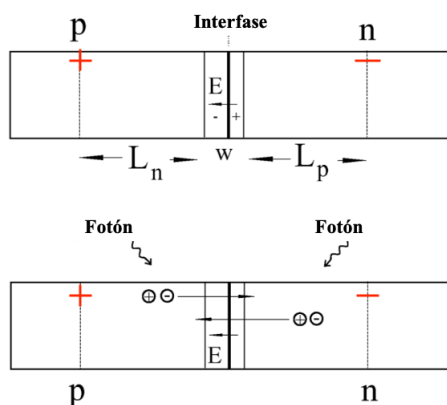


Figura 2.8: Generación y movilidad de electrones y huecos en el fotodiodo como respuesta a la interacción con la luz [62].

La corriente que fluye del lado p al n es medida en términos de voltaje a través de un circuito eléctrico conocido como “convertidor de corriente a voltaje”. Por lo que el voltaje es proporcional a la corriente generada y a su vez, ésta es proporcional a la radiación electromagnética [62].

2.3.6. Proceso de adquisición

El tomógrafo óptico se divide en seis componentes, los cuales se observan en la figura 2.9. El tanque (4) está integrado por el maniquí del gel radiocrómico, un líquido acoplador en el que éste está sumergido y un motor que rota al maniquí 360° .

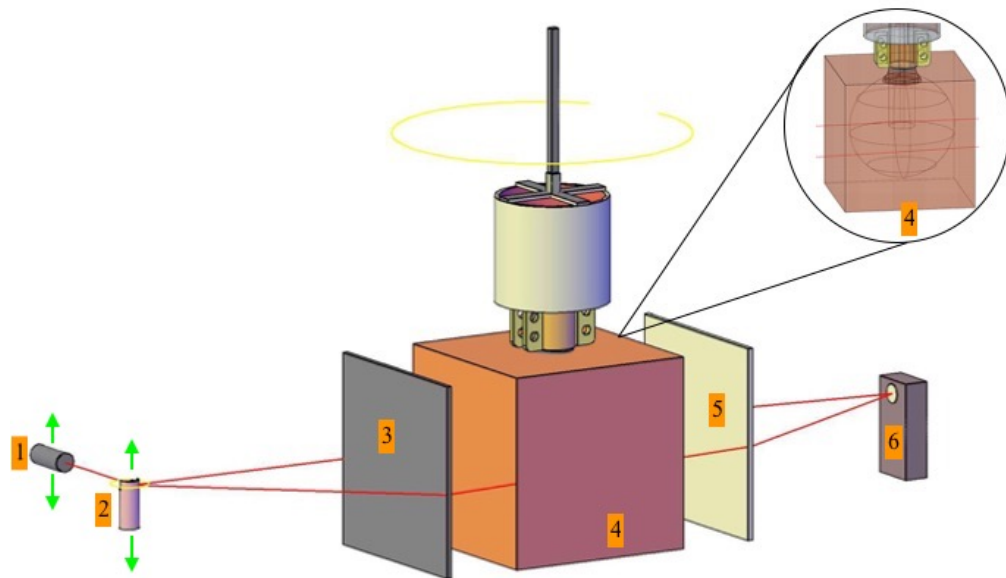


Figura 2.9: Diagrama esquemático que ilustra los componentes del tomógrafo óptico: : el láser rojo (1), espejo oscilante (2), lente de Fresnel anterior (3), tanque de inmersión (4), lente de Fresnel posterior (5) y detector (6).

Para la adquisición de la distribución de absorbancia del objeto de estudio (ver diagrama operativo en la figura 2.10), el haz láser es emitido en la dirección del espejo mientras este oscila alrededor del punto medio del volumen a escanear. El haz láser es reflejado hacia el tanque, mientras el maniquí esférico gira 360° alrededor del eje de rotación. El láser escanea (plano de escaneo) de izquierda a derecha (movimiento impar) y de derecha a izquierda (movimiento par) al maniquí por cada ángulo de rotación impar y par, respectivamente, por lo que se adquieren 200 proyecciones cada 180° . Antes de penetrar al tanque de inmersión, el haz se diverge a partir de la fuente de emisión y es re-orientado por la lente de Fresnel anterior. Así, se tiene un haz paralelo en el interior del tanque. El tanque contiene una solución a base de etilenglicol y agua desionizada donde se inmerge el maniquí con gel dosimétrico. Después del tanque se coloca una

2. CONCEPTOS BÁSICOS

segunda lente de Fresnel, con la cual el haz converge. Posteriormente, se coloca el fotodiodo de 1 cm^2 que actúa como detector; en este componente se realiza la detección de haz (plano de detección) y se interpreta la transmisión y dispersión del haz incidente.

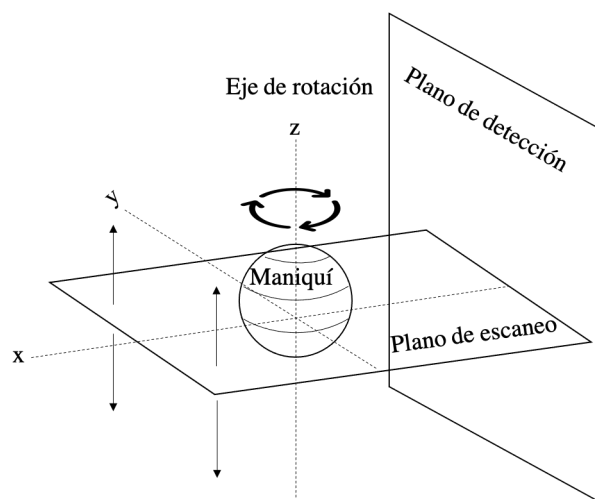


Figura 2.10: Diagrama operativo de adquisición usando el OCT.

Este proceso se repite para cada plano de análisis. El plano de escaneo del maniquí varía a lo largo del eje z a través de un motor conectado al láser, espejo oscilante y lente Fresnel anterior. La distancia que puede recorrer este motor está determinada por el espacio entre cortes, el cual puede ser tan pequeño como $50 \mu\text{m}$, y el número de planos a analizar.

2.3.7. Procesamiento de imagen

La reconstrucción de las imágenes CT se realiza de manera análoga al procesamiento en tomografía computarizada con rayos X. A continuación se detalla el proceso.

El haz de luz monocromático se atenúa exponencialmente al interactuar con un medio material. La intensidad del haz $I(x)$ posterior a su interacción con el material está determinada por la intensidad inicial I_0 y por el coeficiente de atenuación $\mu(x, y)$. Bajo condiciones de cambio continuo del coeficiente de atenuación, $I(x)$ se describe como [53]

$$I(x) = I_0 e^{-\int \mu(x,y) dy}. \quad (2.10)$$

Al igual que la tomografía con rayos X, se considera un objeto con un ángulo de rotación θ y un cambio en la posición ξ , con respecto a su posición inicial, y un haz de

luz monocromático que muestrea al objeto de estudio. Bajo esta descripción, el maniquí con gel se mueve con respecto al sistema de referencia en reposo, contrariamente a la adquisición con un CT de rayos X, en la cual el paciente no realiza ninguna rotación. De tal forma que se define una proyección del objeto tridimensional en un plano para un ángulo de rotación θ y un cambio en su posición ξ de la forma [63, 64]

$$p(\theta, \xi) = -\ln\left(\frac{I(x)}{I_0}\right) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(\xi, \gamma) d\gamma. \quad (2.11)$$

En la figura 2.11 (izquierda) se observa el sistema de referencia (ξ, γ) correspondiente al objeto en rotación y el sistema de referencia (x, y) correspondiente al láser/sistema en reposo. El láser-espejo oscilante se considera sistema en reposo ya que el haz incide a 0° , en todo momento, sobre el maniquí.

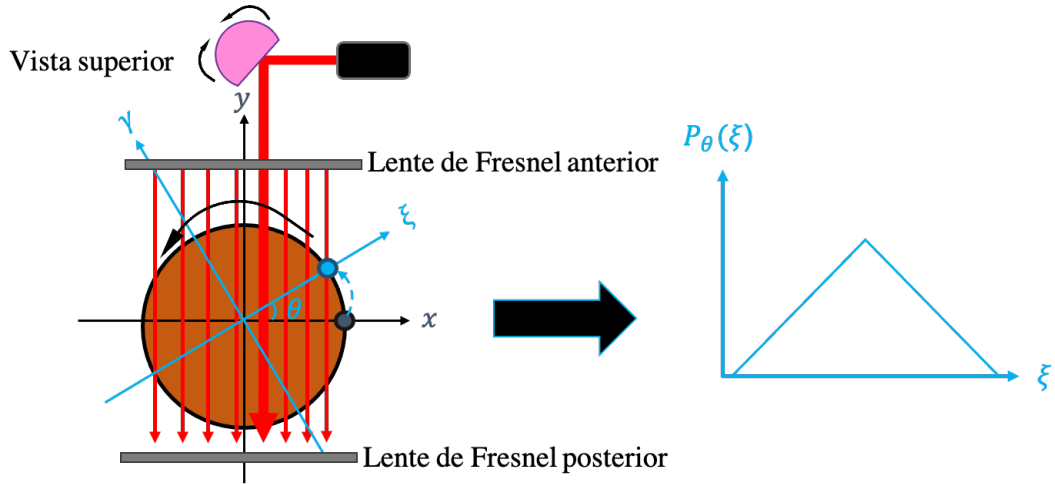


Figura 2.11: (Izquierda) sistemas de referencia y proyecciones tomadas durante la adquisición de la tomografía óptica. (Derecha) proyección simple como función del desplazamiento lineal para un ángulo de rotación fijo.

En la figura 2.11 (derecha) se observa la proyección como función del desplazamiento lineal ξ para un ángulo fijo de rotación. Al proceso de juntar todas las proyecciones en un arreglo bidimensional se le llama Transformada de Radón bidimensional (**TRB**). En la figura 2.12 se incluye un ejemplo ilustrativo.

Con base a la TRB se busca identificar los coeficientes de atenuación $\mu(\xi, \gamma)$. Para ello se hace uso del teorema del corte central, el cual se desarrolla a continuación. Primero, se calcula la transformada de Fourier para cada proyección asociada a un ángulo fijo [63],

$$P(q, \theta) = P_\theta(q) = \int_{-\infty}^{\infty} p_\theta(\xi) e^{-2\pi i q \xi} d\xi. \quad (2.12)$$

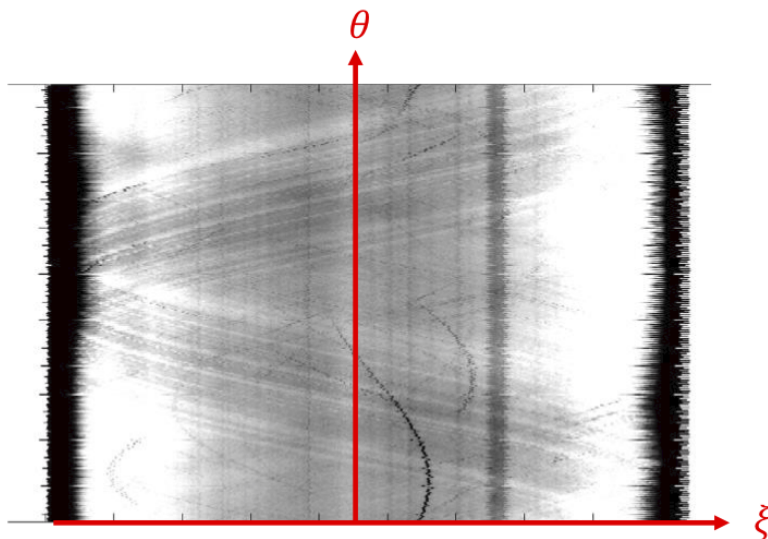


Figura 2.12: Sinograma.

Sin embargo, la transformada de Fourier está definida para las coordenadas (q, θ) que corresponden a las coordenadas del maniquí en rotación. Entonces, para determinar los coeficientes de atenuación $f(x, y)$ en un sistema cartesiano situado en el maniquí en estado de reposo, se consideran las ecs. (2.11) y (2.12) [63], tales como

$$P_{\theta}(q) = \int_{-\infty}^{\infty} p_{\theta}(\xi) e^{-2\pi i q \xi} d\xi = \int_{-\infty}^{\infty} \left(\int_{-\infty}^{\infty} \mu(\xi, \gamma) d\gamma \right) e^{-2\pi i q \xi} d\xi. \quad (2.13)$$

Ya que $\mu(\xi, \gamma) = f(x, y)$, se obtiene

$$P_{\theta}(q) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(\xi, \gamma) e^{-2\pi i q \xi} d\xi d\gamma = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi i q \xi} dx dy. \quad (2.14)$$

A partir de la ec. (2.14) se denota [63]

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi i q \xi} dx dy, \quad (2.15)$$

donde F es una función cartesiana con coordenadas (u, v) que se pueden escribir como

$$u = q \cos \theta, \quad (2.16a)$$

$$v = q \sin \theta. \quad (2.16b)$$

Por lo tanto,

$$F(u, v) = P_\theta(q). \quad (2.17)$$

En resumen, el teorema central establece que la transformada de Fourier unidimensional de las proyecciones obtenidas del objeto se puede describir como una recta en el espacio de Fourier cartesiano con un ángulo asociado a la rotación en el cual se realizó la medida.

El cálculo de la transformada de Fourier inversa de F resulta en la función $f(x, y)$ buscada y se escribe como

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{-\infty} \int_{-\infty}^{-\infty} F(u, v) e^{2\pi i(xu+yv)} du dv. \quad (2.18)$$

Para la reconstrucción de la imagen final es necesario retro-proyectar y filtrar las proyecciones obtenidas, es decir, proyectar en la dirección opuesta a la incidencia del haz de luz. El filtrado de dichas proyecciones se realiza con el objetivo de eliminar borrosidades en la imagen. Matemáticamente la retroproyección filtrada se describe como [63, 65]

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(q) H(q) e^{-2\pi i q \xi} dq d\theta, \quad (2.19)$$

donde $H(q)$ es una función filtro. En este trabajo se utiliza un filtro Shepp-Logan de acuerdo con Maryanski et al. [65–67], tal que:

$$H(q) = \frac{2q_{corte}}{\pi} \sin \frac{|q|\pi}{2q_{corte}}, \quad (2.20)$$

donde q_{corte} , es una frecuencia de corte cuyo valor es $q_{corte} \leq q_{max}$, considerando q_{max} como la frecuencia máxima en la que los datos pueden ser guardados más fielmente de manera discreta [65]. El filtro de Shepp-Logan es un filtro pasa bajas, es decir, remueve altas frecuencias, mientras que amplifica las bajas frecuencias [67]. Esto se traduce en un aumento de la resolución espacial y reducción de la señal a ruido (**SNR**).

2.4. Análisis de imagen

La imagen obtenida del tomógrafo óptico representa una distribución de absorbancia derivada de la interacción de la radiación ionizante con el gel radiocrómico.

Para asegurar que las imágenes representan fielmente las distribuciones de dosis es necesario evaluar el valor promedio de absorbancia, el ruido, la repetibilidad y la uniformidad de un maniquí conocido. De tal manera que se pueda utilizar el tomógrafo óptico en aplicaciones dosimétricas.

2.4.1. Ruido

Para tomar en cuenta el ruido es necesario considerar dos conceptos: exactitud y precisión. La exactitud se refiere a la cercanía que tiene un valor medido con el valor convencionalmente verdadero, mientras que la precisión está relacionada con la dispersión que tienen varios valores medidos entre sí. Por lo que una medida se dice exacta si no difiere significativamente del valor convencionalmente verdadero y se reconoce como precisa si las variaciones de su valor son pequeñas entre varias medidas [12, 68].

Las mediciones que tienen poca precisión contienen usualmente más ruido. En el caso de análisis de imágenes adquiridas con rayos X la precisión puede incrementarse aumentando la detección de fotones.

Además, el ruido puede deberse a diversas fuentes. Por ejemplo, los detectores operan mediante la colección del flujo de electrones o carga eléctrica que forman parte de la señal asociada a algún evento. Sin embargo, el **ruido electrónico** son electrones agregados a la señal detectada cuyo origen no está asociado a ningún evento. El **ruido estructural** está asociado a los detectores que utilizan múltiples canales de lectura donde cada elemento del detector tiene su propio circuito. Dicho ruido surge de la discrepancia entre los diversos componentes del detector, tales como la ganancia o su propio ruido electrónico. El **ruido anatómico** está relacionado con las estructuras anatómicas del paciente que pueden observarse en las imágenes, pero no sirven para realizar un diagnóstico. El **ruido cuántico** está asociado con el número de fotones utilizados para formar la imagen [12].

El comportamiento del ruido observado en la imagen está dominado por la componente del sistema que tiene el peor cociente señal a ruido [69]. Para entender este concepto considérese un número de fotones N con desviación estándar σ , entonces, el ruido cuántico que se percibe en una imagen está determinado por

$$COV = \frac{\sigma}{N} = 1/\sqrt{N}, \quad (2.21)$$

donde COV ¹ es el ruido relativo. Así, al aumentar la detección de fotones resulta en la disminución en la percepción del ruido. El inverso del ruido relativo se conoce como SNR , es decir, el cociente señal a ruido. De acuerdo con A. Rose si $SNR \geq 5$ el objeto de estudio puede estudiarse [12] a pesar del ruido.

De acuerdo con la naturaleza en la distribución de los datos registrados durante la adquisición de imágenes, es posible determinar el ruido. Para estudiar el concepto de ruido, se estudian a continuación dos clases de distribuciones estadísticas.

¹Del inglés: "Coefficient Of Variation".

2.4.2. Distribuciones estadísticas

El concepto de distribución es conveniente para describir la manera en que varias medidas repetidas se acomodan (o distribuyen) entre diferentes posibles valores durante la observación de algún evento [70]. Adicionalmente, la distribución de los valores medidos se puede observar gráficamente como se muestra en la figura 2.13. La figura 2.13 muestra la frecuencia con la que ocurre un evento como función del número de valores medidos y se observa que la distribución está definida en un intervalo de valores finito, por lo que recibe el nombre de distribución limitada. A esta clase de distribuciones se le puede ajustar una función $f(x)$ que describe el comportamiento de la curva. Dos distribuciones limitadas necesarias para el análisis de datos recabados mediante el uso de fotones son la distribución normal y la distribución de Poisson.

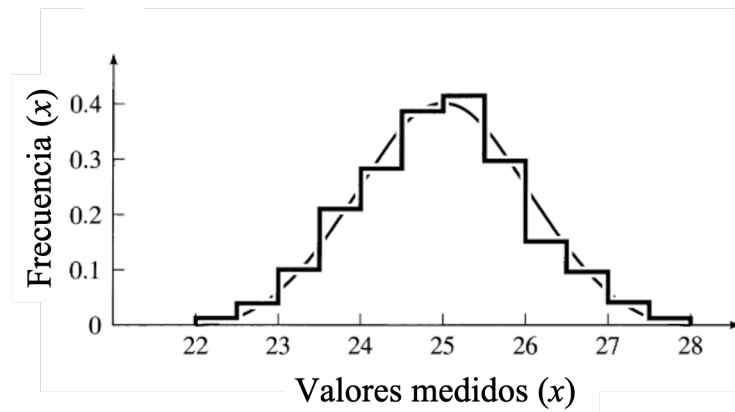


Figura 2.13: Distribución limitada.

2.4.2.1. Distribución normal

Aunque en la realidad no se pueda medir el valor verdadero de alguna magnitud física, una distribución normal de valores de un conjunto de medidas realizadas se le aproxima. De tal forma que una curva normal además de representar al conjunto de medidas realizadas, es simétrica y queda centrada alrededor del valor verdadero X . Adicionalmente, la curva se asemeja al aspecto de una campana y está caracterizada por dos parámetros: el promedio \bar{x} y la desviación estándar σ del conjunto de mediciones [12, 70]. La distribución normal sigue la relación

$$G(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x - \bar{x}}{\sigma}\right)^2\right), \quad (2.22)$$

donde x es una variable independiente. En la figura 2.14 se observa la forma de una distribución normal. Con respecto al parámetro σ se pueden decir lo siguiente: mientras mas pequeño es el valor de σ , más angosta es la curva, y más grande es el valor de σ ,

más ancha es la curva [70].

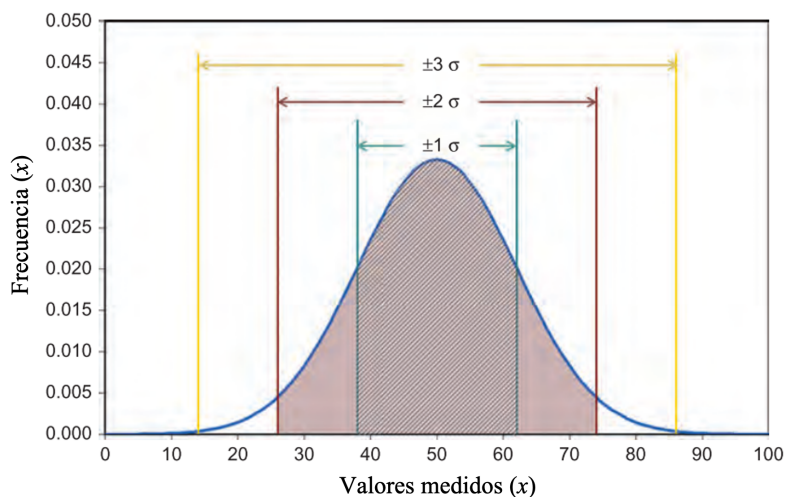


Figura 2.14: Distribución normal.

Otro aspecto de la distribución normal, es que se puede determinar la probabilidad de obtener un valor x si se realiza un conjunto de medidas relacionadas con cierto fenómeno a través de la integral [70]

$$P = \int_b^a f(x)dx, \quad (2.23)$$

que significa la probabilidad de encontrar a x entre a y b . En términos de σ se puede determinar que existe una probabilidad del 68 % para encontrar el valor verdadero X dentro del intervalo de $\bar{x} \pm \sigma$. Adicionalmente, existe la probabilidad del 95.4 % y el 99.7 % para encontrar a X en el rango de $\bar{x} \pm 2\sigma$ y $\bar{x} \pm 3\sigma$, respectivamente.

2.4.2.2. Distribución de Poisson

Esta distribución ofrece la probabilidad de obtener una medida x durante una medición en el que los eventos ocurren aleatoriamente, pero a una tasa promedio bien definida. Este caso es aplicable en física, en particular, en el conteo de decaimientos de una muestra radiactiva [70], la detección de los fotones de intensidad constante emitidos por un láser [71] y la detección de rayos X. Para describir esta clase de fenómenos se utiliza la distribución de Poisson [12], la cual está dada por la relación

$$P(x) = \frac{\mu^x}{x!} \exp(-\mu), \quad (2.24)$$

donde x es la variable independiente y μ es el número esperado de cuentas a medir en

un intervalo de tiempo dado y caracteriza la distribución de Poisson. Si se realiza varias veces el conteo, entonces, el promedio de las medidas obtenidas es igual a μ , es decir,

$$\bar{x} = \mu. \quad (2.25)$$

Donde la desviación estándar asociada al promedio de cuentas obtenidas es

$$\sigma = \sqrt{\mu}. \quad (2.26)$$

Considerando el caso en el que se realiza una única medición del número de cuentas y se registra x , entonces el valor esperado de cuentas es igual a

$$x \pm \sqrt{x}. \quad (2.27)$$

A diferencia de la distribución normal, la distribución de Poisson arroja probabilidades sobre variables discretas y depende de un solo parámetro (μ). Además la distribución normal es simétrica alrededor del valor promedio, mientras que en la distribución de Poisson no sucede así. En la figura 2.15 se observa la forma de la distribución de Poisson (barras) comparada con la distribución normal (curva continua) considerando un valor promedio esperado de 9. Conforme $\mu \rightarrow \infty$ la distribución de Poisson se aproxima más a la distribución normal.

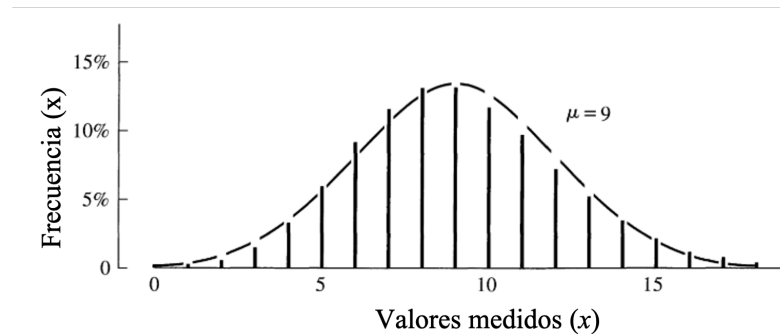


Figura 2.15: Distribución de Poisson (barras) y distribución normal (curva continua).

2.4.3. Repetibilidad

Este término se refiere a la variación entre medidas realizadas a un objeto de estudio bajo condiciones idénticas [72]. En otras palabras, es el acuerdo entre medidas sucesivas del mismo mesurando bajo las mismas condiciones de medida [68]. Esto implica que las mediciones se efectúan con el mismo instrumento o método de medición, mismo observador y en un corto periodo de tiempo en el que se considera que la medida es constante [72]. Si se observa variación en las medidas se puede atribuir a errores en el proceso de adquisición [72]. Para evaluar la repetibilidad en las medidas del objeto de

estudio se necesita adquirir, al menos, dos medidas.

2.4.4. Uniformidad

Este parámetro es utilizado para evaluar la imagen de un objeto homogéneo. En la actualidad, existen diversas recomendaciones con respecto a valores de referencia y metodologías para evaluar la uniformidad en equipos de CT clínicos [73]. La Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA) recomienda realizar mediciones de valores de píxel de cada corte o plano de la adquisición. Las mediciones consisten en definir cinco (una central y cuatro periféricas) regiones de interés (ROI¹) y calcular la diferencia de los valores de píxel de la regiones periféricas con la región central (ver figura 2.16). El diámetro de las ROIs debe ser aproximadamente del 10% del diámetro del maniquí.

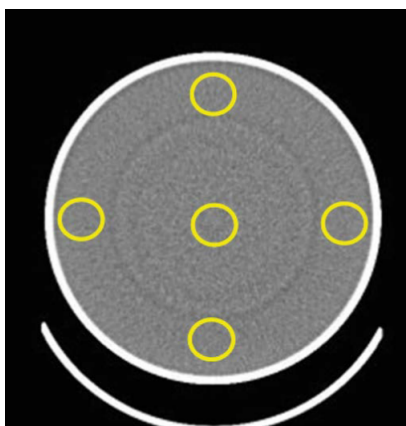


Figura 2.16: Regiones de interés utilizadas para evaluar uniformidad [2].

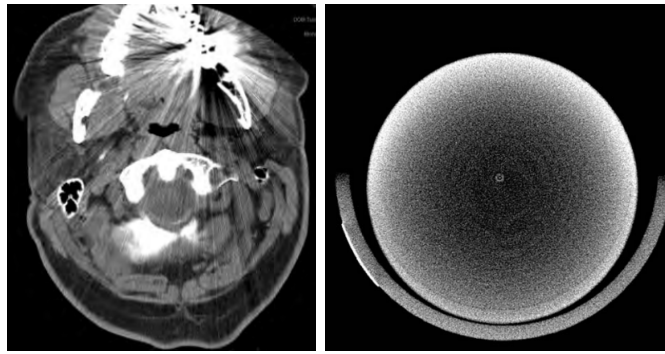
Como resultado de esta prueba se considera como aceptable si cada diferencia es menor o igual a ± 10 , aunque es posible alcanzar diferencias de hasta ± 4 [2]. Las evaluaciones de uniformidad son importantes para asegurarse de que no existen artefactos por endurecimiento del haz [73].

2.4.5. Artefactos

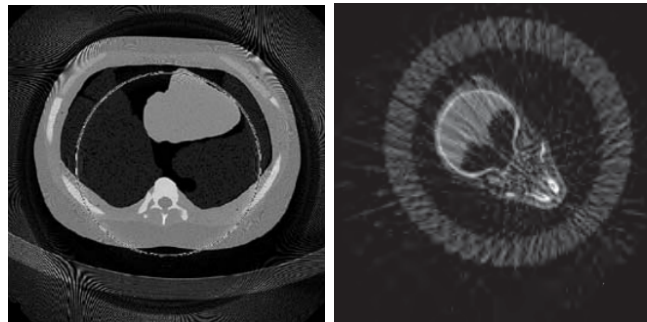
Los artefactos son características de la imagen que no representan fielmente la estructura del tejido. Se pueden dividir en cuatro grupos (ver figura 2.17): artefactos tipo estrella, causados por inconsistencias en proyecciones vecinas debido a regiones de gran atenuación por movimiento del paciente, implantes o movimiento no deseado del equipo [2]; artefactos tipo copa ocasionados por una compensación inadecuada del endurecimiento del haz [63]; artefactos de anillo debido a la diferencia en la sensibilidad de los

¹Del inglés: “Region Of Interest”.

detectores, es decir, puede ser ocasionado por diferencias en la calibración o defectos en el funcionamiento del detector [2]; artefactos de alisado debido a las pocas proyecciones utilizadas para reconstruir las imágenes [12].



(a) Artefacto tipo estrella (b) Artefacto tipo copa [74].
[12].



(c) Artefacto de anillo (d) Artefacto de alisado
[63]. [12].

Figura 2.17: Artefactos.

Metodología

3.1. OCT

En esta sección se describen los componentes físicos y digitales del tomógrafo óptico.

3.1.1. Hardware

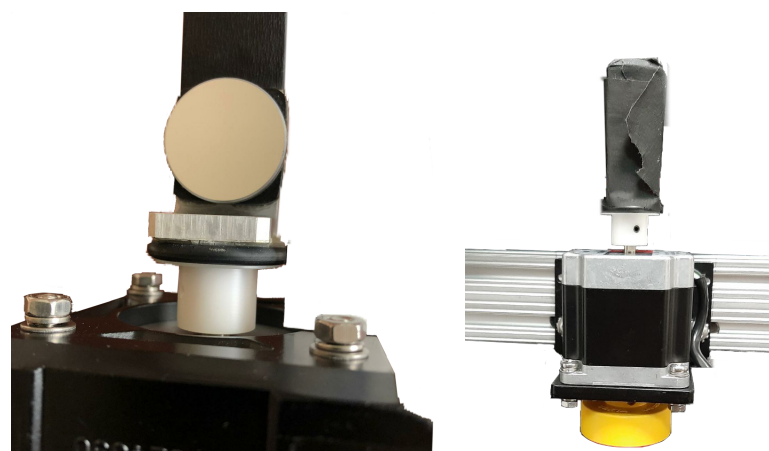
Se utilizó un tomógrafo óptico (**OCT**) de alta resolución para investigación en dosimetría 3D de gel marca MGS research modelo Octopus-RR. Su funcionamiento se basa en la emisión de un haz láser con longitud de onda de 635 nm (rojo) con una fuente 5 mW, cuyo rango de Rayleigh es de 3.1 mm. El haz es reflejado en un espejo oscilante (ver figura 3.1) de 2 cm de diámetro y, posteriormente, es enfocado con lentes ópticas (lente de Fresnel anterior) hacia el tanque de escaneo.

El espejo oscilante está montado sobre el motor 1, marca Vexta modelo PK266M-03B. Este motor produce el movimiento oscilatorio del espejo debido al cual, el haz láser escanea todo el objeto de estudio en un plano específico. Como se observa en la figura 3.1b, el motor 1 está ajustado a un riel metálico que sostiene al espejo oscilante y al láser. Por otro lado, el tanque de escaneo contiene un dosímetro de gel inmerso en una solución líquida a base de etilenglicol y agua desionizada. Este tanque mide $20 \times 30 \times 40 \text{ cm}^3$ ¹. Aproximadamente se requieren 24 lt. de solución.

Al interior del tanque, el haz es paralelo. El haz transmitido desde el tanque de escaneo es enfocado con la lente óptica posterior e inciden en un fotodiodo de silicio Marca New Focus modelo 2031 de 1 cm^2 que actúa como detector. En la figura 3.2 se observa el arreglo experimental.

Durante la oscilación del espejo, el maniquí gira continuamente (360°). La rotación del maniquí es producida por el motor 3 marca Vexta modelo PF266-03B-P2 a una ve-

¹largo \times ancho \times altura.



(a) *Vista anterior del espejo oscilante.* (b) *Vista posterior del espejo oscilante montado sobre el motor 1.*

Figura 3.1: Espejo oscilante.

locidad de 0.9° por proyección, considerando que se adquieren 400 proyecciones durante los 360° que gira el maniquí. Adicionalmente, el sistema láser-espejo-lente, controlado por el motor 2 Marca Vexra modelo PK266-03A-P1, puede ascender o descender una distancia de hasta $50 \mu\text{m}$. Para ello, el sistema está sujeto a una base motorizada. En la figura 3.2 se observan todos los motores del OCT.

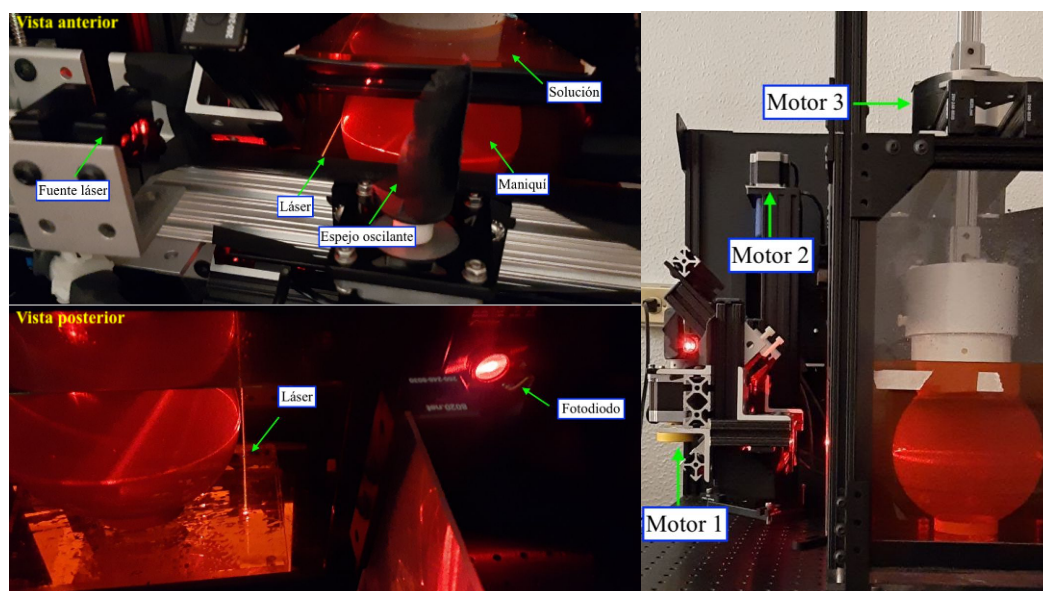
El escáner tiene dimensiones de $90 \text{ cm} \times 80 \text{ cm} \times 90 \text{ cm}$. El campo de vista es variable y se puede ajustar hasta un máximo de $24 \text{ cm} \times 24 \text{ cm}$. En este trabajo se fijó el campo de vista a $17.8 \text{ cm} \times 17.8 \text{ cm}$. El mínimo tamaño de píxel medible y el mínimo espacio entre cortes es de $50 \mu\text{m}$. La distancia entre cortes se determina con el motor 2. Además, se requiere de 15 segundos para escanear un corte.

3.1.2. Software

Para la adquisición de la absorbancia óptica por unidad de longitud ($\text{OD}\cdot\text{cm}^{-1}$) se utilizó el programa “Octopus-RR laser CT” desarrollado por el fabricante. La interfaz del programa se observa en la figura 3.3. En la ventana superior de la interfaz del usuario se puede realizar un escaneo simple de un plano, o bien, se pueden realizar 400 proyecciones a través de la opción “Test scan without saving data”. Estas funciones sirven como escaneos de prueba con los que se puede visualizar el estado del sistema en el interior del tanque.

Con esta interfaz se puede regular el voltaje de alimentación del detector y mediante la opción “inspect” se despliega la “vista previa” del escaneo de prueba. Adicionalmen-

3. METODOLOGÍA



(a) *Vista anterior y posterior del arreglo experimental.* (b) *Vista lateral del arreglo experimental.*

Figura 3.2: Arreglo experimental.

te, se puede manipular la posición inicial del láser a la derecha o a la izquierda del centro del campo de vista. Este proceso se realiza a través de los botones “Move beam left by 1/2 FOV” o “Move beam right by 1/2 FOV”.

Mediante la opción “Enter Scan Parameters” se modifica la dirección de escaneo, el número de cortes y el espaciado entre proyecciones. Además, se determina el tiempo necesario para iniciar el escaneo y se le da nombre al estudio, tal como se muestra en la ventana inferior de la figura 3.3. El campo de vista se puede modificar directamente ajustando el área de incidencia del haz láser en la lente de Fresnel. Para ello, es necesario modificar manualmente el soporte en el que está montado.

El OCT cuenta con paneles que bloquean la incidencia de cualquier fuente luminosa sobre el tanque de inmersión durante la adquisición. Sin embargo, el estudio debe realizarse en completa oscuridad. De tal forma que se minimice cualquier artefacto que pudiera aparecer en la imagen final.

Las adquisiciones obtenidas son reconstruidas y visualizadas con el programa “Octopus-RR laser CT” (Ver figura 3.4). El programa entrega dos clases de reconstrucción de imágenes: vista previa de los sinogramas y reconstrucción 2D de la $OD \cdot cm^{-1}$, corte a corte, del objeto de estudio. El formato de los archivos de imagen del sinograma y de la reconstrucción son “raw”. Naturalmente, los sinogramas contienen toda la información



Figura 3.3: Interfaz del programa Octopus-RR.

de las proyecciones como función de la posición y el ángulo de rotación. Los sinogramas son útiles para evaluar el funcionamiento del OCT, mientras que las reconstrucciones bidimensionales son usadas para el análisis de la dosis impartida al gel dosimétrico. El programa “Octopus-RR laser CT” produce imágenes 2D de la distribución de absorbancia, por lo que es necesario utilizar un programa externo para juntar dichas imágenes y producir una reconstrucción 3D.

Para la reconstrucción bidimensional del gel radiocrómico se puede utilizar una adquisición como referencia o realizar una estimación. Generalmente, la adquisición de referencia es el escaneo del gel radiocrómico sin exposición a la radiación. Así, la reconstrucción bidimensional consiste en la $OD \cdot \text{cm}^{-1}$ asociada al cambio químico-estructural del gel radiocrómico como consecuencia exclusiva de la interacción con la radiación.

En el caso de la reconstrucción donde la referencia es una estimación, la imagen desplegada no contiene información sobre la $OD \cdot \text{cm}^{-1}$, más bien, es una guía visual del gel radiocrómico con valores arbitrarios. En ambos casos, la reconstrucción se visualiza en escala de gris, por lo que a cada píxel se le puede asociar un valor de $OD \cdot \text{cm}^{-1}$.

3. METODOLOGÍA

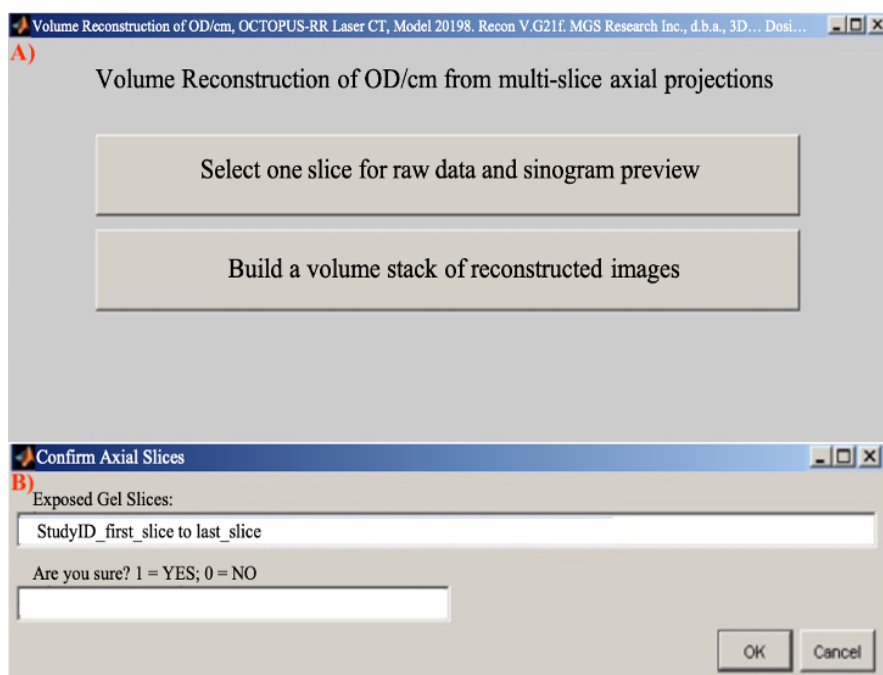


Figura 3.4: Programa “Octopus-RR laser CT” de reconstrucción de imágenes. **A)** Interfaz del usuario para la vista previa de los sinogramas o para la reconstrucción 2D de la densidad óptica. **B)** Selección de cortes para la reconstrucción bidimensional.

3.2. Comisionamiento

Para este procedimiento se utilizó el maniquí de referencia. Este maniquí es un matraz de vidrio de paredes uniformes que contiene gel radiocrómico cuya sensibilidad a la radiación es muy baja y su coloración no es evidente hasta varios Gy. Sin embargo, este instrumento es útil para el comisionamiento del OCT, así como para la simulación de un tratamiento en radioterapia.

Después de la instalación del OCT se evaluó su funcionalidad a través de un análisis de imagen del maniquí de referencia. Por cada imagen es necesario adquirir dos secuencias con el OCT: una inicial del objeto sin exposición a la radiación y una adquisición secundaria posterior a la exposición a la radiación. La reconstrucción utiliza la primera secuencia para determinar la absorbancia¹ A_1 asociada al maniquí, mientras que la segunda secuencia es empleada para estimar la absorbancia A_2 asociada al cambio estructural del maniquí debido a la radiación ionizante. Así, para determinar la absorbancia por efecto de la polimerización A_3 , el programa automáticamente realiza la operación

¹Por unidad de longitud.

$$A_3 \times r = (A_2 - A_1) \times r = \log_{10} \frac{I_0}{I_{t_2}} - \log_{10} \frac{I_0}{I_{t_1}} = \log_{10} \frac{I_{t_1}}{I_{t_2}}. \quad (3.1)$$

Donde I_0 e I_{t_i} , son la intensidad de luz en ausencia del maniquí y la intensidad transmitida en presencia del maniquí, respectivamente, y r es la longitud del maniquí. Entonces, para los análisis de imagen de distribución de $\text{OD}\cdot\text{cm}^{-1}$ se adquirieron 4 secuencias del maniquí de referencia. La primera sirvió como secuencia de referencia A_1 y las tres secuencias restantes A_i se utilizaron como evaluación. Como resultado se produjeron tres “stacks” de imágenes.

Para cada adquisición se utilizó un campo de vista de 20.1 cm, un tamaño de corte de 0.1 mm y se tomaron 10 proyecciones por secuencia de la región central del maniquí. Tanto los sinogramas como las reconstrucciones bidimensionales del maniquí se analizaron. Con base en dicho análisis se reajustaron diversos componentes estructurales del OCT. En la siguiente sección se explica con mayor profundidad cada una de las correcciones realizadas.

3.2.1. Modificación del OCT

Inicialmente, se cambió el motor 1 por uno nuevo. Esto implicó la alineación del nuevo motor con respecto al riel sobre el que está montado. Adicionalmente, se cambió el espejo oscilante dado que éste debe adaptarse específicamente a la base del motor. Con base en estas modificaciones se verificó que el haz original incidiera en el mismo punto en el espejo para cualquier ángulo de rotación de este último.

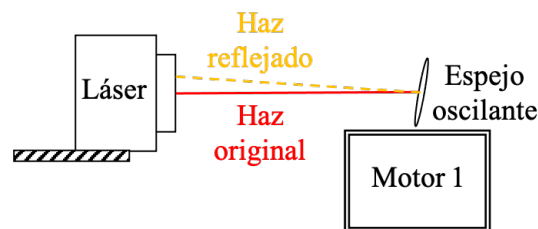


Figura 3.5: Reflexión el láser en el espejo oscilante.

También se ajustó el láser para que la reflexión del haz original incidiera en el mismo punto de emisión; característica que no se satisfacía con la configuración original debido a una inclinación del soporte del láser o del espejo oscilante, como se observa en la figura 3.5. Se agregaron ligas de hule para reducir la vibración en el soporte del láser debido a la oscilación de espejo oscilante, lo que podía impactar en la estabilidad de la direccionalidad del láser.

Posteriormente, se redujo el campo de vista a 17.8 cm (ver figura 3.6) por medio del

3. METODOLOGÍA

ajuste de los marcos laterales de la lente de Fresnel anterior. Esta adaptación implicó la traslación y rotación de todo el sistema óptico y mecánico colocado en la región anterior al tanque. En la figura 3.6 (izquierda) se muestran en negro, las componentes del sistema original y, en rojo, la rotación y traslación del mismo.

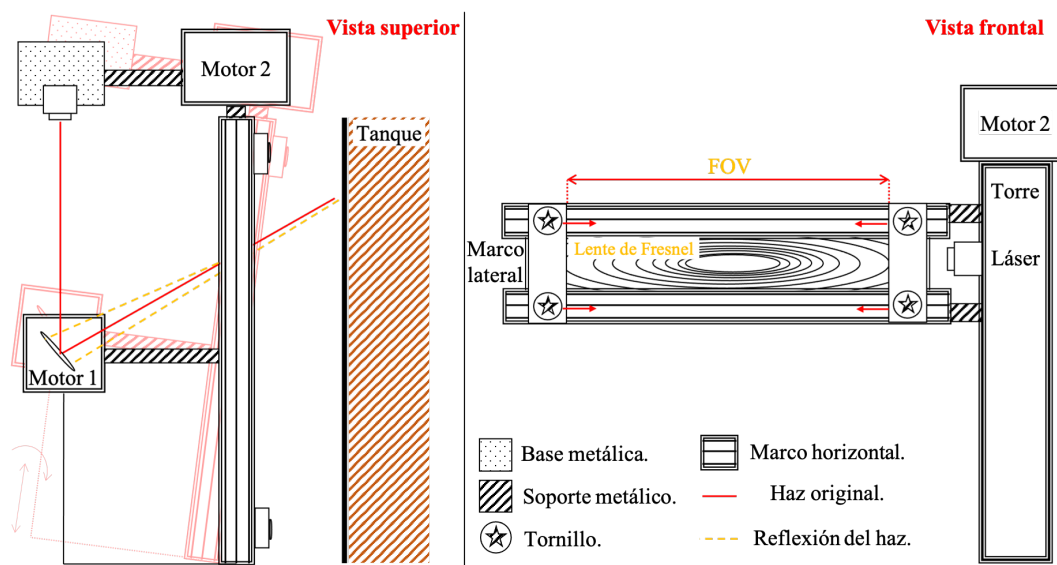


Figura 3.6: Sistema óptico y mecánico antes del tanque.

El objetivo de este procedimiento es asegurar la visualización completa del maniquí y reducir la reflexión del haz en el espejo oscilante. En la figura 3.6 (vista superior) se observa el haz original (línea roja sólida) y la reflexión del haz (líneas punteadas amarillas). La reflexión del haz se puede deber a la interacción del haz original con la superficie de la cara lateral del tanque o con la lente de Fresnel anterior. Si la reflexión impacta en el espejo oscilante, ésta puede incidir en la ventana por la cual es emitido el láser y comprometer su estabilidad energética. En la figura 3.6 (derecha) se observa la vista frontal del sistema. La reflexión en el espejo oscilante no pudo ser eliminada por completo, por lo que se rotó el haz láser.

Originalmente, el detector se colocó en el punto focal de la lente de Fresnel posterior. Sin embargo, este punto se modificó a consecuencia de la rotación y traslación del sistema. Por lo que fue necesario reubicar al detector. Para ello, se ajustó la posición del detector en función de la incidencia del haz. Se consideró una posición adecuada aquella en la que la incidencia estuviera centrada en la región sensible del detector y, además, ésta estuviera fija independientemente de la posición del haz en el interior del tanque.

Adicionalmente, se modificó el eje de rotación del maniquí. Para ello, se desplazó

3 mm el soporte horizontal al que está anclado el motor 3 con el fin de inclinar el eje de rotación del maniquí. En la figura 3.7 se incluye un diagrama con los componentes del sistema de rotación del OCT. Además, en la figura se observa el sistema original (en negro) y una réplica (en rojo) que representan el efecto que el desplazamiento del soporte tiene sobre el eje de rotación. Evidentemente, la inclinación mostrada está maximizada con fines ilustrativos, en la realidad dicho efecto no es tan pronunciado.

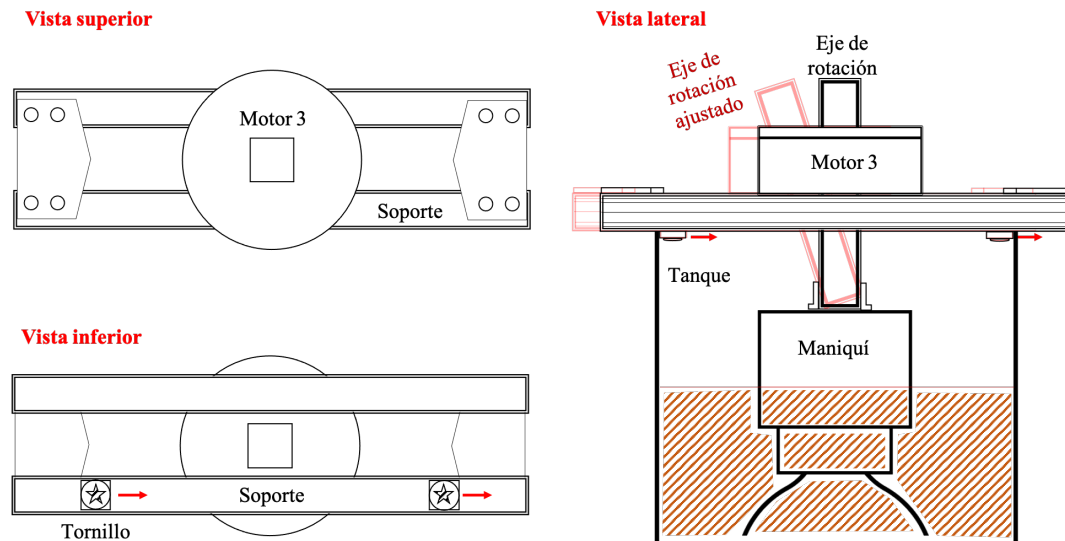


Figura 3.7: Ajuste del eje de rotación del maniquí de referencia.

Este proceso se hizo para verificar que el eje de rotación del maniquí fuera perpendicular al plano de incidencia del haz. Esto se realizó después de analizar los patrones en los sinogramas obtenidos antes de las modificaciones mecánicas.

Derivado de todas las adaptaciones realizadas se consideraron dos verificaciones necesarias para el funcionamiento correcto del sistema óptico del OCT: la primera, consistió en estudiar la incidencia paraxial del haz láser; la segunda, se basó en la incidencia coplanar del haz en el interior del tanque. Para verificar la incidencia paraxial del haz láser en el tanque a lo largo de un plano, se midió la distancia entre el borde izquierdo del marco del tanque y el borde izquierdo y derecho del campo de vista. La medición se realizó antes y después de que el haz atravesara el compuesto químico del tanque. En la figura 3.8a se incluyen los puntos de medición antes de que el haz se transmita en el tanque. Se verificó que la distancia entre los puntos, antes y después del tanque, fueran iguales. Por lo que se evitó un problema de divergencia o convergencia del haz. Para verificar la incidencia coplanar del haz láser en el tanque a lo largo de un plano, se midió la incidencia del haz en dos puntos específicos del tanque como se muestra en la figura 3.8b. La medición se realizó antes y después de que el haz atravesara el compuesto químico del tanque. Se verificó que la altura a la que incide el haz

3. METODOLOGÍA

láser fuera la misma en los cuatro puntos de medición antes y después del tanque. Esta altura se midió con respecto a la mesa sobre la que descansa el OCT. De esta forma se asegura que el haz incide sobre el mismo plano de escaneo.

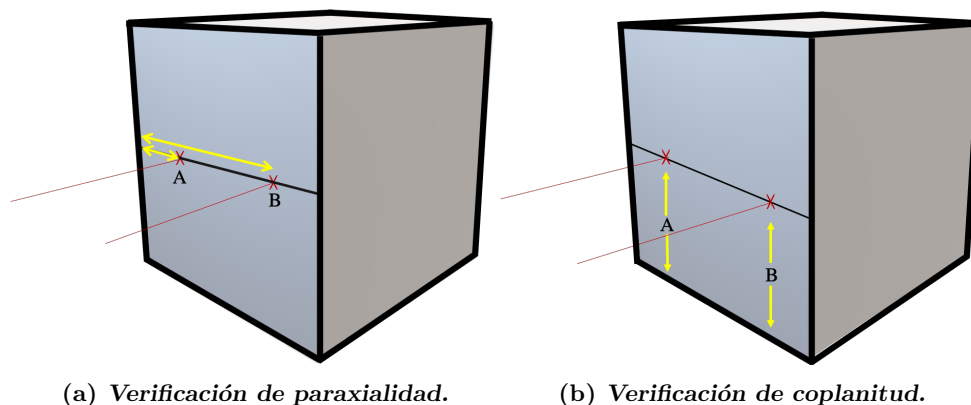


Figura 3.8: Verificación de funcionalidad del OCT.

3.2.2. Análisis de imagen

El análisis de imágenes de la distribución de $\text{OD}\cdot\text{cm}^{-1}$ se enfocó en evaluar la repetibilidad, el valor de absorbancia, el ruido y la uniformidad. Para analizar la distribución de la absorbancia del objeto de estudio se adquirieron cuatro secuencias bajo las condiciones anteriores, es decir, número de proyecciones, tamaño de corte, pero en un campo de vista de 17.8 cm. De las cuatro secuencias, la primera se utilizó como referencia y las restantes como evaluación. En total se usaron tres conjuntos de imágenes.

3.2.2.1. Distribuciones de absorbancia y ruido

De las imágenes reconstruidas se midió el valor promedio de absorbancia¹ y la desviación estándar de una región de interés (**ROI**²) definida en el centro del maniquí de referencia, como se observa en la figura 3.9. La ROI se definió de acuerdo con las recomendaciones del OIEA en su reporte No. 19 [2]. Las dimensiones de la ROI utilizada son 56×56 píxeles (61.6×61.6 mm). Cada lado representa, aproximadamente, el 40 % del diámetro del maniquí de referencia.

¹Por unidad de longitud.

²Del inglés: "Region Of Interest".



Figura 3.9: Medición del valor promedio de absorbancia y ruido.

Se graficó el valor promedio de absorbancia y el ruido con el programa computacional Origin 8.6. Considerando los valores de absorbancia por unidad de longitud obtenidos, éstos se multiplicaron por 16.2 cm^1 para obtener la absorbancia total. Con los valores de absorbancia total y por medio de la relación

$$A_T = \log_{10} \frac{I_r}{I_e} \implies (10^{-A_T} - 1) \times 100 = \left(\frac{I_e - I_r}{I_r} \right) \times 100, \quad (3.2)$$

se determinó la diferencia porcentual en términos de la intensidad luminosa entre las secuencias de evaluación I_e y la secuencia de referencia I_r , en la ROI definida. Se espera que la diferencia porcentual sea cero, pues se está estudiando el mismo maniquí de referencia sin cambios estructurales.

Posteriormente, se construyeron histogramas por cada corte y secuencia para evaluar la distribución de los valores de absorbancia. A cada histograma se le ajustó una función normal y, con base en los resultados observados, se determinó si las distribuciones de valores siguen una tendencia normal.

3.2.2.2. Repetibilidad

Para esta evaluación se restaron, corte por corte, las imágenes entre escaneos, es decir, el segundo escaneo (**E2**) menos el primero (**E1**) y el tercero (**E3**) menos el segundo. De ser repetibles, el resultado esperado es una distribución de valores de $\text{OD} \cdot \text{cm}^{-1}$ alrededor de cero. Esto indica que, efectivamente, cada escaneo es igual al anterior.

Adicionalmente, se calculó la transformada de Fourier rápida (**FFT**²) de la diferencia de imágenes por cada corte. Este procedimiento se realizó con el objetivo de analizar la existencia de patrones asociados a la falla del detector o de la fuente del haz láser, en el caso de que se presentaran.

¹Lo que es igual al diámetro del maniquí.

²Del inglés: "Fast Fourier Transform".

3. METODOLOGÍA

Para finalizar esta prueba, se escogieron tres ROIs por corte para las diferencias E3-E2 y E2-E1, con dimensiones de 30×30 píxeles (33×33 mm). Se calculó el valor promedio de $\text{OD} \cdot \text{cm}^{-1}$ y la desviación estándar asociada por cada ROI. En la figura 3.10 se observa la posición y dimensiones de las ROIs.



Figura 3.10: ROIs seleccionadas para cada corte.

Posteriormente, se calculó el promedio pesado de $\text{OD} \cdot \text{cm}^{-1}$ de cada corte considerando el valor promedio y la desviación estándar de cada ROI. Los resultados se graficaron en el programa Origin versión 8.6.

3.2.2.3. Uniformidad

Para la evaluación de uniformidad se graficó un perfil vertical y otro horizontal por corte para los tres escaneos. Por cada píxel se calculó el cociente de $\text{OD} \cdot \text{cm}^{-1}$ y la desviación estándar de la distribución normal obtenida en la evaluación de ruido. Así, son perfiles en unidades de desviación estándar. En la figura 3.11 se observan los segmentos en los que se midieron los perfiles.

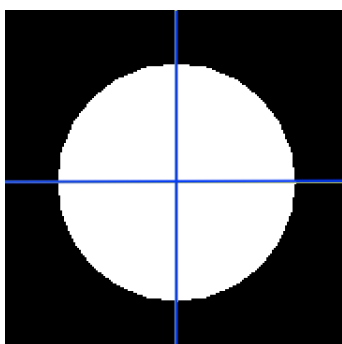


Figura 3.11: Segmentos elegidos para la medición de los perfiles.

Adicionalmente, para la prueba de uniformidad se siguió una de las metodologías

recomendadas por el oiea para el aseguramiento de la calidad de los CT clínicos [2]. Por ello, para esta prueba se definieron cinco ROIs: uno en el centro del maniquí (**A2**) y cuatro periféricos (**A1-A5**, ver figura 3.12). Cada ROI tuvo dimensiones de 14×14 píxeles (15.4×15.4 mm) que corresponden, aproximadamente, al 10 % del diámetro del maniquí.

Se obtuvo el valor promedio de $\text{OD} \cdot \text{cm}^{-1}$ y su desviación estándar por ROI. Se calculó la diferencia absoluta entre el valor promedio de $\text{OD} \cdot \text{cm}^{-1}$ de la ROI central con cada una de las ROIs periféricas. Se derivó la incertidumbre asociada a partir de la desviación estándar de cada ROI.

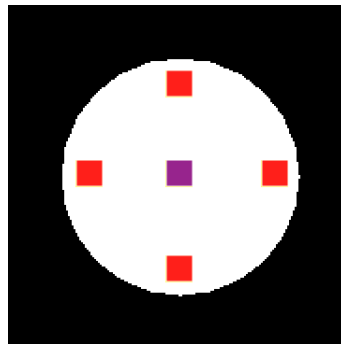


Figura 3.12: ROIs seleccionadas para la evaluación de uniformidad.

Finalmente, se consideraron las diferencias absolutas registradas y cada valor promedio se multiplicó por 16.2 cm^1 para obtener la absorbancia total. Con base en estos valores y por medio de la ec. (3.2) se determinó la diferencia porcentual en términos de intensidad luminosa entre las ROIs de una misma secuencia con el fin de evaluar la uniformidad de la intensidad de luz detectada.

¹Lo que es igual al diámetro del maniquí.

4.1. Adaptación del OCT

En la figura 4.1 se muestran las adaptaciones realizadas al tomógrafo óptico. En las figuras 4.1A y 4.1B, se observa la reflexión del láser en la ventana de salida. En la figura 4.1A, la luz reflejada se ve fuera del punto de emisión, lo que mostró que el espejo no se encontraba en su posición correcta. Mientras que en la figura 4.1B, sí coincide con el punto de origen, debido a la corrección que se hizo en la inclinación del espejo oscilante.

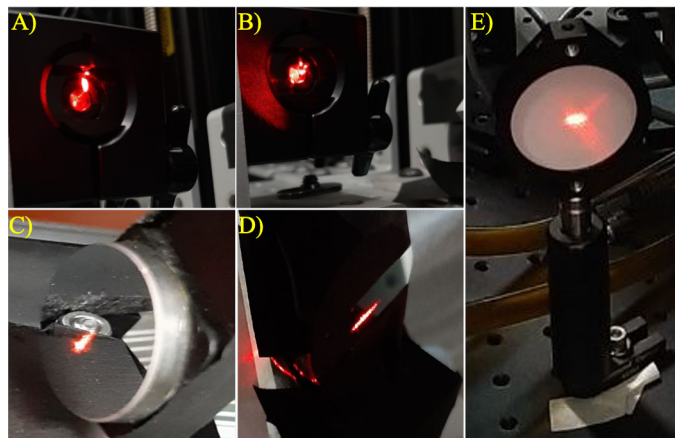


Figura 4.1: Adaptaciones realizadas al OCT.

En las figuras 4.1C y 4.1D, se observa el láser incidiendo en la superficie del espejo oscilante en la orientación vertical y horizontal, respectivamente. Finalmente, en la figura 4.1E se ilustra la incidencia del láser en el centro del difusor acoplado al detector.

4.1.1. Verificación de incidencia paraxial

Esta verificación ratifica el paralelismo del haz en el interior del tanque. De esta forma, se descarta la posibilidad de un haz divergente o convergente. En la tabla 4.1 se incluyen los resultados de las mediciones. La distancia entre la posición izquierda (**PI**) y derecha (**PD**), a la entrada y salida del tanque es: (17.8 ± 0.1) cm y (17.7 ± 0.1) cm, respectivamente.

Este resultado muestra que el láser es paralelo en el interior del tanque.

Posición con respecto al tanque	Distancia PI [cm]	Distancia PD [cm]	FOV [cm]
Anterior	6.5 ± 0.1	24.3 ± 0.1	17.8 ± 0.1
Posterior	7.0 ± 0.1	24.7 ± 0.1	17.7 ± 0.1

Tabla 4.1: Evaluación de la divergencia y convergencia del haz láser, considerando como referencia la pared izquierda del tanque del OCT. Evaluación en cuatro regiones: posición izquierda **PI**, posición derecha **PD**, a la entrada y salida del tanque.

4.1.2. Verificación de incidencia coplanar

Esta verificación confirma la incidencia del láser en el mismo plano paralelo a la mesa óptica para todo ángulo de rotación del espejo oscilante. En la tabla 4.2 se incluyen los resultados de las mediciones. Dado que la altura, con respecto a la mesa, en las posiciones derecha e izquierda a la entrada y salida del tanque son iguales considerando las incertidumbres, entonces, se puede concluir que el láser mapea el interior del tanque en un mismo plano.

Posición con respecto al tanque	Altura PI [cm]	Altura PD [cm]
Anterior	12.1 ± 0.1	12.2 ± 0.1
Posterior	12.1 ± 0.1	12.1 ± 0.1

Tabla 4.2: Evaluación de la incidencia del láser en el mismo plano, considerando como referencia la mesa sobre la que descansa el OCT. Evaluación en cuatro regiones: posición izquierda **PI**, posición derecha **PD**, a la entrada y salida del tanque.

4.2. Imágenes

En la siguiente sección se incluyen los resultados iniciales obtenidos con el maniquí de referencia. Con base en los sinogramas e imágenes obtenidas se determinó qué ajustes realizarle al hardware del equipo.

4.2.1. Sinogramas

En la figura 4.2 se observa un sinograma del primer corte del maniquí de referencia. En la figura se observan dos clases de patrones: curvas sinusoidales y rayas verticales. Las curvas sinusoidales son partículas de polvo suspendidas en el gel con las que interactúa el láser. Además, se observan curvas más oscuras que otras, lo que está asociado con la intensidad de interacción del láser con el medio físico.

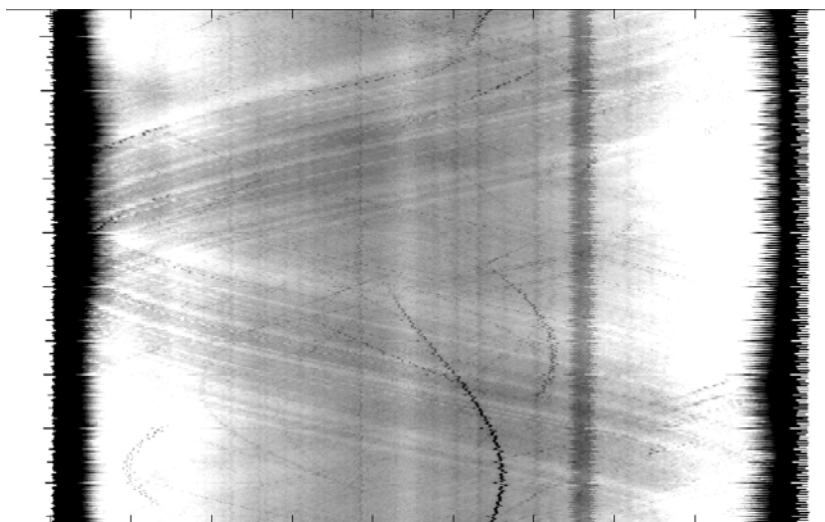


Figura 4.2: Sinograma de un corte del maniquí de referencia.

Por otro lado, las rayas verticales están asociadas a los artefactos tipo anillo en la imagen reconstruida [75]. Estas rayas son producidas por la no-uniformidad en la detección de la intensidad del haz de luz [76]. En la sección de discusión se analiza el origen y corrección de este efecto.

En la figura 4.3 se incluye el sinograma obtenido de un corte central del maniquí de referencia posterior a la adaptación mecánica del OCT. En la figura se observan patrones más definidos y la imagen es de mejor calidad.

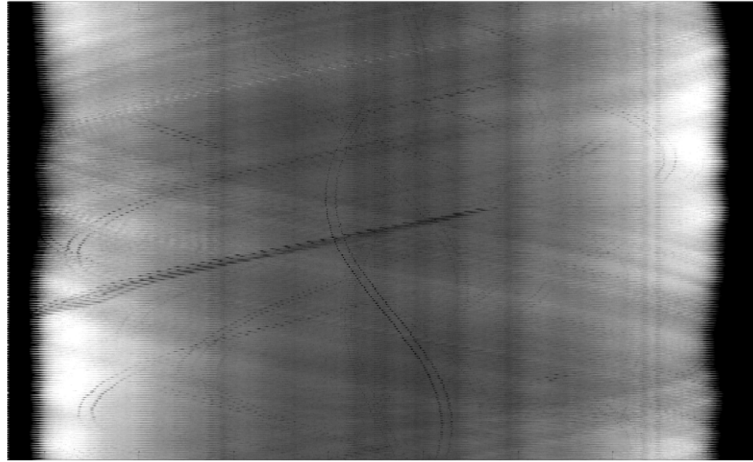


Figura 4.3: Sinograma corregido sin filtrar que se obtuvo del corte central del maniquí de referencia.

4.2.2. Distribuciones de absorbanza

La figura 4.4 muestra las distribuciones de $\text{OD}\cdot\text{cm}^{-1}$ obtenidas antes de las modificaciones mecánicas al OCT para las cuatro secuencias de escaneo: una de referencia y tres de evaluación.

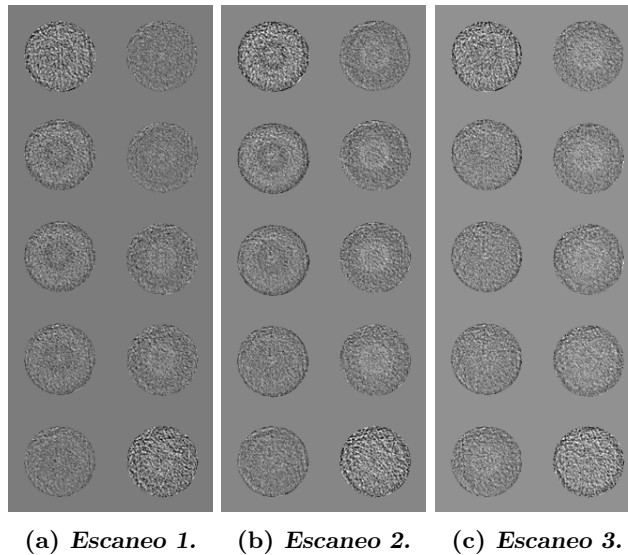


Figura 4.4: Distribuciones de absorbanza de las imágenes originales.

Las imágenes tienen un tamaño de matriz de 182×182 píxeles con una resolución de

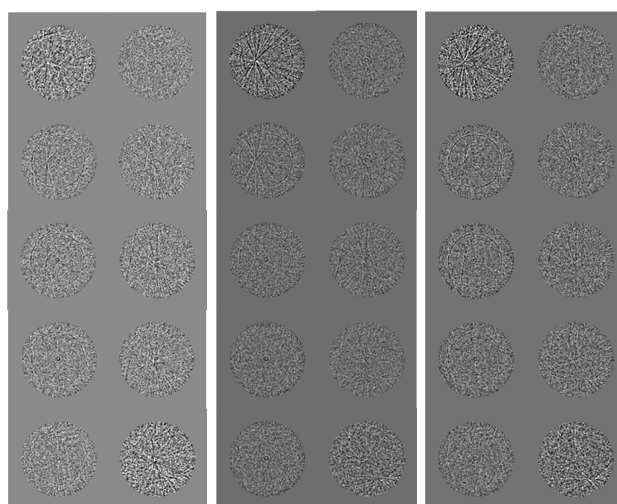
4. RESULTADOS

1.1 mm por píxel, que corresponde a un tamaño campo de vista (**FOV**¹) de 201 mm. Además, existe una separación entre planos de 100 μm . Las imágenes son presentadas en escala de gris.

En la figura 4.4 se observa un fondo en gris uniforme que corresponde a valores de $\text{OD}\cdot\text{cm}^{-1}$ por píxel igual cero y, también, un patrón granular en forma circular que corresponde a valores diferentes de cero. El fondo corresponde al líquido en el tanque del OCT y el patrón granular al maniquí de referencia. El mapa de distribución de $\text{OD}\cdot\text{cm}^{-1}$ está compuesto de valores negativos y positivos cercanos a cero.

Adicionalmente, en los primeros cinco cortes de los tres escaneos se observa un círculo oscuro en el interior del maniquí. Mientras que en los últimos cinco cortes se observa el efecto opuesto: un círculo interior menos oscuro que el resto de la circunferencia. La presencia del artefacto tipo copa es evidente y puede relacionarse con el algoritmo de reconstrucción de las imágenes, el cual ejecuta el filtro Shepp-Logan a las proyecciones obtenidas, pero las imágenes reconstruidas aún muestran artefactos evidentes.

Sin embargo, derivado del análisis de los sinogramas se requirió una adaptación mecánica del OCT. Posterior a las modificaciones, se adquirieron nuevamente distribuciones de $\text{OD}\cdot\text{cm}^{-1}$ del maniquí de referencia. En la figura 4.5 se muestran dichos resultados. Por simplicidad, estas imágenes se denominan como “imágenes corregidas” debido a la corrección realizada al hardware del OCT.



(a) *Escaneo 1 con correcciones mecánicas.* (b) *Escaneo 2 con correcciones mecánicas.* (c) *Escaneo 3 con correcciones mecánicas.*

Figura 4.5: Distribuciones de absorbanza del maniquí de referencia posterior a las modificaciones mecánicas del sistema.

¹Del inglés: “Field Of View”.

Las imágenes tienen un tamaño de matriz de 178×178 píxeles con una resolución de 1 mm por píxel, que corresponde a un FOV de 178 mm. La separación entre planos es de $100 \mu\text{m}$.

En las figuras, la ausencia del artefacto tipo copa resalta a simple vista. Por otro lado, en los primeros cortes de los tres escaneos se observa un artefacto tipo estrella, lo cual puede relacionarse con inhomogeneidades en el interior del gel.

4.2.2.1. Valor promedio de absorbanza

Con base en las imágenes originales y corregidas, se calcularon valores promedio de absorbanza y su desviación estándar, como se muestra en las figuras 4.6 y 4.7, respectivamente. En la figura 4.6 (izquierda) se observan los valores de absorbanza¹ de las imágenes originales. Dentro de las incertidumbres, el valor promedio de absorbanza es menor que cero para los primeros cortes, después crece con el número de cortes y, finalmente, alcanza el cero. Esto se debe a que la ROI con la que se calcularon los valores de absorbanza está centrada en el maniquí, región en la cual se presenta el artefacto tipo copa en la imágenes originales.

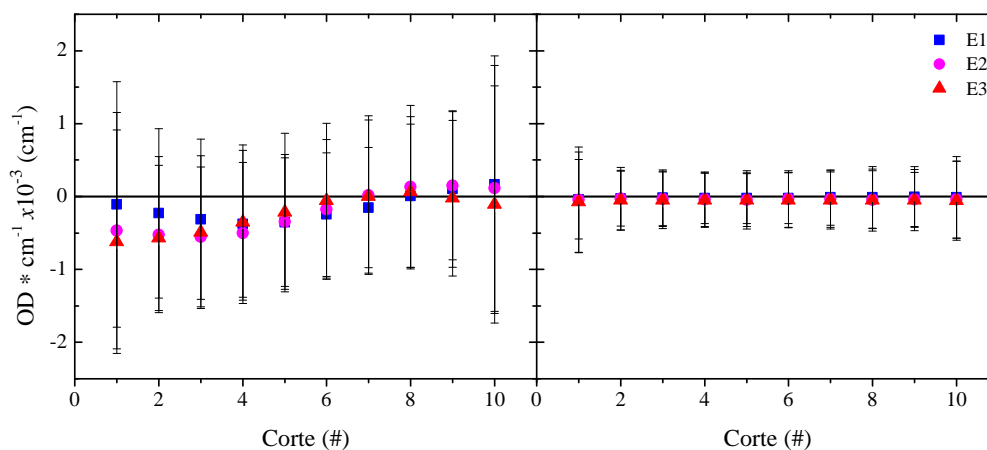


Figura 4.6: Valores promedio de absorbanza obtenidos de las imágenes originales (izquierda) y de las imágenes corregidas (derecha) con los ajustes mecánicos.

Sin embargo, si se considera la incertidumbre asociada a cada medida, se observa que no existe diferencia entre todos los cortes. También, aunque el valor promedio de absorbanza es mayor o menor que cero, siempre atraviesa el cero. Esto sugiere que la variación con respecto al cero puede estar asociada a la variabilidad de detección

¹Para facilitar la lectura se utilizará absorbanza para referirse a la absorbanza por unidad de longitud ($\text{OD} \cdot \text{cm}^{-1}$) y absorbanza total para densidad óptica (OD).

4. RESULTADOS

estadística.

En contraste, la variación del valor promedio de absorbanza de las imágenes corregidas (figura 4.6 (derecha)) es menor que las imágenes originales. En este caso, el valor promedio es constante para todos los cortes. Aunque no se observa ningún artefacto en el centro de las distribuciones, el valor promedio es negativo en todos los escaneos. Los valores base están entre $(-0.1 \pm 4.2) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ y $(-0.5 \pm 3.9) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$. Esto indica que la precisión en los valores de absorbanza mejoró con respecto a las imágenes originales.

Por otro lado, en la figura 4.7 se muestra la desviación estándar asociada a cada corte, para las imágenes originales (izquierda) como para las imágenes corregidas (derecha).

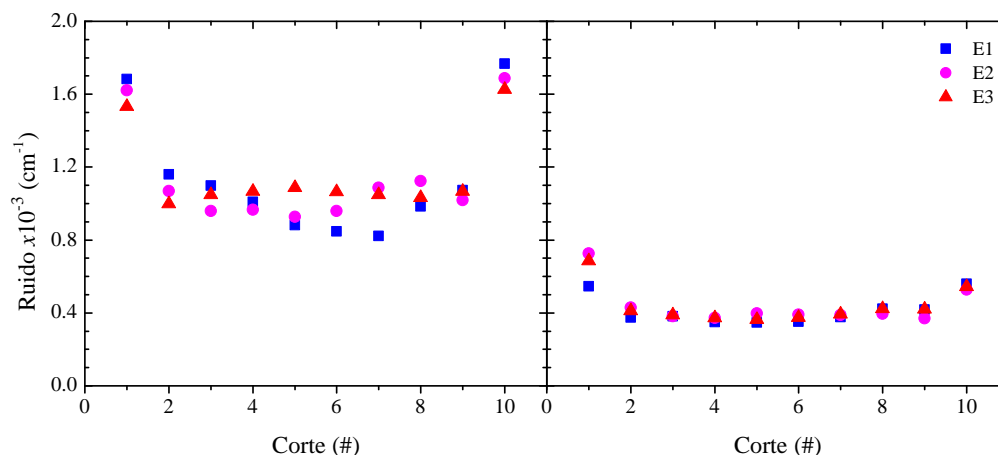


Figura 4.7: Ruido obtenido de las imágenes originales (izquierda) y de las imágenes corregidas (derecha) con los ajustes mecánicos.

Para las dos clases de imágenes, el incremento del ruido del primero y el último corte en los tres escaneos es mayor que en el resto de planos. Además, para las imágenes originales, en los cortes 2-9 el ruido oscila entre $(1.1 - 0.9) \times 10^{-3} \text{ cm}^{-1}$, aproximadamente, lo que representa una diferencia del 90 % con respecto a los cortes inicial y final.

Lo mismo sucede con las imágenes corregidas, en las que el ruido es constante alrededor de $(3.5 - 4.2) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ y difiere hasta en un 100 % del corte inicial y final. Este fenómeno es repetido tanto en las adquisiciones originales como en las posteriores a la adaptación mecánica, esto sugiere que algún componente mecánico altera el funcionamiento del OCT durante la adquisición. El ruido en las imágenes corregidas se redujo en un 400 % en comparación con las imágenes originales.

Las diferencias porcentuales en términos de intensidad de luz entre la secuencia de referencia y de evaluación obtenidas con la ec. (3.2) para la imágenes originales (iz-

quierda) y las corregidas (derecha) se presentan en la figura 4.8. En la misma figura se muestra un límite a 0.5% que corresponde a una diferencia aceptable. Este umbral se determinó como referencia adicional al valor de absorbancia promedio y ruido para evaluar el desempeño del OCT. El límite se estableció con base en los resultados observados en las imágenes corregidas. En esta prueba se espera que la diferencia porcentual de la intensidad sea aproximadamente cero, dado que el maniquí es el mismo durante la secuencia de referencia (I_r) y la secuencia de evaluación (I_e).

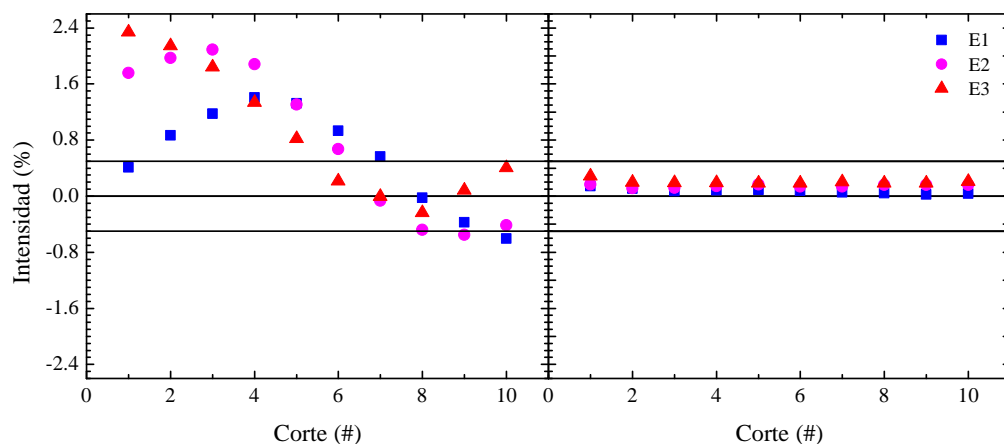


Figura 4.8: Diferencia de intensidad luminosa en las imágenes originales (izquierda) y corregidas (derecha).

Para las imágenes originales, se muestra que la diferencia porcentual aumenta con los cortes hasta alcanzar un máximo y disminuye posteriormente. El máximo depende de la secuencia de escaneo, es decir, del primero al último. Al contrario, para las imágenes corregidas, este comportamiento no se observa. Con respecto a los valores porcentuales de intensidad obtenidos en las imágenes corregidas, se encontró que todos los cortes de todos los escaneos tienen valores entre 0.02% y 0.3%. En otras palabras, en esta segunda adquisición la diferencia de intensidad luminosa registrada entre la secuencia de referencia y de evaluación es menor que en las imágenes originales hasta por un factor de 8, sobretodo para los primeros cortes.

Finalmente, se confirmó la naturaleza aleatoria de los valores adquiridos a través del estudio de la distribución estadística de los mismos, como se observa en la figura 4.9. Los histogramas mostrados corresponden a los cortes centrales (5) de los escaneos. El resto de los histogramas se incluyen en el apéndice. En cada histograma se graficó un ajuste normal, para evidenciar el comportamiento estadístico de los valores medidos. La distribución normal de los valores de absorbancia valida el uso de la desviación estándar medida en las ROIs como incertidumbre del valor promedio, con un intervalo de confianza del 68% [70]. En la tabla 4.3 se incluyen los valores promedio (μ) y desviación estándar (σ) de los histogramas mostrados en la figura 4.9.

4. RESULTADOS

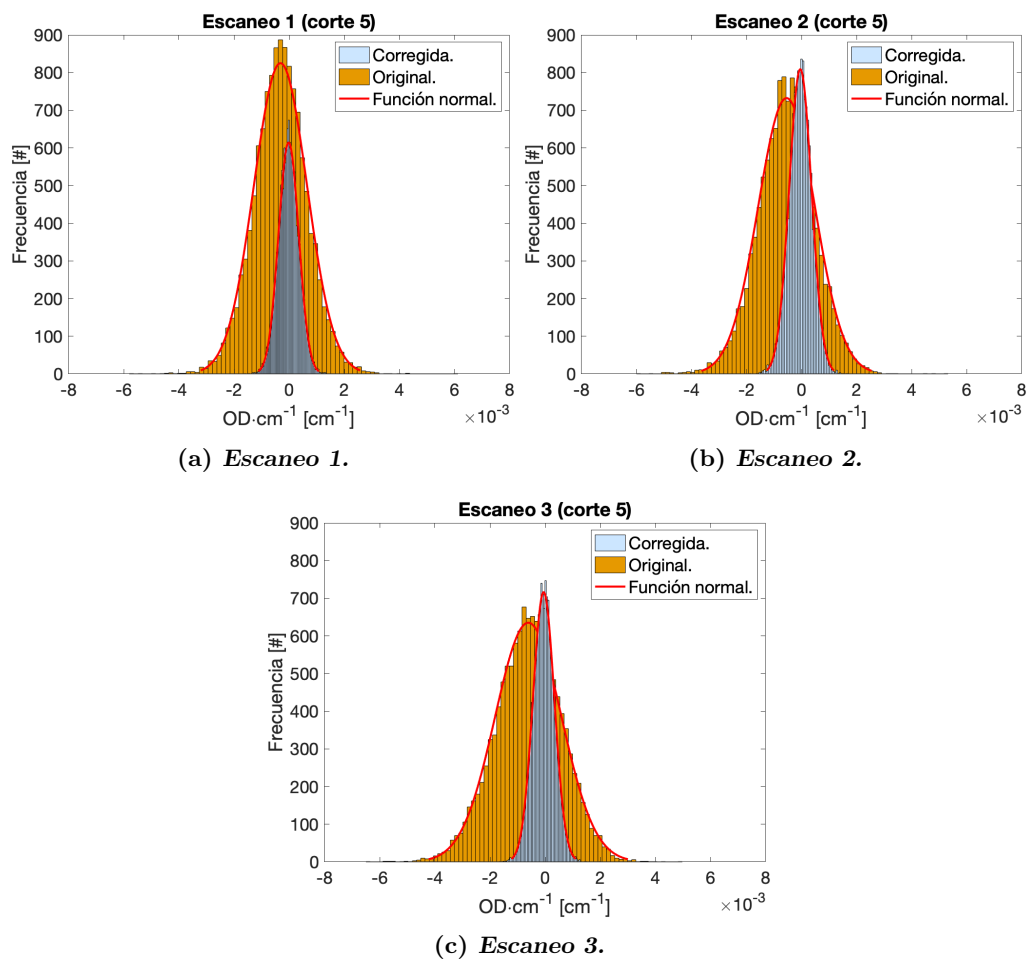


Figura 4.9: Distribución de valores de absorbancia.

	Escaneo 1		Escaneo 2		Escaneo 3	
Imagen	μ	σ	μ	σ	μ	σ
Corregida	-0.2E-04	3.7E-04	-0.5E-04	4.1E-04	-0.5E-04	3.9E-04
Original	-3.1E-04	9.6E-04	-5.5E-04	10E-04	-6.1E-04	12E-04

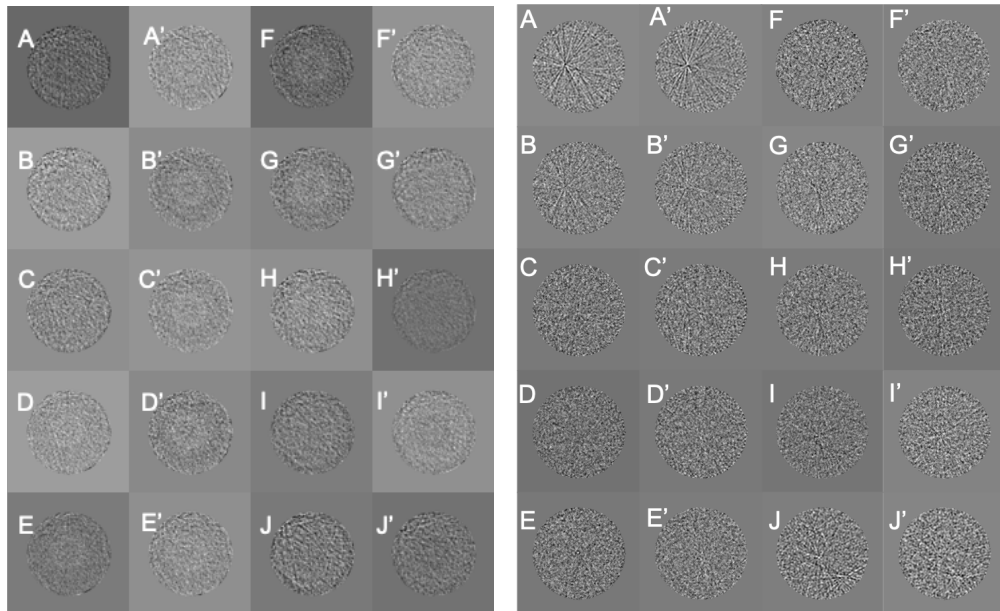
Tabla 4.3: Valor promedio y desviación estándar asociada a cada ajuste normal realizado a los correspondientes histogramas.

A partir de la figura 4.9 se estimó que el valor promedio de absorbancia y la desviación estándar de las imágenes corregidas son aproximadamente tres veces menores que en las imágenes originales. Estos resultados indican una mejora en la aproximación de la distribución de los valores obtenidos al valor esperado de cero. Lo que se puede

deber a la eliminación del artefacto en el centro de las imágenes corregidas. Además, se observa que la media en las imágenes originales está desplazada a la izquierda de la posición de las imágenes corregidas, lo que se discutirá posteriormente.

4.2.2.2. Repetibilidad

Las diferencias en las distribuciones de absorbancia entre escaneos se muestran en la figura 4.10. En la figura se compara la diferencia de los escaneos 2-1 (etiquetados con las letras A-J) y 3-2 (etiquetados con las letras A'-J'). En la figura 4.10a, el artefacto tipo copa es evidente en el centro de las distribuciones. Mientras que en la figura 4.10b no se observa este defecto, pero el artefacto tipo estrella persiste en los primeros dos cortes.



(a) *Diferencias entre escaneos con las imágenes originales.* (b) *Diferencias entre escaneos posterior a las correcciones mecánicas.*

Figura 4.10: Diferencia de distribuciones de escaneos 2-1(A-J) y 3-2(A'-J') para la evaluación de repetibilidad.

El valor promedio de las distribuciones de absorbancia asociada a las imágenes restadas y su incertidumbre correspondiente se presentan en la figura 4.11. Para las imágenes originales, la diferencia de absorbancia entre los escaneos es estadísticamente insignificante, dentro de las incertidumbres. Por lo cual, la medición es repetible. Este resultado se repite para las imágenes corregidas, pero los valores promedio de las diferencias entre escaneos son menores que en las imágenes originales hasta en un 98%. Además, para todos los cortes, la diferencia entre los escaneos está entre (-3.9 y 0.7)

4. RESULTADOS

$\times 10^{-5} \text{cm}^{-1}$ y la incertidumbre es alrededor de tres veces menor que en las imágenes originales.

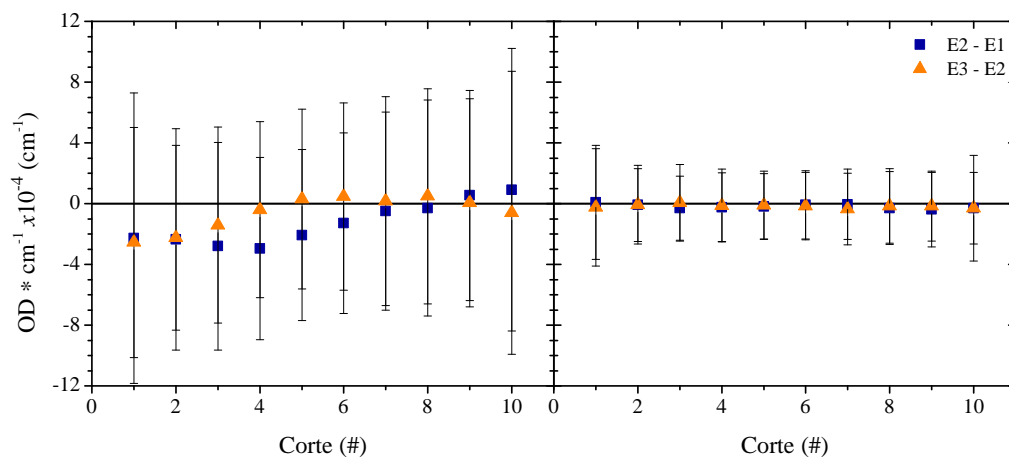


Figura 4.11: Valor promedio de absorbancia en la imágenes restadas: originales (izquierda) y corregidas (derecha).

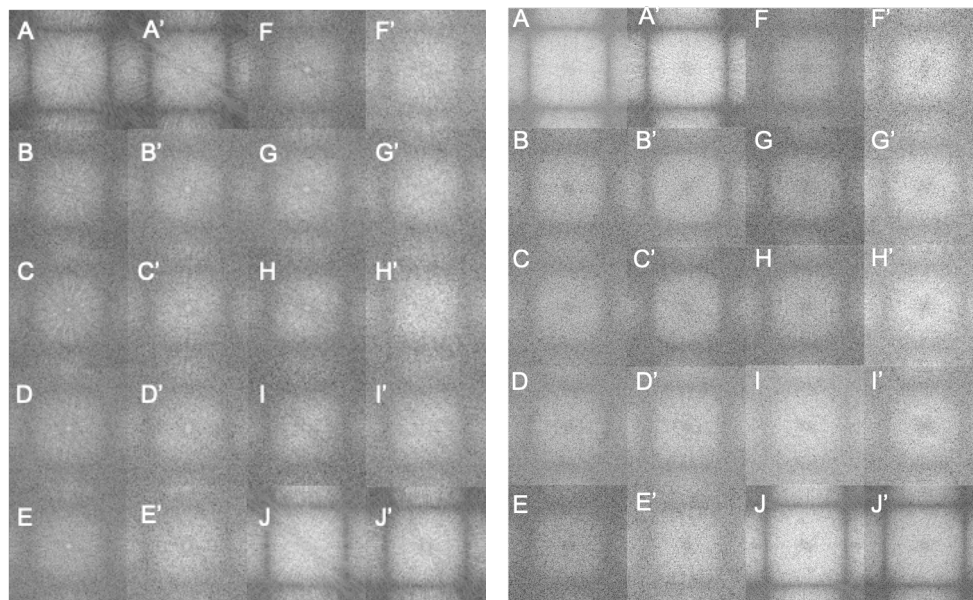
En la figura 4.12 se muestra la transformada de Fourier rápida (**FFT**¹) de las imágenes restadas tanto originales (izquierda) como corregidas (derecha). En las FFT de las imágenes originales, se observa un patrón cuadrado claro en el centro de los cortes, el cual también es evidente en las FFT de las imágenes corregidas.

Por un lado, esto sugiere que la baja resolución de las imágenes originales y corregidas produce distorsiones en la distribución de frecuencias de las FFT. Por ello, no se observan diferencias evidentes en las FFT de la figura 4.12. Por otro lado, el patrón en las FFT puede considerarse de forma aproximada como la presencia del artefacto tipo copa. Sin embargo, este artefacto no es evidente en la imágenes corregidas a simple vista. De acuerdo con el reporte No. 19 del OIEA para las pruebas de calidad de un tomógrafo computacional, la condición de artefactos no visibles es más que aceptada.

Por otro lado, se puede observar que en el primer y último corte de los dos conjuntos de imágenes el contraste entre el cuadrado central y el fondo de la imagen es mayor que en el resto de los cortes. Esto concuerda con los valores de absorbancia y ruido encontrados anteriormente (ver figuras 4.6 y 4.7) en los cortes iniciales y finales.

Finalmente, a partir de las FFT de los dos conjuntos de imágenes se puede concluir que no hay patrones que sugieran la falla del detector o del haz láser.

¹Del inglés: “Fast Fourier Transform”.



(a) *FFT de las diferencias de imágenes originales.* (b) *FFT de las diferencias de imágenes corregidas.*

Figura 4.12: Transformadas de Fourier de las diferencias de las distribuciones de absorbanza de escaneos 2-1(**A-J**) y 3-2(**A'-J'**).

4.2.2.3. Uniformidad

En la figura 4.13 se presentan los valores promedio de absorbanza obtenidos de la diferencia absoluta entre las cinco ROIs para las imágenes originales y corregidas. Para ambos conjuntos de imágenes, la diferencia entre los valores de absorbanza medidos en las cinco ROIs es estadísticamente insignificante, debido a la incertidumbre asociada en cada caso. Este resultado es el mismo para todos los cortes y escaneos.

Para las imágenes originales, se observa que las diferencias en el valor de absorbanza en el primer escaneo (E_1) crecen y decrecen alrededor de $3.5 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ como función de los cortes. Mientras que las diferencias en el segundo (E_2) y tercer (E_3) escaneo aumentan como función de los cortes hasta alcanzar un máximo alrededor de $7.0 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ en el sexto corte y, posteriormente, decrecen. Con estas diferencias no se evidencia el artefacto en el centro de las imágenes. Para las imágenes corregidas, en todos los escaneos los valores están entre $(0.04 \text{ y } 2.0) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ y son insignificantes considerando las incertidumbres. Los valores promedio de las diferencias entre ROIs son menores que en las imágenes originales hasta por un factor de 175 veces. Lo que sugiere una importante mejora en la uniformidad de las imágenes corregidas.

En la figura 4.14 se muestran las diferencias porcentuales de intensidad luminosa

4. RESULTADOS

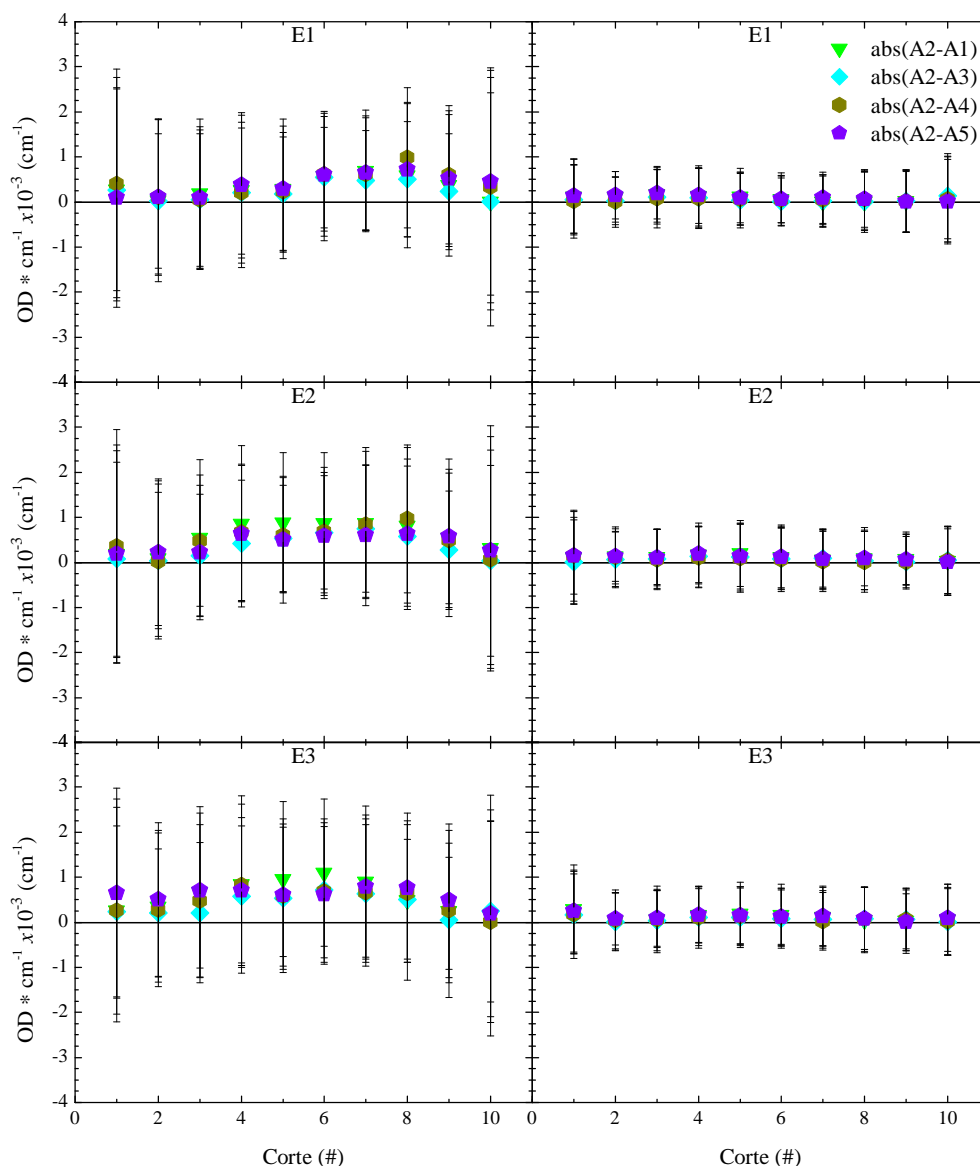


Figura 4.13: Valores promedio de absorbancia de la diferencia entre la ROI central (**A2**) y las periféricas (**A1-A5**) obtenidos de las imágenes originales (izquierda) y corregidas (derecha), respectivamente.

entre las regiones utilizadas para analizar la uniformidad. En la figura, se observa un límite al 1.0% establecido como una diferencia aceptable de acuerdo con los resultados encontrados en las imágenes corregidas. Esta evaluación se propuso como una prueba adicional para estudiar el funcionamiento del OCT. Con base en los valores obtenidos y el límite establecido, se puede estimar que los valores medidos en las imágenes originales comprometen la uniformidad de la distribución de absorbancia medida. Adicionalmen-

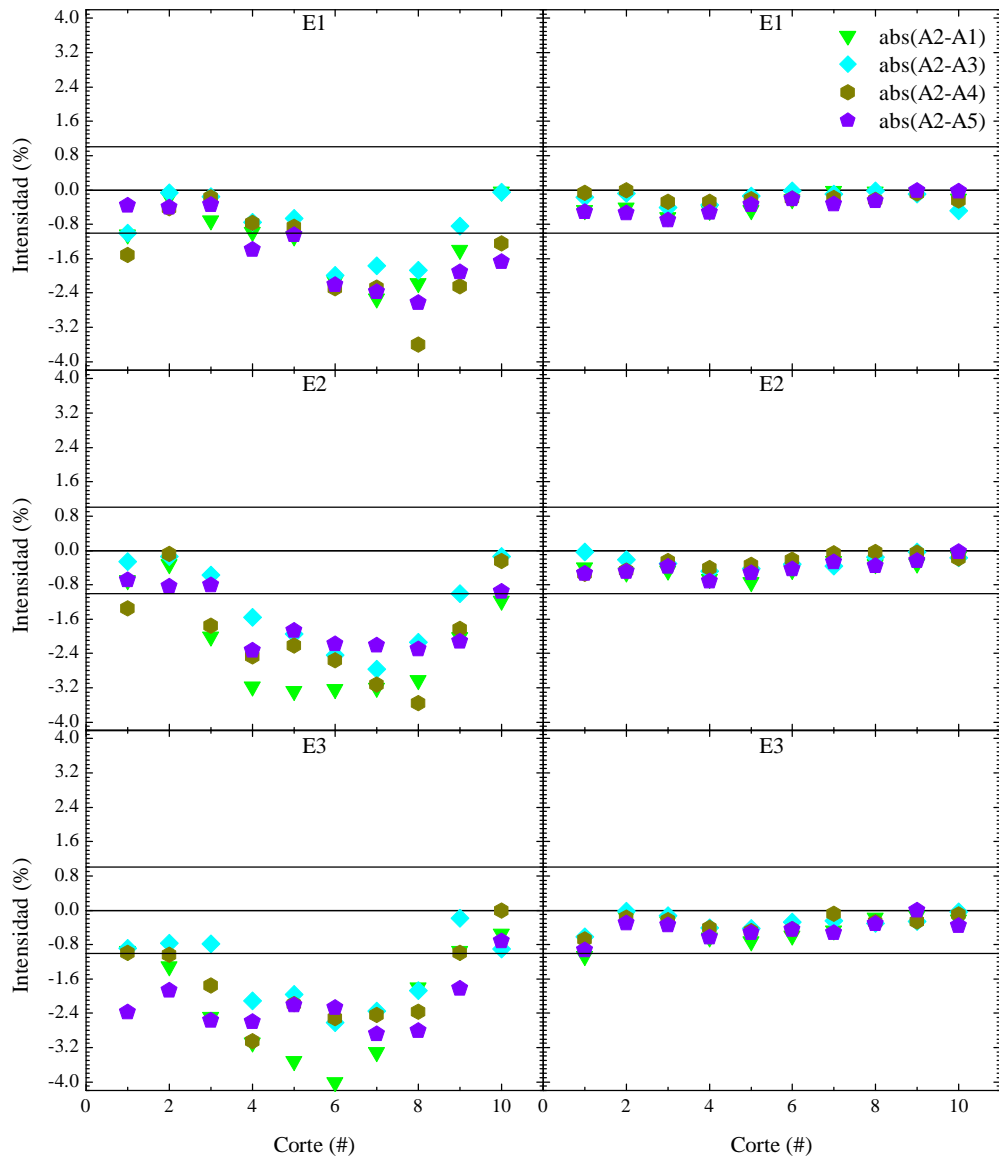


Figura 4.14: Diferencia porcentual en términos de intensidad luminosa entre la ROI central (**A2**) y las periféricas (**A1-A5**) obtenidos de las imágenes originales (izquierda) y corregidas (derecha), respectivamente..

te, para ambos conjuntos de imágenes, no hay diferencias porcentuales negativas lo que está asociado al valor absoluto de la diferencia porcentual entre áreas.

Para las imágenes originales, las diferencias porcentuales en términos de la intensidad luminosa entre ROIs muestran discrepancias de hasta el 4% entre la ROI central y las periféricas para todos los cortes, como se observa en la figura 4.14. La diferencia

4. RESULTADOS

aumenta con los cortes y alcanza un máximo alrededor del octavo y sexto corte, para el primer-segundo y el tercer escaneo, respectivamente. Este efecto se ve magnificado por el artefacto copa en el centro del maniquí. Para las imágenes corregidas, las diferencias están entre 0.1 % y 1.0 % para todas las regiones. En promedio la diferencia porcentual es constante alrededor del 0.4 % para todas las regiones y cortes de todos los escaneos.

Adicionalmente, en la figura 4.15 se observan los perfiles horizontales y verticales del corte central de los tres escaneos para las imágenes originales y corregidas. En las figuras, se observan dos umbrales en dos y tres unidades de desviación estándar, la cual se obtuvo del ajuste normal en cada escaneo (ver figura 4.9).

En las figuras mostradas se observa que el 99 % de los puntos de las imágenes originales y corregidas son menores que tres unidades de desviación estándar, lo que concuerda con la teoría considerando que los datos siguen una distribución normal, por lo que no hay una diferencia evidente entre los dos conjuntos de imágenes. Además, en las figuras se incluyen dos líneas horizontales: una azul y una roja, las cuales corresponden al valor promedio del ajuste normal de la imagen corregida y original, respectivamente.

En las imágenes originales, se observa que el valor promedio de absorbancia no es estrictamente cero, sino tiene una tendencia negativa. Esto sugiere que el artefacto en el centro de las imágenes está compuesto en su mayoría por valores negativos de absorbancia y, adicionalmente, tiene una importante contribución en el promedio de absorbancia total de cada corte. En las imágenes corregidas, el valor promedio de absorbancia se aproxima más al valor esperado igual a cero tal como se reportó anteriormente (ver tabla 4.3 y texto referido). El valor promedio negativo concuerda con el artefacto tipo copa que no es evidente, pero que se puede identificar a través de las FFT de las imágenes restadas.

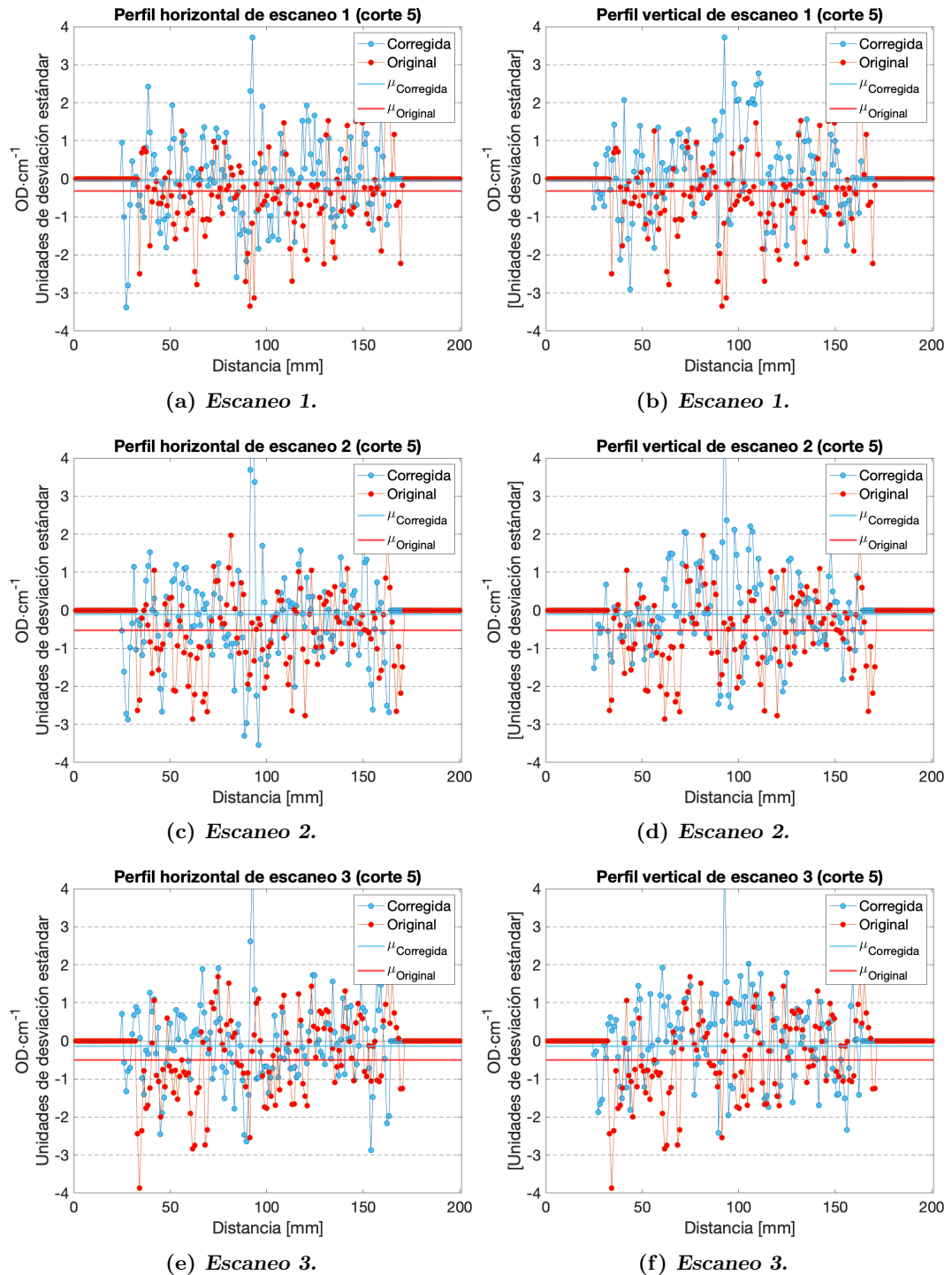


Figura 4.15: Perfiles horizontales (izquierda) y verticales (derecha) de las imágenes originales y corregidas.

Discusión

Las rayas verticales observadas en el sinograma de la figura 4.2 son un indicativo de un artefacto tipo anillo. Este tipo de artefacto puede presentarse en una imagen reconstruida por diferentes razones: falla en el funcionamiento de alguno de los componentes del detector, error en la calibración de los componentes o por efecto de endurecimiento del haz [75]. Debido a que el detector utilizado consta de un solo componente sensible a la luz y es estable, una posible razón podría ser el endurecimiento del haz. Esta hipótesis está basada en el hecho de que el detector muestra un comportamiento regular con respecto a la señal detectada. En la figura 5.1 se muestra la señal registrada en términos de voltaje. Se pueden observar tres patrones rectangulares que corresponden a tres oscilaciones del espejo oscilante, el cual comienza su movimiento desde la posición izquierda desde el punto de vista del láser, como se esperaba.

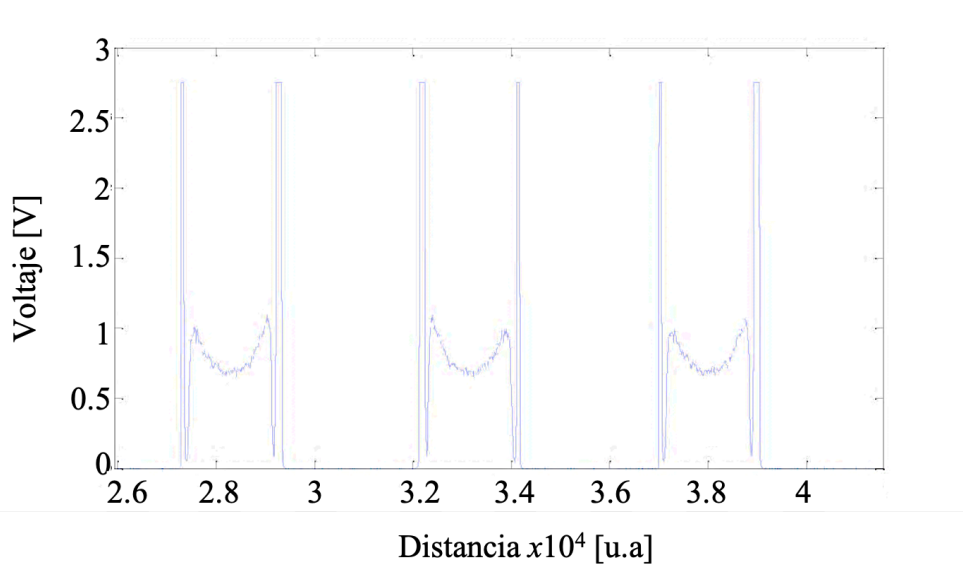


Figura 5.1: Señal registrada por el detector del maniquí de referencia sin movimiento.

Los rectángulos verticales observados en la figura 5.1 representan las paredes del maniquí de vidrio y entre ellas se encuentra la señal asociada al gel radiocrómico. Una pared luce aparentemente más delgada que otra, también la señal en el interior del maniquí parece más intensa en un lado que en el otro. Esto sucede por la rotación que sufrió el sistema antes del tanque para evitar la reflexión del haz original. Con esta configuración el haz recorre una mayor distancia a lo largo de una pared de vidrio en comparación con la otra. Como consecuencia se registra un grosor mayor en una pared que en la otra. Este efecto se ve magnificado en la pérdida de señal en el interior del maniquí. Así, se puede argumentar lo siguiente: a) el detector registra adecuadamente el maniquí de referencia y b) la señal detectada en el centro del maniquí disminuye debido a la atenuación del haz en el interior del gel. Por lo tanto, los artefactos que se observan en las imágenes originales se deben al endurecimiento del haz.

En la figura 5.2 se muestra una versión detallada de un sinograma descompuesto en dos partes. Un conjunto (5.2A) corresponde a las proyecciones impares, es decir, aquellas que se adquirieron durante el movimiento del espejo oscilante de izquierda a derecha desde el punto de vista del láser, mientras el segundo sinograma (5.2B) corresponde a las proyecciones pares, es decir, las adquiridas con el movimiento contrario del espejo.

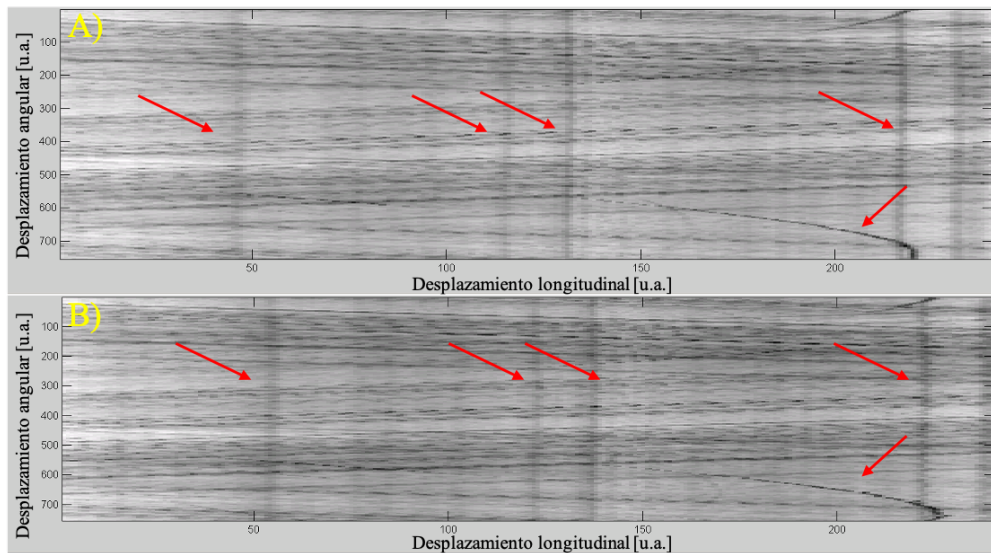


Figura 5.2: A) Sinograma de proyecciones impares. B) Sinograma de proyecciones pares.

Las flechas rojas muestran las líneas verticales con mayor detalle. Comparando los dos sinogramas se observa una diferencia en las posiciones de las líneas verticales y de las partículas de polvo señaladas en rojo. Este efecto se observa como una duplicación de las trayectorias de las partículas de polvo y de las rayas verticales en el sinograma

5. DISCUSIÓN

final, el cual combina las contribuciones pares e impares como se observa en la figura 5.3 (izquierda). Además, se observó que las partículas de polvo mostradas en algunos sinogramas finales no siguen una trayectoria ascendente suave, más bien, la trayectoria es errática y oscilante como se observa en la figura 5.3 (derecha). Esta característica se repite tanto en el centro como en los extremos del sinograma.

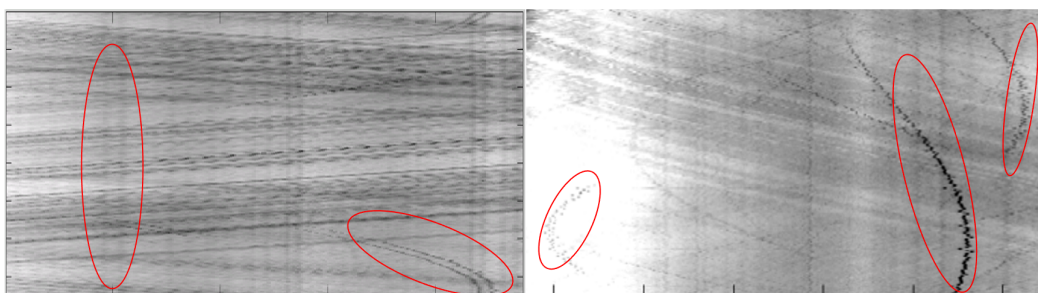


Figura 5.3: Combinación de proyecciones pares e impares (izquierda) y trayectorias erráticas de partículas de polvo suspendidas en la superficie del maniquí de referencia (derecha) en la generación del sinograma final.

Adicionalmente, las trayectorias de las partículas de polvo (señaladas en rojo) que inician en un extremo del campo de vista no concluyen en el extremo opuesto, como se espera. Este fenómeno está asociado a la falta de perpendicularidad del eje de rotación del maniquí con respecto al plano de lectura del haz. Dado que se verificó que el haz incidiera en un plano paralelo a la mesa óptica, se concluyó que el eje de rotación del maniquí tenía una inclinación. Estos aspectos motivaron el ajuste mecánico de este eje.

Por otro lado, los patrones erráticos y el desfase de proyecciones observados en los sinogramas sugieren que la velocidad del espejo oscilante durante su movimiento no es uniforme al ingresar al campo de vista (**FOV**). Este aspecto puede asociarse a una resistencia interna del motor 1 del espejo oscilante. Esto se deduce del mecanismo empleado por el OCT para la reconstrucción de los sinogramas y de las imágenes de distribución de absorbancia. El programa de reconstrucción considera el FOV, la velocidad de oscilación del motor 1 y el movimiento secuencial del motor 1 y 3 (rotación del maniquí). Idealmente, a partir del tiempo de adquisición por proyección¹ del motor 1 y del FOV, el OCT determina la velocidad de rotación del maniquí de tal manera que éste gire 360° cada 400 proyecciones. Así, 200 proyecciones, pares o impares, escanean 180° del maniquí.

Sin embargo, dado que el motor 1 presenta resistencia interna, el tiempo de adquisición por proyección difiere del esperado. Entonces, la rotación del maniquí debido al motor 3 se desincroniza con respecto al movimiento del motor 1. Además, partiendo de este análisis, se concluyó que la resistencia se presenta con mayor intensidad en los

¹También se puede entender como la velocidad teórica del motor 1.

extremos del FOV, es decir, al inicio de cada movimiento del espejo oscilatorio. Este defecto se traduce en un problema de compatibilidad entre las proyecciones adquiridas bajo la oscilación del espejo de izquierda a derecha y la opuesta. Como consecuencia, en lugar de observar partículas de polvo con trayectorias sinusoidales ascendentes suaves, se observan trayectorias erráticas y desfase en las rayas verticales, como se observó en la figura 5.3.

Estos aspectos motivaron las adaptaciones mecánicas realizadas. Por un lado, el tiempo que le toma al OCT adquirir una proyección del maniquí queda determinado por la velocidad y la distancia (FOV) que escanea el haz. Por otro lado, este tiempo define la velocidad de rotación del motor 3. Entonces, esto sugiere que la diferencia en la sincronización temporal entre el motor 1 y 3 se reduce al definir un tamaño de campo menor que el inicial. Por ello, se decidió reducir el FOV de 201 mm a 178 mm.

En el sinograma crudo obtenido después de las correcciones mecánicas (figura 4.3) aún se observan patrones duplicados de las trayectorias de las partículas de polvo y de las rayas verticales como se muestra en la figura 5.4. Asimismo, las trayectorias de polvo que inician en un extremo del FOV no concluyen en el extremo opuesto, pero el patrón recorre una mayor distancia que en los sinogramas originales. Esto indica que la modificación del eje de rotación del maniquí tuvo un efecto correctivo en los sinogramas. No obstante, se evidencia que se requiere un ajuste más severo del eje de rotación para observar las trayectorias completas.



Figura 5.4: Patrones duplicados (izquierda) en un sinograma de las imágenes corregidas y sinograma corregido (derecha).

Como se observa en este sinograma obtenido después de las adaptaciones mecánicas, se eliminan los patrones erráticos, se observan trayectorias de las partículas de polvo más completas, como se espera, pero la duplicidad persiste. Con base en este análisis de la duplicidad, se determinó que las proyecciones pares están recorridas 2 mm a la

5. DISCUSIÓN

izquierda de su posición original. Entonces, para reducir la duplicidad de los patrones en el sinograma es necesario corregir mediante software este defecto.

A pesar del desfase de las proyecciones pares e impares, se obtuvieron imágenes sin el artefacto tipo copa. Una razón de esto es que las adaptaciones mecánicas impactaron positivamente en los sinogramas. Por un lado, la reducción del FOV contribuyó a la eliminación de las trayectorias erráticas de las partículas de polvo. También, la rotación del sistema colocado antes del tanque evitó que la reflexión del haz en la pared de este y en la lente de Fresnel impactaran negativamente en la estabilidad del haz original. La alineación del eje de rotación del motor 3 optimizó la adquisición de proyecciones plano a plano. Esto sugiere que previo a las modificaciones mecánicas, aunque el software de reconstrucción ejecutaba el filtro Shepp-Logan a las proyecciones obtenidas, las imágenes reconstruidas mostraban artefactos evidentes, por lo que todas las adaptaciones tuvieron un efecto correctivo en la generación de las distribuciones de absorbancia.

No obstante, es necesario resaltar un punto importante en la duplicidad presentada en los sinogramas. El maniquí de referencia es, en general, de un material homogéneo y las secuencias de referencia y de evaluación se realizaron sobre el maniquí sin cambio estructural. Entonces, los sinogramas obtenidos durante ambas secuencias son iguales. Dado que estos sinogramas son utilizados por el software para producir la distribución de absorbancia del maniquí, entonces, no se percibe ningún defecto adicional en la imagen final. Sin embargo, este resultado puede ser diferente si se irradia el maniquí, pues los sinogramas obtenidos durante las secuencias ya no serían iguales, por lo que el resultado puede presentar artefactos más severos. Por ello, es necesario modificar el software de reconstrucción para evitar artefactos en las imágenes.

Por otro lado, aunque los artefactos tipo copa no están presentes en las imágenes corregidas, artefactos tipo estrella aparecen en los primeros dos cortes. Estos artefactos son originados por la solidificación del gel en el interior del maniquí. Lo cual significa que el gel no es homogéneo en todo su volumen. Este artefacto es independiente del funcionamiento del OCT o del software de operación.

Con respecto al impacto de las rectificaciones mecánicas en las mediciones, se observa que el ruido y el valor promedio de absorbancia se redujeron, de tal forma que el artefacto tipo copa no es perceptible en las imágenes corregidas. En particular, el ruido en las imágenes corregidas se redujo en un factor de más de cuatro comparado con las imágenes originales. Adicionalmente, para los dos conjuntos de imágenes, se muestra que el primer y último corte, para todos los escaneos, tienen una diferencia en un factor de dos con respecto al resto de los planos. Esto podría estar relacionado con el movimiento mecánico del motor 2 (selector de corte) al empezar y terminar un escaneo. Por este motivo, se recomienda adquirir dos cortes adicionales: uno al inicio y otro al final de la región de estudio, para cada medición, los cuales no se considerarán para el análisis.

A pesar de los artefactos observados en las imágenes originales (ver figuras 4.4), dentro de las incertidumbres, no hay diferencia entre los valores de absorbancia entre cortes para todos los escaneos. Aunque este fenómeno se ve reducido en las imágenes corregidas, en las cuales los valores de absorbancia son constantes alrededor de $(-0.1 \pm 4.2) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ y $(-0.5 \pm 3.9) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$.

Además, se encontró que los valores de absorbancia siguen una distribución normal y los valores promedio por corte, como se mostró previamente, son negativos. Teóricamente, la absorbancia debe ser cero, debido a que el objeto de estudio es idéntico durante la secuencia de referencia y la de evaluación. Sin embargo, los valores de absorbancia son diferentes de cero. Esto puede deberse a la variación estadística en la detección de los fotones. Por otro lado, se observa que la distribución de valores de absorbancia se aproxima mejor al valor esperado en las imágenes corregidas que en las originales. Adicionalmente, en los histogramas se evidencia la reducción de la desviación estándar en las imágenes corregidas.

Entonces, los valores promedio de absorbancia medidos en las imágenes originales y corregidas, no son diferentes entre sí considerando las incertidumbres. La diferencia entre las dos distribuciones de absorbancia es la precisión y la estabilidad de las mediciones como función del corte estudiado. No obstante, con base en estos valores no se puede determinar cuantitativamente ningún problema en la imagen durante la adquisición. Por ello, paralelamente a la identificación de los artefactos en las imágenes, se propuso una métrica adicional para evaluar el desempeño del OCT. Esta medida cuantifica la diferencia porcentual en términos de intensidad luminosa entre la secuencia de referencia y la de evaluación del maniquí de referencia. Así, con base en los resultados encontrados, se establece como límite aceptable una diferencia del 0.5 %, la cual no se satisface en las imágenes originales, puesto que muestran una diferencia de hasta un 2 %.

Los resultados mostrados en la figura 4.11 indican que las imágenes son repetibles. Esto se concluye considerando que los valores de absorbancia promedio para todos los cortes y escaneos no son diferentes entre sí tomando en cuenta la incertidumbre. El resultado sugiere que la atenuación del haz en el centro del maniquí tiene el mismo efecto entre escaneos. Así, se descarta algún fallo o fenómeno en el OCT que comprometa la repetibilidad de las mediciones. Lo anterior se confirma con los resultados obtenidos con las transformadas de Fourier de las imágenes restadas. Además, estos resultados sugieren que no hay ningún fallo asociado al detector, del láser o de algún componente adicional del OCT.

Por otro lado, los resultados de uniformidad muestran que la diferencia de absorbancia entre regiones en un corte específico por escaneo es estadísticamente insignificante debido a las incertidumbres, para las imágenes originales y las corregidas. Además, en las imágenes originales se observa un aumento en la diferencia entre regiones en los

5. DISCUSIÓN

cortes 4-7. Lo cual podría estar asociado con la región del maniquí en la cual se realizó la adquisición. Las adquisiciones se realizaron aproximadamente a la mitad de la altura del maniquí. Esto indica que en los cortes 4-7 el efecto de atenuación del haz se intensifica pues en dicha región el diámetro de la esfera es máximo. Este efecto también se produce en las imágenes corregidas, sin embargo, no es evidente debido a que los valores de absorbancia y ruido son menores que en el caso de las imágenes originales.

Como sucede en la evaluación de repetibilidad, la diferencia entre regiones para los dos conjuntos de imágenes no provee información sobre artefactos presentes en las imágenes. Por ello, se utilizó el mismo criterio de la diferencia porcentual en términos de intensidad luminosa, para determinar si existen discrepancias entre regiones de análisis dentro de un mismo corte. Con este análisis para las imágenes originales, se evidencia una diferencia de hasta el 4%. Mientras que para las imágenes corregidas, la diferencia es de hasta el 1%. Con base en este análisis se establece como límite aceptable para la percepción de uniformidad el 1% de diferencia en intensidad luminosa entre regiones de estudio.

Los perfiles de absorbancia muestran dos cosas. Por un lado, el valor promedio de densidad óptica es negativo, como indican los resultados previos. Aunque de manera general, no se observa ningún patrón relacionado con el artefacto. Por otro lado, se puede identificar que el 99% de los puntos están dentro del valor promedio ± 3 desviaciones estándar. Esto se espera dado que los datos siguen una distribución normal.

Consideraciones finales y trabajo a futuro

Con base en las adaptaciones realizadas al OCT hay fortalezas y limitantes que destacar del dispositivo.

Una limitación del OCT es la falta de automatización en la modificación de los componentes mecánicos, por lo que las adaptaciones están sujetas a la pericia y estimaciones visuales del operador. Por ejemplo, la adaptación del campo de vista y la medición de la longitud del mismo se realiza de manera manual: es necesario recorrer los marcos laterales del lente de Fresnel anterior y medir la distancia entre ellos con una regla. Debido al paralaje en este proceso, la medida no está exenta de error humano. Además, cada marco lateral es independiente entre sí, entonces, si algún marco se inclina se obtiene un campo de vista variable como función de la posición del motor selector de corte.

Una solución a este problema es graduar el marco que sostiene al lente de Fresnel anterior, de tal manera que se evite el problema de paralaje. Para ello se puede colocar una cinta métrica adherible sobre este marco. Para evitar el problema del campo de vista no uniforme se requiere eliminar la independencia entre los marcos laterales.

Otra limitante del sistema es el posicionamiento del detector. El cual debe realizarse a través de la visualización de la incidencia del haz en el volumen sensible del detector. Para este proceso, el haz debe posicionarse en los extremos de campo de vista y, de manera simultánea, se coloca el detector en el punto focal del lente de Fresnel posterior. Como se aprecia, este método debe realizarse por dos operadores. El posicionamiento del detector se realiza como consecuencia de la modificación de la configuración del OCT. Sin embargo, la configuración actual del OCT se considera estable, por lo que no se esperan más modificaciones mecánicas importantes en el escáner.

Aunque no se observó variación en la posición del punto focal en el detector debido al movimiento del haz láser a través del maniquí y considerando que en estudios previos se demostró que la refracción del haz láser debido a la interfase entre la pared vidrio del matraz y el interior del maniquí no afecta significativamente la trayectoria del haz

[53], se recomienda evaluar este efecto en el OCT mediante mediciones de paraxialidad en la región del maniquí en presencia y en ausencia de este.

Una ventaja de que el OCT sea compacto es que puede colocarse en cuartos reducidos. Lo que es útil para su uso clínico, ya que no se requiere de espacios amplios para su ubicación y operación.

Otra fortaleza del dispositivo es que la resolución espacial de las reconstrucción puede modificarse con el software disponible. De manera estándar la imagen tiene una resolución de 1.1 mm y 0.1 mm en el plano de la imagen y en el eje z , respectivamente, para un campo de vista de 178 mm. En esta configuración destaca el manejo de la reconstrucción a un bajo costo computacional, es decir, la reconstrucción toma menos tiempo en realizarse y la transferencia de datos entre dispositivos es rápida. En cambio, si se pretende estudiar con mayor detalle regiones específicas de la misma, se puede aumentar la resolución en el plano de imagen hasta $50 \mu\text{m}$. Como trabajo a futuro falta por medir la resolución espacial que puede proporcionar el dispositivo. La capacidad del sistema de alternar entre ambas resoluciones le da la versatilidad necesaria para usarse en aplicaciones clínicas y en líneas de investigación de ciencia básica.

El OCT, bajo la configuración actual, está pensado para utilizarse con maniqués de hasta 16.2 cm de diámetro. Como trabajo a futuro, estos maniqués puede ser empleados para el control de la calidad (**QC**) en tratamientos de radioterapia con técnicas modernas como IMRT o VMAT, en los que los planes de tratamiento involucren volúmenes de dimensiones equivalentes a una cabeza de un humano adulto. Específicamente en tratamientos de cabeza completa con protección al hipocampo y de próstata postoperatoria. Por otro lado, como se mencionó en la primer sección de esta tesis, el uso de maniqués con gel no se reduce exclusivamente al QC de la impartición de los tratamientos de radioterapia. También, se busca estudiar el proceso completo al que es sometido un paciente durante un procedimiento estándar de radioterapia y evaluar la incertidumbre asociada a la colocación del paciente, a través de los diferentes dispositivos utilizados para dicho fin. Esta metodología, aunque no es convencional, puede ofrecer información adicional a considerar para la planeación e impartición de un tratamiento.

Adicionalmente, el uso del OCT no se aplica únicamente al campo de la radioterapia clínica. Una nueva línea de investigación a futuro comprende la investigación de la densidad de ionización en el gel. Por medio de este dispositivo se pueden investigar las trazas producidas por la radiación ionizante en el gel. De esta forma se puede medir directamente la densidad de ionización como función de la energía y del tipo de radiación. Además, dado que el gel puede producirse en el laboratorio, este puede adoptar las propiedades físicas de la estructura anatómica deseada. De tal manera que se puede diseñar un gel músculo equivalente u órganos específicos equivalentes. Esta línea de investigación a futuro podría ofrecer información sobre los procesos físicos a escalas comparables con el ADN, lo que implica una comprensión integral del depósito

de energía con radiación ionizante durante un tratamiento de radioterapia. Lo que puede impactar en el diseño de los tratamientos mismos.

Conclusiones

En este trabajo se caracterizó un tomógrafo óptico comercial para propósitos clínicos y para investigación. Por un lado, este trabajo destaca por incorporar un dispositivo capaz de medir la distribución de absorbancia asociada a la dosis absorbida durante un tratamiento de radioterapia en tres dimensiones. Esta característica se confronta con la metodología convencional 2D utilizada hoy en día en la clínica.

Por ello, antes del uso práctico del tomógrafo óptico, en este trabajo se evaluaron los valores base de absorbancia promedio y ruido, repetibilidad y uniformidad, considerando que el dispositivo no contaba con hoja técnica alguna. En las imágenes originales, antes de las adaptaciones realizadas al dispositivo, se observó un artefacto tipo copa en la región central de todos los escaneos, lo que se asoció con un efecto de atenuación del haz, el cual no pudo corregirse mediante software. Por ello se realizaron adaptaciones al equipo tales como: cambio y alineación del motor 1 y del espejo oscilante, reducción del campo de vista, rotación y traslación del sistema óptico y mecánico colocado en la región anterior al tanque para la visualización correcta del maniquí y reducción de reflexiones indeseadas del haz láser, modificación del eje de rotación del maniquí de referencia y reposicionamiento del detector. A partir de las adaptaciones mecánicas realizadas al OCT no se observó el artefacto tipo copa en las imágenes corregidas de absorbancia. Con respecto a las transformadas de Fourier de las imágenes restadas corregidas se concluye que el patrón cuadrado es producido por la distorsión en el dominio de frecuencias y puede indicar, de manera aproximada, la presencia de un artefacto. Aunque de acuerdo con el reporte No. 19 del OIEA [2] la condición actual del OCT es aceptable para su aplicación, dado que el supuesto artefacto no interfiere en la visualización de la estructura del maniquí.

Con base en el análisis de los sinogramas, se concluye que es necesario trasladar las proyecciones pares 2 mm a la derecha de su posición original para corregir futuros artefactos en las imágenes. Además, se requiere un ajuste más severo al eje de rotación del maniquí para asegurar una lectura adecuada de cada plano de adquisición con el maniquí. Otro aspecto en las imágenes es el artefacto tipo estrella. No obstante, este

artefacto es producido por la heterogeneidad del gel; cúmulos de gel con un número atómico mayor que el material circundante. En consecuencia, este defecto en la imagen corregida solo se presenta en los cortes en los que existen inhomogeneidades en el gel.

Se encontró en las imágenes corregidas que los valores base de densidad óptica promedio están entre $(-0.1 \pm 4.2) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ y $(-0.5 \pm 3.9) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$. Mientras que el ruido está entre $(3.5 - 4.2) \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$, lo que representa una reducción de hasta un factor de más de cuatro con respecto a las imágenes originales. Estos valores son útiles para evaluar cualquier anomalía en la reconstrucción de imagen, por lo que deben tomarse como referencia para las evaluaciones de imagen en el futuro. A partir del análisis de estos valores, se observó que el primer y último corte, son aproximadamente dos veces más ruidosas que el resto de los cortes debido al movimiento mecánico del motor 2 del OCT. Por ello, se sugiere que todos los estudios que se realicen en regiones bien determinadas se extiendan un corte adicional al inicio y al final del escaneo.

Adicionalmente, se propuso una métrica para evaluar el desempeño del OCT a través de la diferencia de intensidad luminosa entre la secuencia de referencia y de evaluación. Con base en los resultados encontrados se estableció un límite aceptable para la diferencia del 0.5%. Mientras que para evaluar uniformidad entre la región central y las periféricas en un corte se estableció el 1%.

De la evaluación de repetibilidad se encontró que la diferencia entre escaneos corte a corte es igual a cero estadísticamente, tanto para las imágenes originales como las corregidas. Además, con base en las transformadas de Fourier de las diferencias entre escaneos, no se encontraron patrones asociados a fallas del láser o del detector. Tampoco se observaron anomalías en la señal de voltaje registrada por el detector. Por lo que se concluye que el láser y el detector están en óptimas condiciones.

Como resultado de la evaluación de la uniformidad antes y después de las modificaciones mecánicas del tomógrafo, se observó que los valores de absorbancia promedio son iguales entre regiones, para todos los cortes y escaneos. Sin embargo, en términos de la diferencia de intensidad luminosa, en las imágenes originales no se satisfizo el criterio establecido. Con base en el análisis de las imágenes corregidas en términos de repetibilidad y uniformidad, el dispositivo es robusto para adquirir imágenes de densidad óptica después de realizar el ajuste mecánico del eje de rotación del maniquí y mediante software de los sinogramas.

En resumen, el tomógrafo óptico se adaptó y caracterizó para su uso en el Instituto de Física de la UNAM. Como trabajo a futuro se contempla utilizarse en diversos proyectos de investigación clínica y de ciencia básica. En clínica se pretende medir la dosis impartida a pacientes en protocolos de tratamiento de cabeza completa con protección al hipocampo y de próstata postoperatoria. Para estudios de ciencia básica, se pretende estudiar la distribución de kerma impartido en aire con haces de fotones

7. CONCLUSIONES

de bajas energías con contenedores de gel dosimétrico preparado en el laboratorio. El tomógrafo óptico ofrece la oportunidad de iniciar nuevas líneas de investigación y este trabajo presenta la base para el desarrollo de las mismas.

Bibliografía

- [1] E. Hecht. *Optics*. Pearson, 5ta edición, 2017. [vii](#), [17](#), [19](#), [20](#)
- [2] OIEA. *Quality Assurance for Computed Tomography - Diagnostic and Therapy Applications*. IAEA Human Health Series No. 19. Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 2012. [vii](#), [34](#), [35](#), [44](#), [47](#), [74](#)
- [3] J. D. Bourland. Radiation Oncology Physics. En “Clinical Radiation Oncology”. L. L. Gunderson, J. E. Tepper, editores. Saunders, 4a edición, 2016. [vii](#)
- [4] E. B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students*. IAEA, 1 edition, 2006. [vii](#)
- [5] OIEA. *Transition from 2D Radiotherapy to 3D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy*. TECDOC 1588. Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 2008. [vii](#), [2](#), [3](#), [4](#), [5](#), [7](#), [8](#)
- [6] D. Rajasekaran, P. Jeevanandam, P. Sukumar, A. Ranganathan, S. Johnjothi, and V. Nagarajan. A study on correlation between 2D and 3D gamma evaluation metrics in patient-specific quality assurance for VMAT. *Medical Dosimetry*, 39(4):300–308, 2014. [vii](#)
- [7] D. J. Griffiths. *Introduction to Electrodynamics*. Prentice Hall, New Jersey, 3ra edición, 1999. [1](#)
- [8] E. B. Podgorsak. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2da edición, 2008. [1](#)
- [9] Medical Physics International Journal. History of Medical Physics 1. *MPI, Special Issue*, 2018. [1](#)
- [10] John Hopkings Medicine. Fluoroscopy Procedure. Disponible en: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/fluoroscopy-procedure>, revisado el 27 de Agosto del 2020, 2020. [1](#)

BIBLIOGRAFÍA

- [11] K. T. Foley, D. A. Simon, and Y. R. Rammersaud. Virtual fluoroscopy: Computer-assisted fluoroscopic navigation. *Spine*, 26(4):347–351, 2001. [1](#)
- [12] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, J. M. Boone, and E. J. Goldschmidt. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippicott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 3ra edición, volumen 30, 2003. [1](#), [2](#), [30](#), [31](#), [32](#), [35](#)
- [13] R. Kramme, H. Klaus-Peter, and S. P. Robert. *Springer Handbook of Medical Technology*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1ra edición, 2011. [1](#)
- [14] I. Turesson, J. Carlsson, A. Brahme, B. Glimelius, B. Zackrisson, B. Stenerlöv, E. Forssell-Aronsson, M. Hellström, K. A. Johansson, E. Kjellén, B. Littbrand, S. Mattson, and B. Nordenskjöld. Biological response to radiation therapy. *Acta Oncologica*, 42(2):92–106, 2003. [2](#)
- [15] B. Farhood, G. Geraily, and S. M. M. Abtahi. A systematic review of clinical applications of polymer gel dosimeters in radiotherapy. *Appl. Radiat. Isot.*, 143:47–59, 2019. [2](#)
- [16] A. Taylor and M. E.B. Powell. Intensity-modulated radiotherapy - What is it? *Cancer Imaging*, 4(2):68–73, 2004. [2](#), [3](#), [4](#), [5](#)
- [17] A. E.F. Roy and P. Wells. Volume definition in radiotherapy planning for lung cancer: How the radiologist can help. *Cancer Imaging*, 6(1):116–123, 2006. [3](#), [4](#), [11](#)
- [18] M. Teoh, C. H. Clark, K. Wood, S. Whitaker, and A. Nisbet. Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice. *Br. J. Radiol.*, 84:967–996, 2011. [6](#)
- [19] ISRO. *Radiation oncology in integrated cancer management: Report to the Inter-Society Council for Radiation Oncology*. Blue Book. Philadelphia, PA, 1991. [6](#)
- [20] OIEA. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia : Protocolo de control de calidad*. TECDOC 1511. Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 2000. [6](#), [7](#), [12](#)
- [21] OIEA. *Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation*. Specific Safety Guide No. SSG-46. Organismo Internacional De Energía Atómica, Viena, 2018. [6](#)
- [22] OPS and OMS. *Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: imagenología y radioterapia*. Number 6. Organización Panamericana de la Salud, Organización Mundial de la Salud, Washington, D.C, 1998. [7](#)
- [23] T. Holmes, C. Ma, and L. Wang. Monitor Unit. En “Encyclopedia of Radiation Oncology”. L. Brady, T.E. Yaeger, editores. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2013. [7](#)

-
- [24] M. Miften, A. Olch, D. Mihailidis, J. Moran, T. Pawlicki, A. Molineu, H. Li, K. Wijesooriya, J. Shi, P. Xia, N. Papanikolaou, and D. A. Low. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med. Phys.*, 45(4):e53–e83, 2018. 7, 8
- [25] S. Devic. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Phys. Med.*, 27(3):122–134, 2011. 8, 9
- [26] L. A. Olivares-Jiménez. *Distribución de dosis en radioterapia de intensidad modulada usando películas de tinte radiocrómico: irradiación de cerebro completo con protección a hipocampo y columna con protección a médula*. Tesis de maestría. Universidad Nacional Autónoma de México, CDMX, 2019. 8, 14
- [27] M. G. Herman, J. M. Balter, D. A. Jaffray, K. P. McGee, P. Munro, S. Shalev, M. Van Herk, and J. W. Wong. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med. Phys.*, 28(5):712–737, 2001. 9
- [28] R. T. Hope, T. L. Phillips, and M. Roach. Imaging in Radiation Oncology. En “Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology”. T. L. Phillips, T. Hoppe, M. Roach III, editores. Saunders, Philadelphia, PA, 3a edición, capítulo 8, páginas 120-154, 2010. 9
- [29] B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela, R. Kollhoff, A. Rubach, K. C. Willborn, and D. Harder. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med. Phys.*, 33(4):1005–1015, 2006. 9
- [30] N. Nalbant, D. N. Kesen, and B. Hatice. Pre-Treatment Dose Verification of Imrt Using Gafchromic Ebt3 Film and 2DArray. *J. Nucl. Med. Radiat. Ther.*, 05(02), 2014. 9
- [31] G. S. Ibbott, H. J. Le, and Y. Roe. The MD Anderson experience with 3D dosimetry and an MR-linac. *J. Phys.: Conf. Ser.*, 1305(1):7, 2019. 10
- [32] L. J. Schreiner. Where does gel dosimetry fit in the clinic? *J. Phys.: Conf. Ser.*, 164, 2009. 10
- [33] H. J. Shin, J. H. Song, J. Y. Jung, Y. K. Kwak, C. S. Kay, Y. N. Kang, B. O. Choi, H. S. Jang, and S. H. Son. Advantage of 3D volumetric dosemeter in delivery quality assurance of dynamic arc therapy: Comparison of pencil beam and monte carlo calculations. *Br. J. Radiol.*, 86(1032), 2013. 10
- [34] Y. De Deene. Gel dosimetry for the dose verification of intensity modulated radiotherapy treatments. *Z. Med. Phys.*, 12(2):77–88, 2002. 10
- [35] M. J. Maryanski, G. S. Ibbott, P. Eastman, R. J. Schulz, and J. C. Gore. Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. *Med. Phys.*, 23(5):699–705, 1996. 11, 15
-

BIBLIOGRAFÍA

- [36] G. Massillon-JL, R. Minniti, M. G. Mitch, M. J. Maryanski, and C. G. Soares. The use of gel dosimetry to measure the 3D dose distribution of a ^{90}Sr / ^{90}Y intravascular brachytherapy seed. *Phys. Med. Biol.*, 54(6):1661–1672, 3 2009. [11](#)
- [37] G. Massillon-JL, R. Minniti, C.G. Soares, M. J. Maryanski, and S. Robertson. Characteristics of a new polymer gel for high-dose gradient dosimetry using a micro optical CT scanner. *Appl. Radiat. Isot.*, 68(1):144–154, 1 2010. [11](#), [12](#), [15](#)
- [38] M. J. Maryanski, R. J. Schulz, G. S. Ibbott, J. C. Gatenby, J. Xiell, D. Hortonq, and J. C. Goret. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. *Phys. Med. Biol*, 39(9):1437–1455, 1994. [11](#)
- [39] M. J. Maryanski and M. K. Ranade. Laser microbeam CT scanning of dosimetry gels. L. E. Antonuk, M. J. Yaffe, editores. *Proc. SPIE*, 430:764–774, 2001. [11](#), [12](#), [19](#)
- [40] PTW. *Code of practice : OCTAVIUS 4D. How to start (OMP). Procedure for the implementation and routine use of IMRT*. Reporte técnico, 2012. [14](#)
- [41] S. Chiu-Tsao, D. R. Schaart, C. G. Soares, and R. Nath. Dose calculation formalisms and consensus dosimetry parameters for intravascular brachytherapy dosimetry: Recommendations of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 149. *Med. Phys.*, 34(11):4126–4157, 2007. [14](#)
- [42] G. Natanasabapathi, editor. *Modern Practices in Radiation Therapy*. InTech, Croacia, 1ra edición, 2012. [14](#), [15](#), [16](#), [17](#)
- [43] OIEA. *Advances in radiation chemistry of polymers*. TECDOC 1420. Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 2004. [15](#)
- [44] W. F. Su. Radical Chain Polymerization. En “Principles of Polymer Design and Synthesis” de Lecture Notes in Chemistry. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1ra edición, volumen 42, capítulo 7, páginas 137-183, 2013. [15](#)
- [45] M. M. Ghobashy. Ionizing Radiation-Induced Polymerization. En “Ionizing Radiation Effects and Applications”. B. Djeddar, editor. InTech, 1ra edición, capítulo 6, páginas 113-134, 2018. [16](#)
- [46] Y. Xu, C. S. Wu, and M. J. Maryanski. Performance of a commercial optical CT scanner and polymer gel dosimeters for 3-D dose verification. *Med. phys.*, 31(11):3024–3033, 2004. [17](#)
- [47] Y. Xu, C. S. Wu, and M. J. Maryanski. Determining optimal gel sensitivity in optical CT scanning of gel dosimeters. *Med. phys.*, 30(8):2257–2263, 2003. [17](#)
- [48] R. P. Schifiliti, R. L. P. Custer, and B. J. Meacham. Desing of Detection Systems. En “SFPE Handbook of Fire Protection Engineering”. M. J. Hurley, D. Gottuk, J. R. Hall, K. Harada, E. Kuligowski, M. Puchovsky, J. Torero, J. M. Watts, C.

-
- Wieczorek, editores. Springer New York, New York, NY, 5ta edición, capítulo 40, páginas 1314-1377, 2016. 18
- [49] H. Jelínková and J. Sulc. Laser characteristics. En “Lasers for medical applications: diagnostics, therapy and surgery”. H. Jelínková, editora. Woodhead Publishing Limited, Cambridge, 1ra edición, capítulo 2, páginas 17-46, 2013. 18, 19
- [50] A. Davis and F. Kühnlenz. Optical Design using Fresnel Lenses: Basic Principles and some Practical Examples. *Optik & Photonik*, 2(4):52–55, 2007. 20, 21
- [51] Edmund Optics. Advantages of Fresnel Lenses. Disponible en: <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/application-notes/optics/advantages-of-fresnel-lenses/>, revisado el 2 de Septiembre del 2020, 2020. 20, 21
- [52] Z. Kolská, P. Valha, P. Slepíčka, and V. Švorčík. Refractometric study of systems water-poly(ethylene glycol) for preparation and characterization of Au nanoparticles dispersion. *Arab. J. Chem.*, 12(8):5019–5027, 2019. 21, 22
- [53] J. C. Gore, M. Ranade, M. J. Maryanski, and R. J. Schulz. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: I. Development of an optical scanner. *Phys. Med. Biol.*, 41(12):2695–2704, 1996. 21, 22, 26, 72
- [54] ATSDR. *Resumen de salud pública: Etilenglicol*. Agencia para Sustancias Tóxicas y el Registro de Enfermedades, 2010. 22
- [55] E. T. Fogg, A. N. Hixson, and R. Thompson. Densities and Refractive Indexes for Propylene Glycol-Water Solutions. *Anal. Chem.*, 27(10):1609–1611, 1955. 22
- [56] J. C. Gore, M. Ranade, M. J. Maryanski, and R. J. Schulz. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: II. Optical properties of the BANG polymer gel. *Phys. Med. Biol.*, 41:2705–2717, 1996. 22
- [57] HOLO/OR. *Homogenizer/diffuser*. Disponible en: <https://www.holor.co.il/application/homogenizer-diffuser/>, revisado el 21 de Diciembre del 2020, 2020. 22
- [58] Industrial Optics Unlimited. *Optical Diffusers*. Disponible en: <https://www.iouoptics.com/products/optical-diffusers/>, revisado el 21 de Diciembre del 2020, 2020. 22
- [59] Edmund Optics. *Understanding White Diffusing Glass*. Disponible en: <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/application-notes/optics/understanding-white-diffusing-glass/>, revisado el 21 de Diciembre del 2020, 2020. 23
-

BIBLIOGRAFÍA

- [60] RP Photonics. *Diffusers*. Disponible en: <https://www.rp-photonics.com/diffusers.html>, revisado el 21 de Diciembre del 2020, 2020. [23](#)
- [61] M. J. Maryanski. High-definition 3D dosimetry for end-to-end patient-specific treatment delivery verification. En “Recent advancements and applications in dosimetry”. M. Chan, editor. Nova Medical & health, New York, NY, 1ra edición, capítulo 10, páginas 219-239, 2018. [23](#)
- [62] J. A. Blackburn. *Modern Instrumentation For Scientists and Engineers*. Springer-Verlag New York, New York, NY, 1ra edición, 2001. [23](#), [24](#), [25](#)
- [63] T. M. Buzug. *Computed Tomography*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1ra edición, 2008. [27](#), [28](#), [29](#), [34](#), [35](#)
- [64] G. W. Faris and R. L. Byer. Three-dimensional beam-deflection optical tomography of a supersonic jet Gregory. *Appl. Opt.*, 27(4), 1988. [27](#)
- [65] M. E. Phelps. *PET: Molecular imaging and its biological applications*. Springer New York, New York, NY, 1ra edición, 2004. [29](#)
- [66] L. A. Shepp, B. F. Logan, and M. Hill. The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 21:21–43, 1974.
- [67] M. Lyra and A. Ploussi. Filtering in SPECT Image Reconstruction. *Int. J. Biomed. Imaging*, 2011:1–14, 2011. [29](#)
- [68] JCGM. *Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement*. Joint Committee for Guides in Metrology, 1ra edición, volumen 100, 2008. [30](#), [33](#)
- [69] O. O. Galvan de la Cruz. *Diseño y evaluación del desempeño de un microtomógrafo de rayos X*. Tesis de Maestría. Universidad Nacional Autónoma de México, CDMX, 2008. [30](#)
- [70] J. R. Taylor. *An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements*. University Science Books. University Science Books, Sausalito, CA, 2da edición, 1997. [31](#), [32](#), [55](#)
- [71] J. Grider, K. Thompson, and R. Wensley. Photon statistics. En “Introduction to Quantum Optics”. Páginas 1-12, 2010. [32](#)
- [72] J. W. Bartlett and C. Frost. Reliability, repeatability and reproducibility: Analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound Obstet. Gynecol.*, 31(4):466–475, 2008. [33](#)
- [73] K. Gulliksrud, C. Stokke, T. Martinsen, and A. Catrine. How to measure CT image quality: Variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom. *Phys. Med.*, 30(4):521–526, 2014. [34](#)

- [74] K. Sourbelle and W. A. Kalender. Empirical cupping correction : A first-order raw data precorrection for cone-beam computed tomography. *Med. Phys.*, 33(5):1269–1274, 2006. [35](#)
- [75] E. M. Abu-Anas, S.Y. Lee, and Md. K. Hasan. Removal of ring artifacts in CT imaging through detection and correction of stripes in the sinogram. *Phys. Med. Biol.*, 55(22):6911–6930, 2010. [50](#), [64](#)
- [76] M. Eldib, M. Hegazy, Y. Mun, M. Cho, M. Cho, and S. Lee. A Ring Artifact Correction Method: Validation by Micro-CT Imaging with Flat-Panel Detectors and a 2D Photon-Counting Detector. *Sensors*, 17:269, 1 2017. [50](#)

Histogramas

En esta sección se incluyen todos los histogramas obtenidos de las imágenes corregidas y originales de los tres escaneos.

A.1. Escaneo 1

En las figuras A.1, A.2 y A.3 se muestran los histogramas correspondientes al primer escaneo.

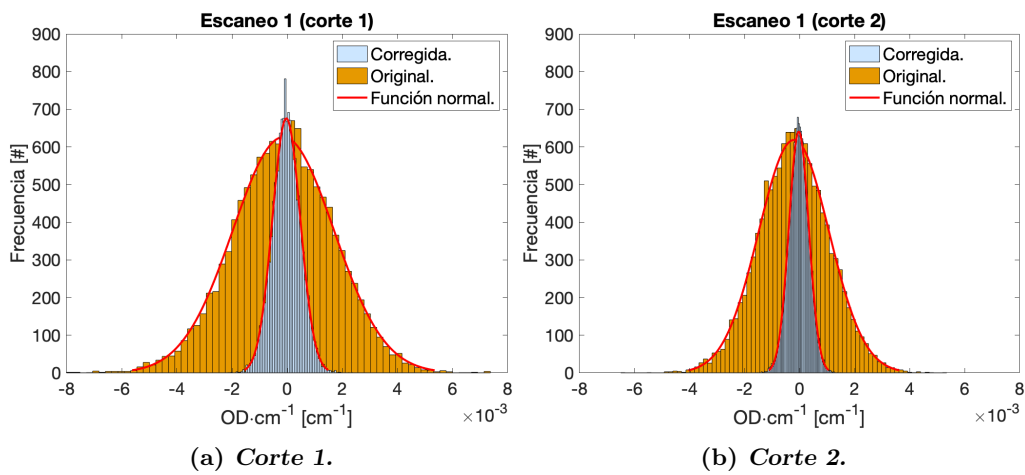


Figura A.1: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

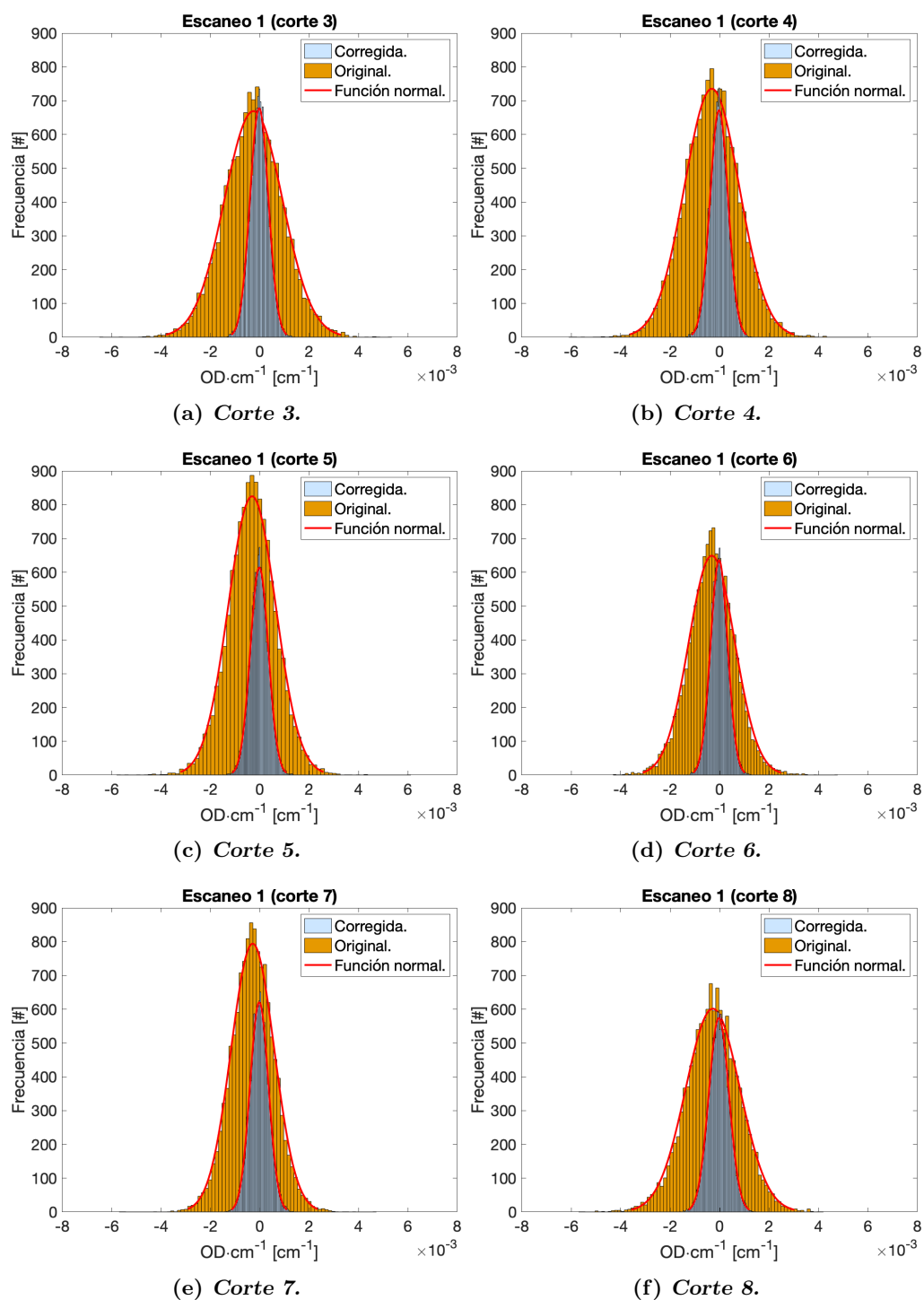


Figura A.2: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

A. HISTOGRAMAS

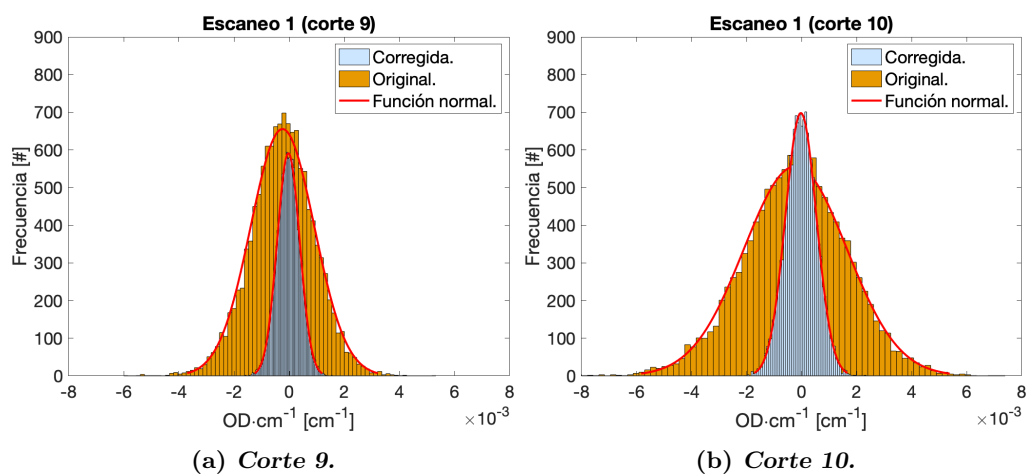


Figura A.3: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

A.2. Escaneo 2

En las figuras A.4, A.5 y A.6 se muestran los histogramas correspondientes al segundo escaneo.

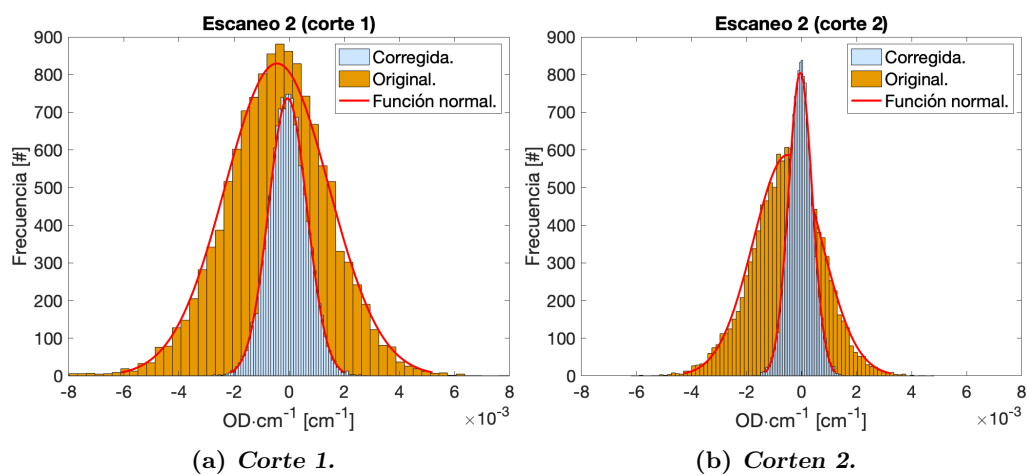


Figura A.4: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

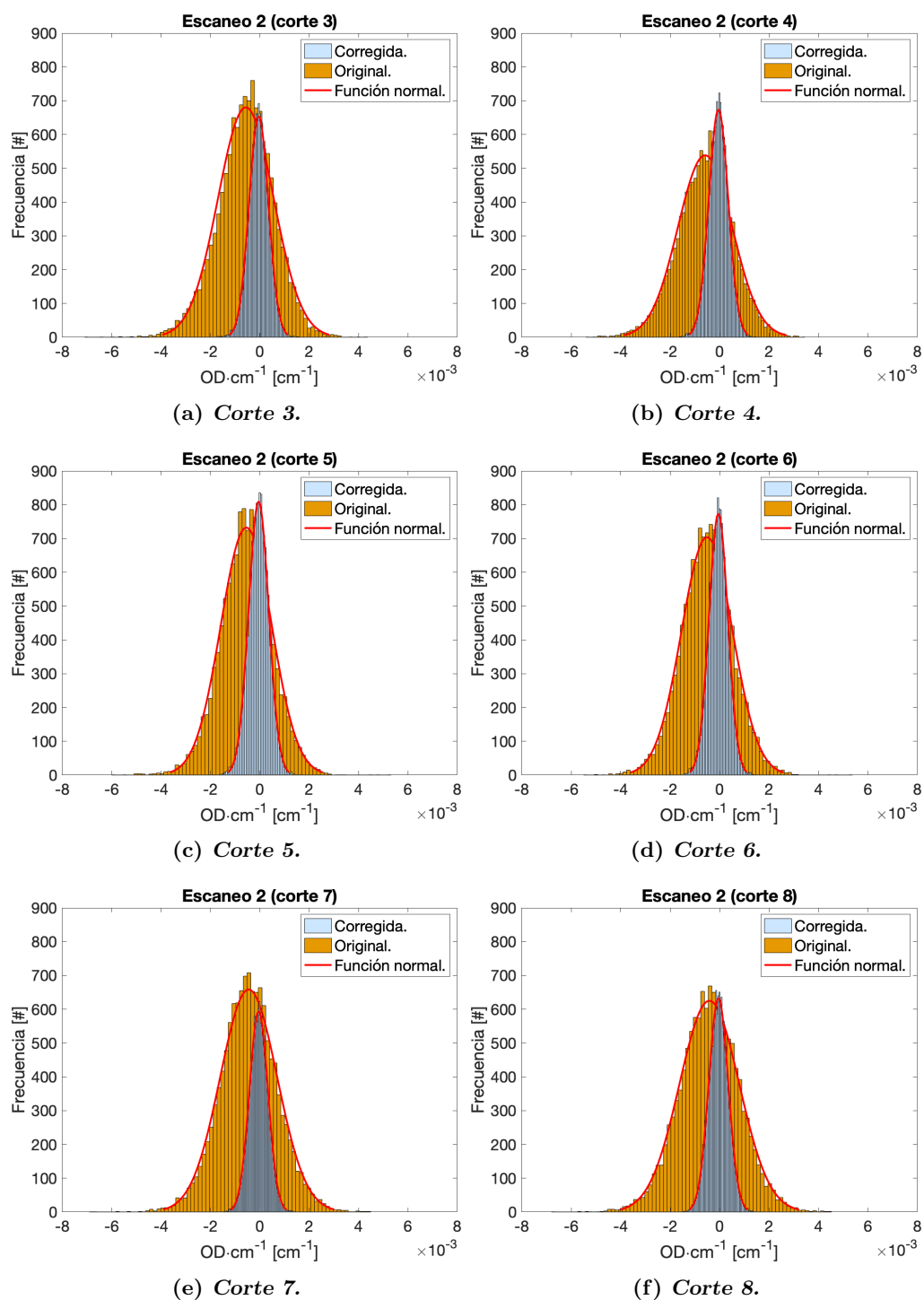


Figura A.5: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

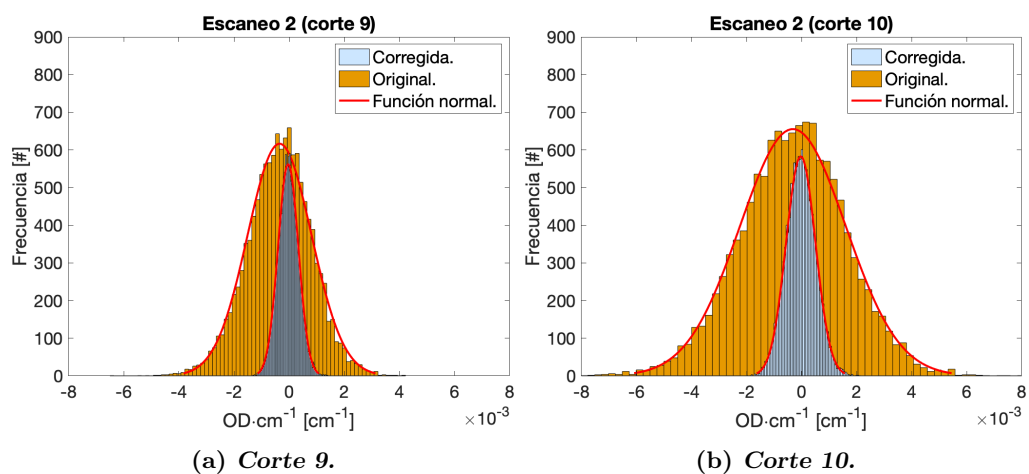


Figura A.6: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

A.3. Escaneo 3

En las figuras A.7, A.8 y A.9 se muestran los histogramas correspondientes al tercer escaneo.

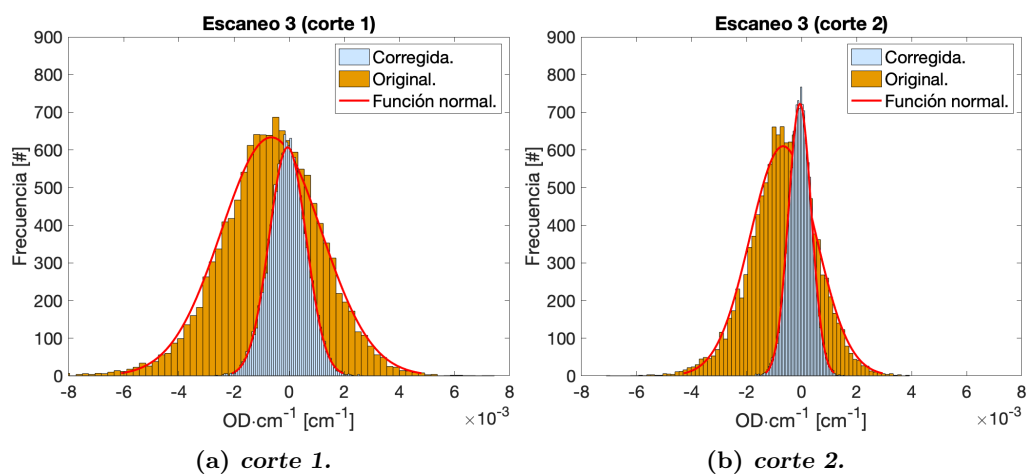


Figura A.7: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

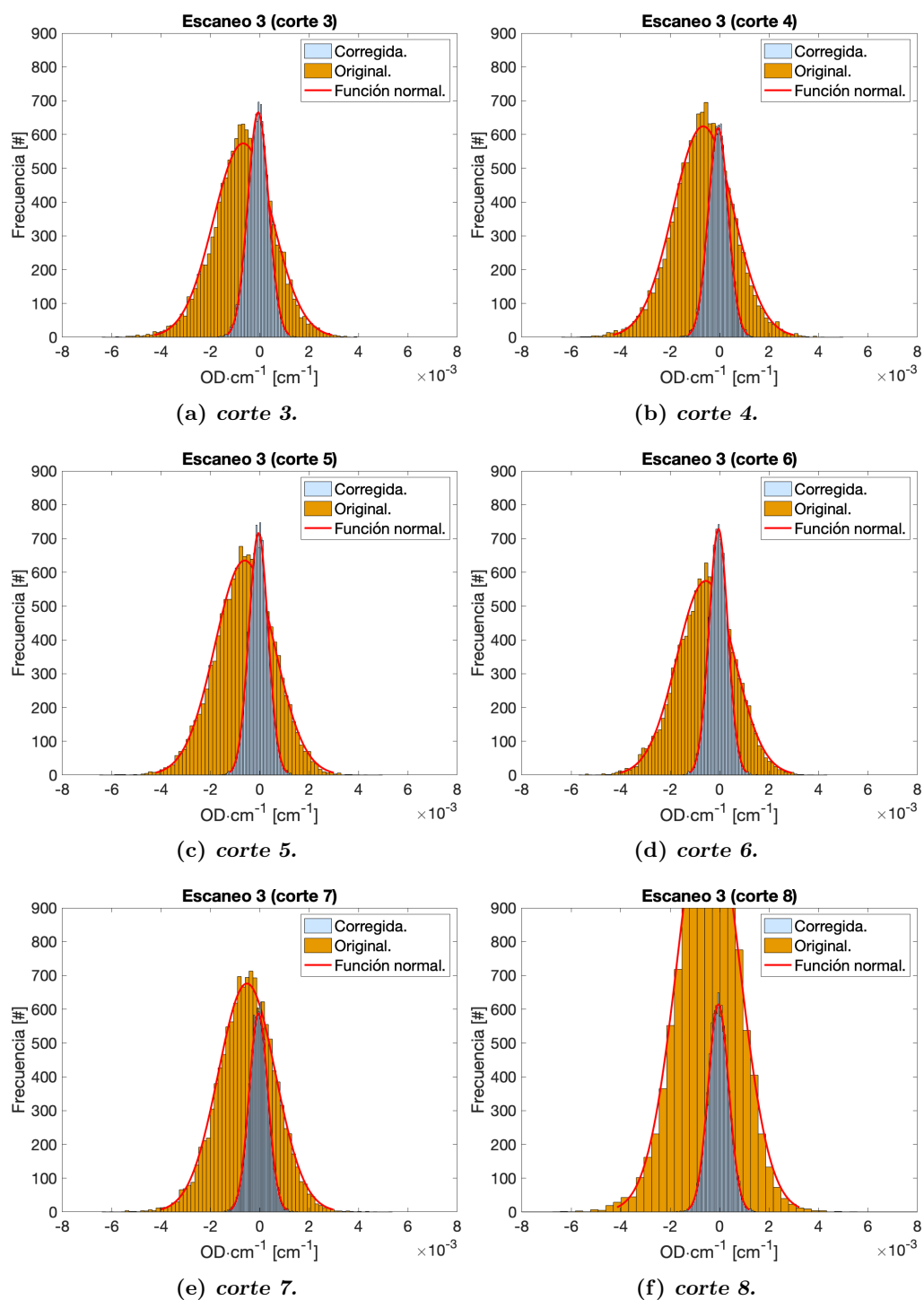


Figura A.8: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

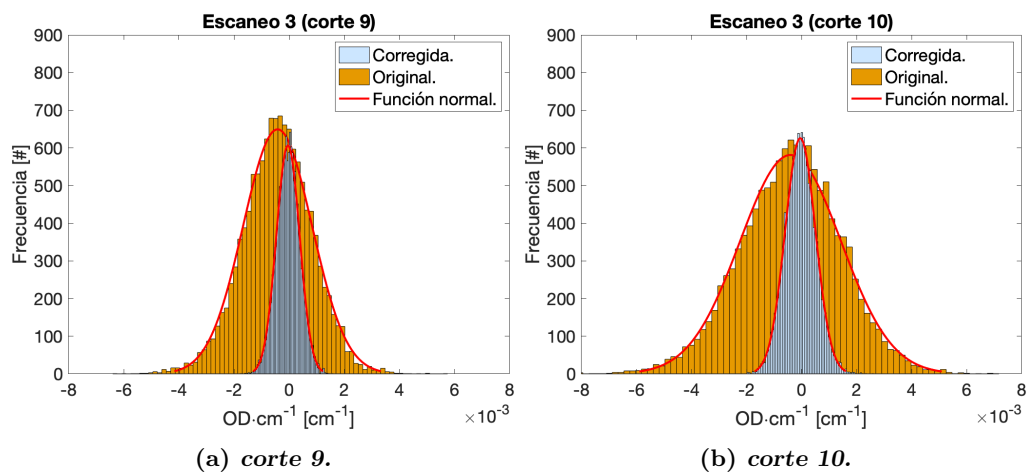


Figura A.9: Histogramas de distribución de valores de absorbancia.

A.4. Parámetros

En la tabla A.1 se incluyen los parámetros obtenidos del ajuste normal realizado en las imágenes originales.

	Escaneo 1		Escaneo 2		Escaneo 3	
Corte	μ	σ	μ	σ	μ	σ
1	-1.4	18.3	-4.4	18.8	-6.4	18.2
2	-2.1	12.8	-5.1	12.5	-6.7	12.1
3	-2.5	11.8	-5.6	11.3	-6.7	12.0
4	-3.1	11.1	-5.8	11.0	-6.6	12.2
5	-3.1	9.6	-5.5	10.3	-6.1	12.0
6	-3.1	9.3	-5.1	10.3	-5.6	11.7
7	-2.9	8.8	-4.5	11.5	-5.2	11.6
8	-2.7	11.0	-4.1	12.1	-4.6	12.3
9	-2.4	11.5	-3.5	11.6	-4.2	12.5
10	-2.2	18.7	-3.2	19.2	-4.0	18.3

Tabla A.1: Parámetros obtenidos del ajuste normal realizado a los valores de absorbancia por unidad de longitud en las imágenes originales. Los valores están multiplicados por un factor de 1×10^4 .

En la tabla A.2 se incluyen los parámetros obtenidos del ajuste normal realizado en las imágenes corregidas.

Corte	escaneo 1		escaneo 2		escaneo 3	
	μ	σ	μ	σ	μ	σ
1	-0.3	5.1	-0.5	7.0	-0.5	6.7
2	-0.3	3.6	-0.4	4.3	-0.6	4.1
3	-0.2	3.7	-0.4	3.9	-0.6	4.2
4	-0.2	3.7	-0.4	4.0	-0.6	4.0
5	-0.2	3.7	-0.5	4.1	-0.5	3.9
6	-0.2	3.5	-0.5	3.8	-0.5	3.8
7	-0.2	3.7	-0.4	3.8	-0.5	3.8
8	-0.3	4.1	-0.4	3.9	-0.5	4.1
9	-0.2	4.1	-0.3	3.7	-0.4	4.2
10	-0.2	5.6	-0.3	5.3	-0.5	5.5

Tabla A.2: Parámetros obtenidos del ajuste normal realizado a los valores de absorbancia por unidad de longitud en las imágenes corregidas. Los valores están multiplicados por un factor de 1×10^4 .

En esta sección se incluyen los perfiles horizontales y verticales de las imágenes originales y corregidas.

B.1. Escaneo 1

B.1.1. Perfiles horizontales

En las figuras B.1, B.2 y B.3 se muestran los perfiles horizontales correspondientes al primer escaneo de las imágenes originales y corregidas.

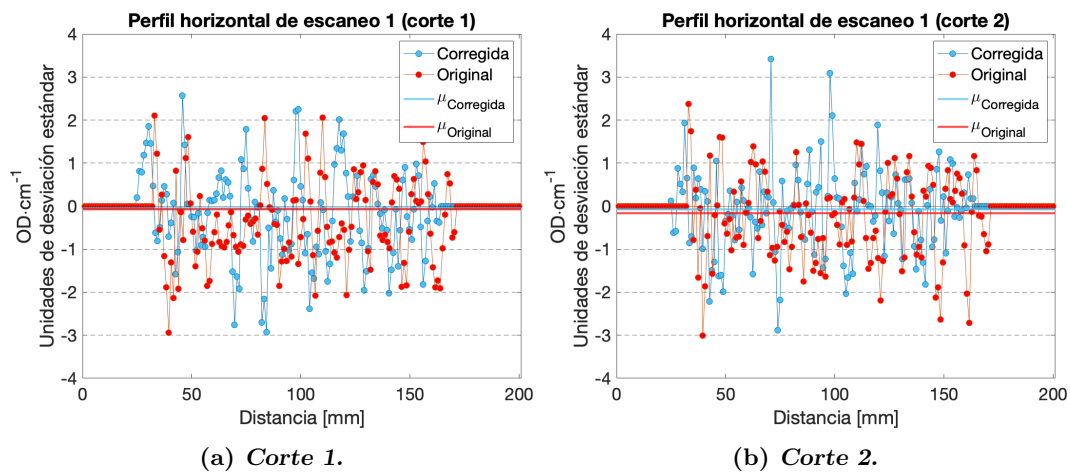


Figura B.1: Perfiles horizontales.

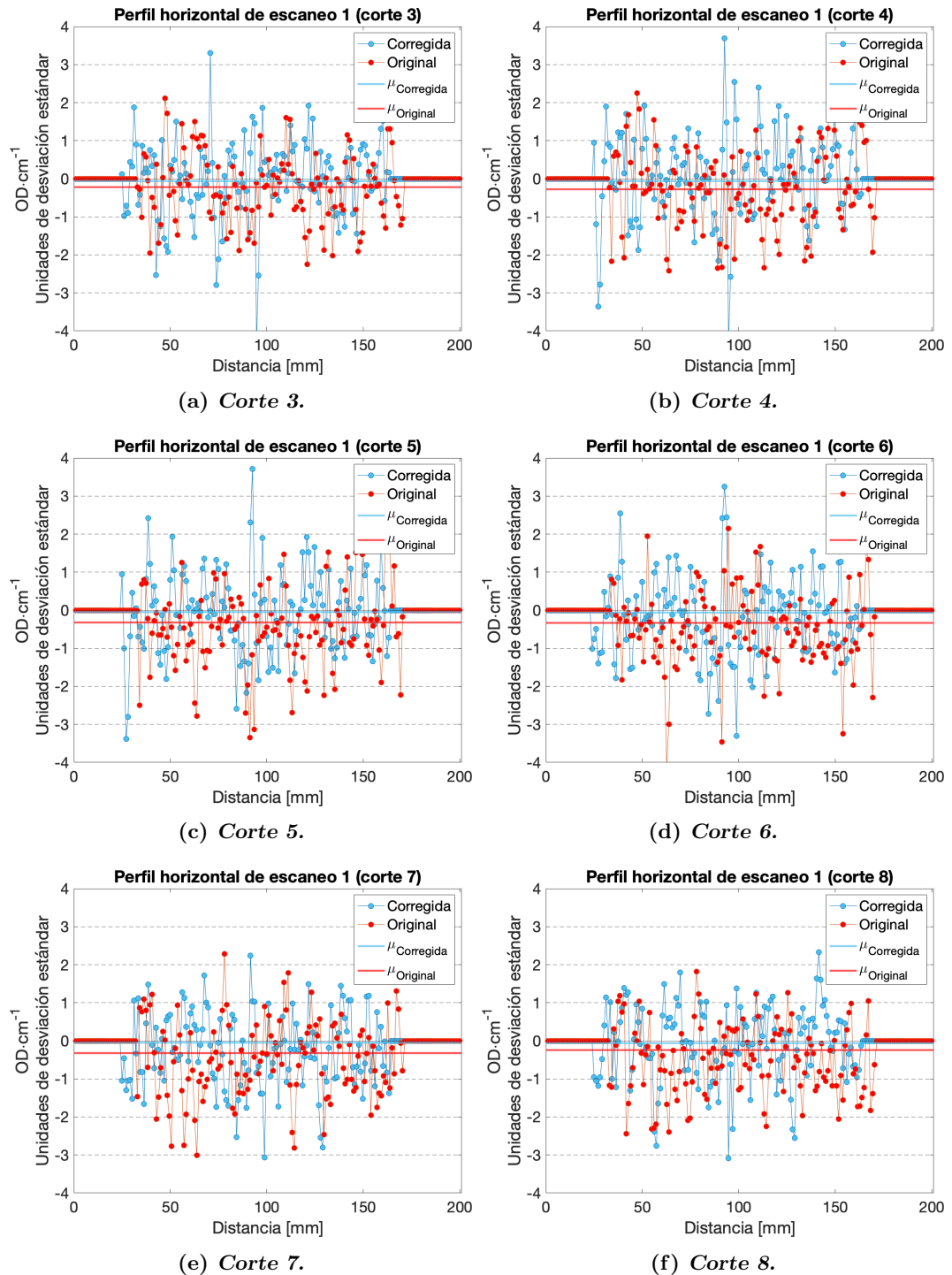


Figura B.2: Perfiles horizontales.

B. PERFILES

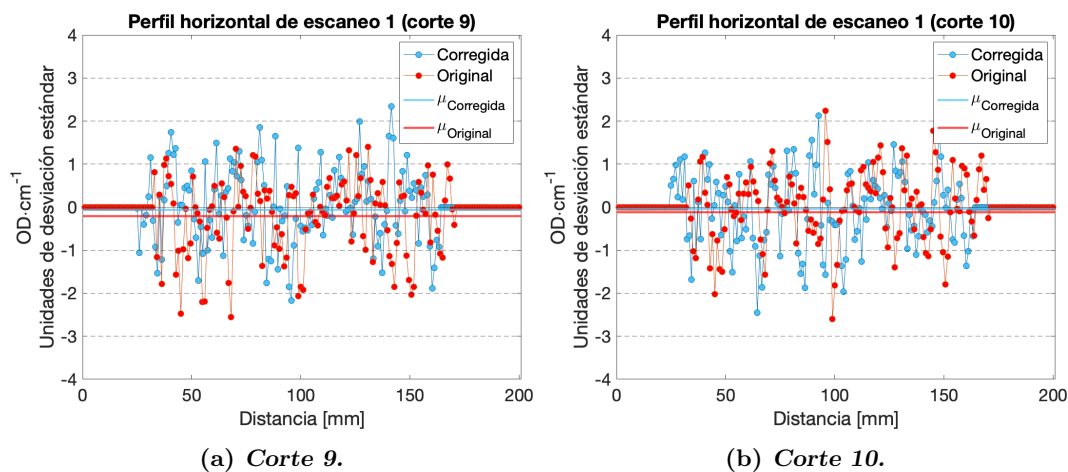


Figura B.3: Perfiles horizontales.

B.1.2. Perfiles verticales

En las figuras B.4, B.5 y B.6 se muestran los perfiles verticales correspondientes al primer escaneo de las imágenes originales y corregidas.

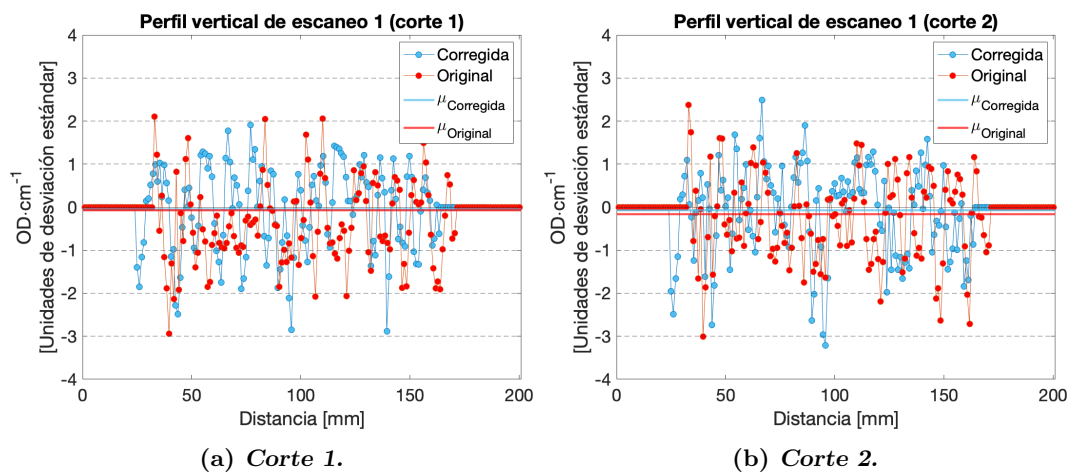


Figura B.4: Perfiles verticales.

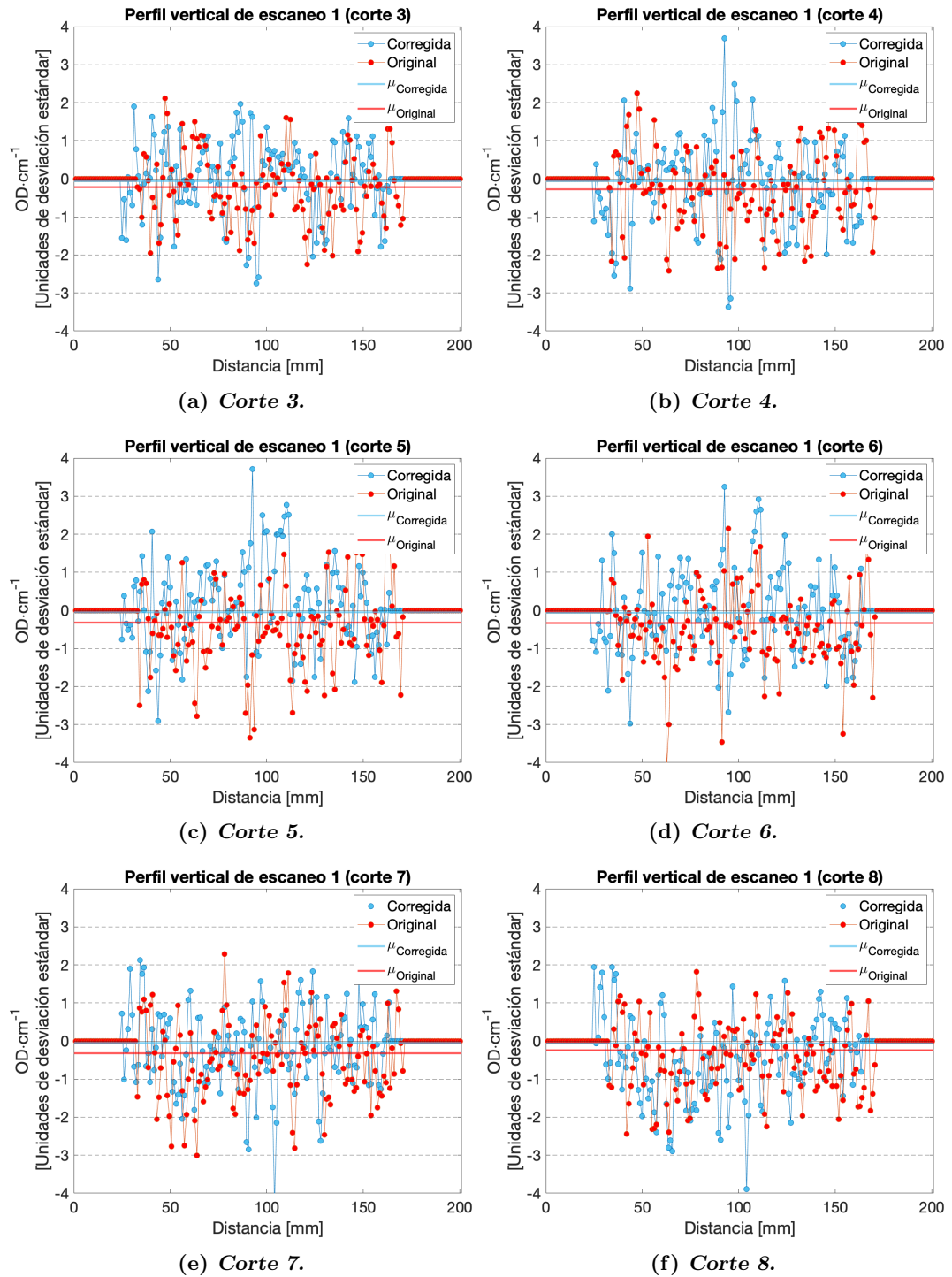


Figura B.5: Perfiles verticales.

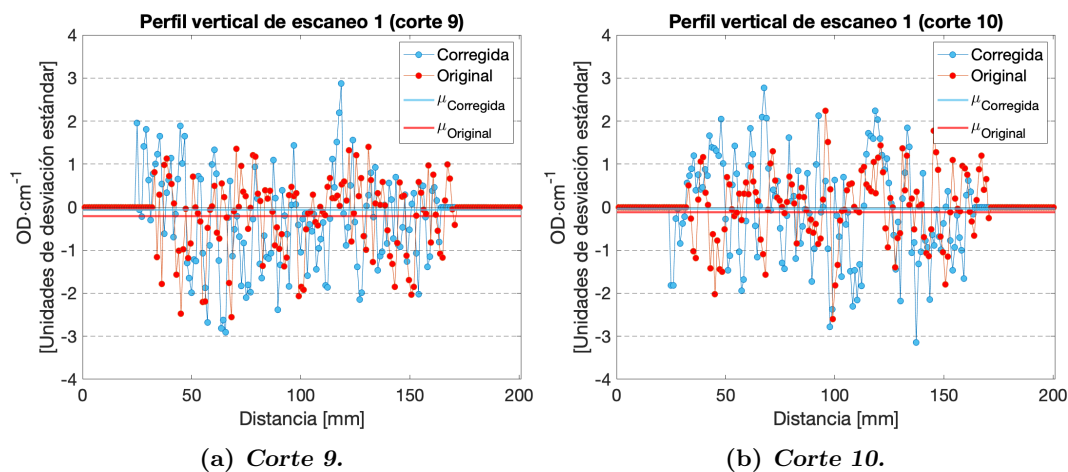


Figura B.6: Perfiles verticales.

B.2. Escaneo 2

B.2.1. Perfiles horizontales

En las figuras B.7, B.8 y B.9 se muestran los perfiles horizontales correspondientes al primer escaneo de las imágenes originales y corregidas.

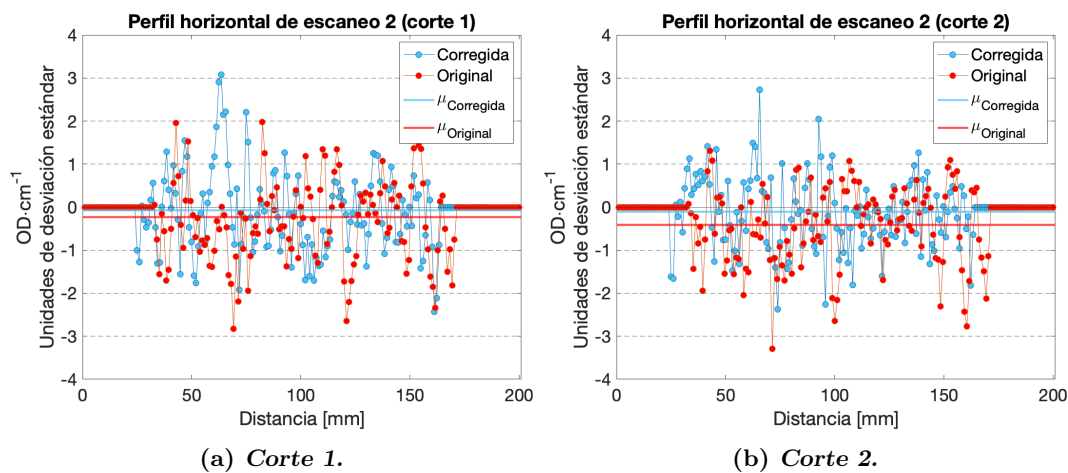


Figura B.7: Perfiles horizontales.

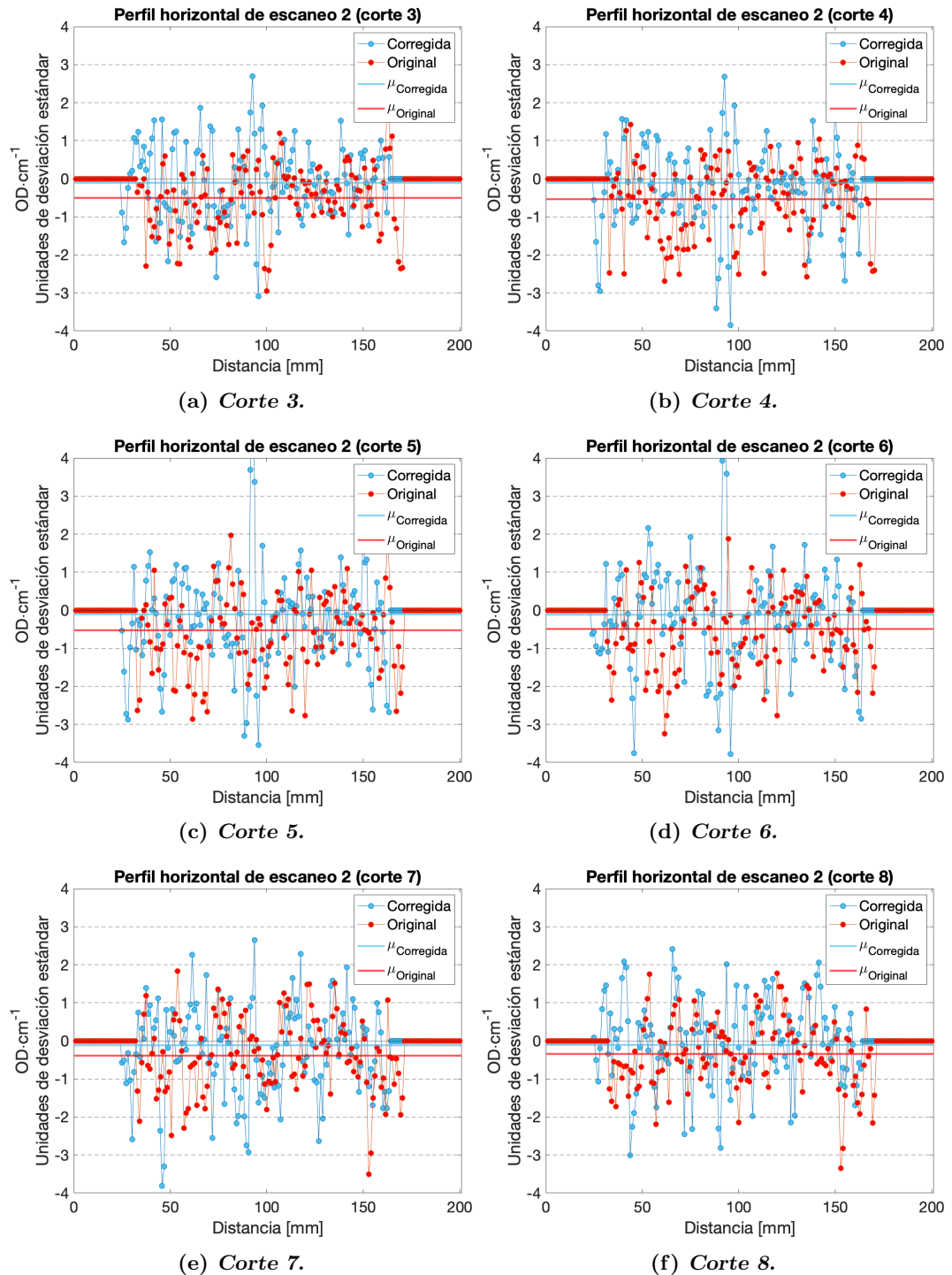


Figura B.8: Perfiles horizontales.

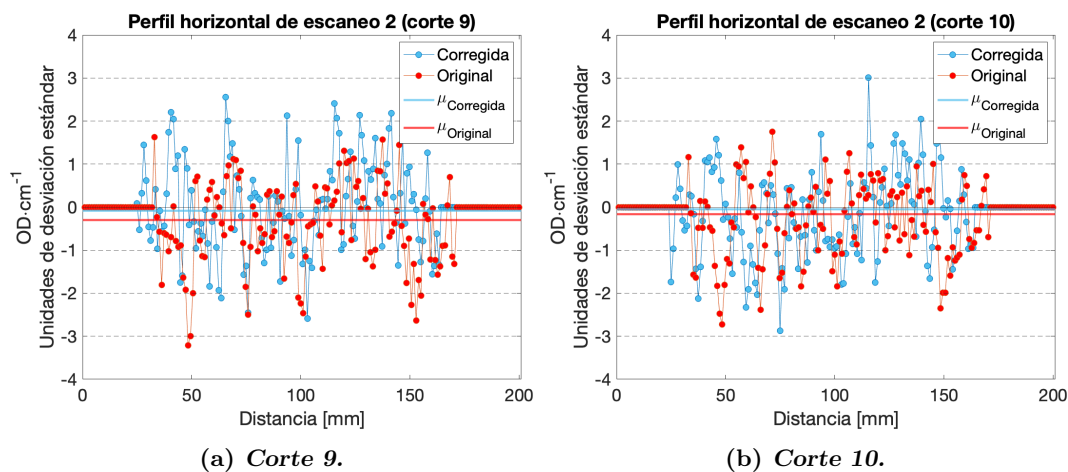


Figura B.9: Perfiles horizontales.

B.2.2. Perfiles verticales

En las figuras B.10, B.11 y B.12 se muestran los perfiles verticales correspondientes al primer escaneo de las imágenes originales y corregidas.

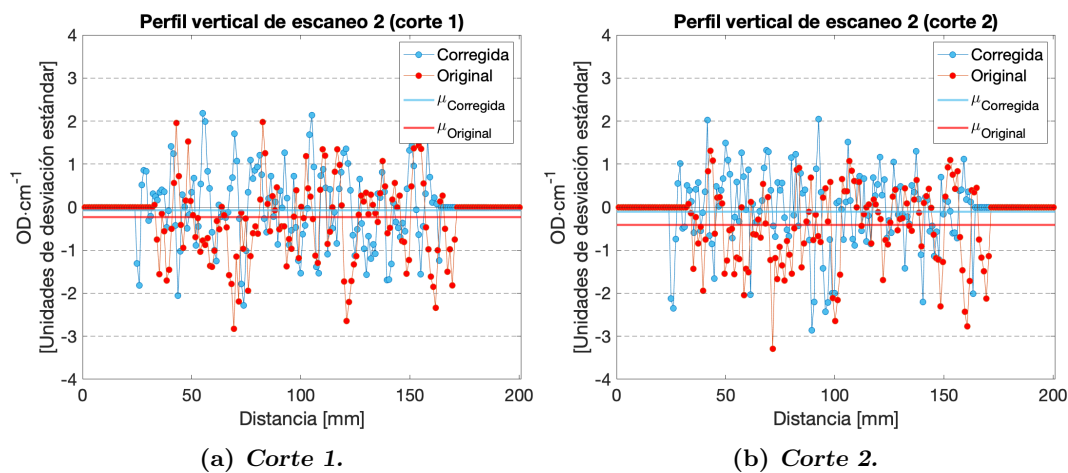


Figura B.10: Perfiles verticales.

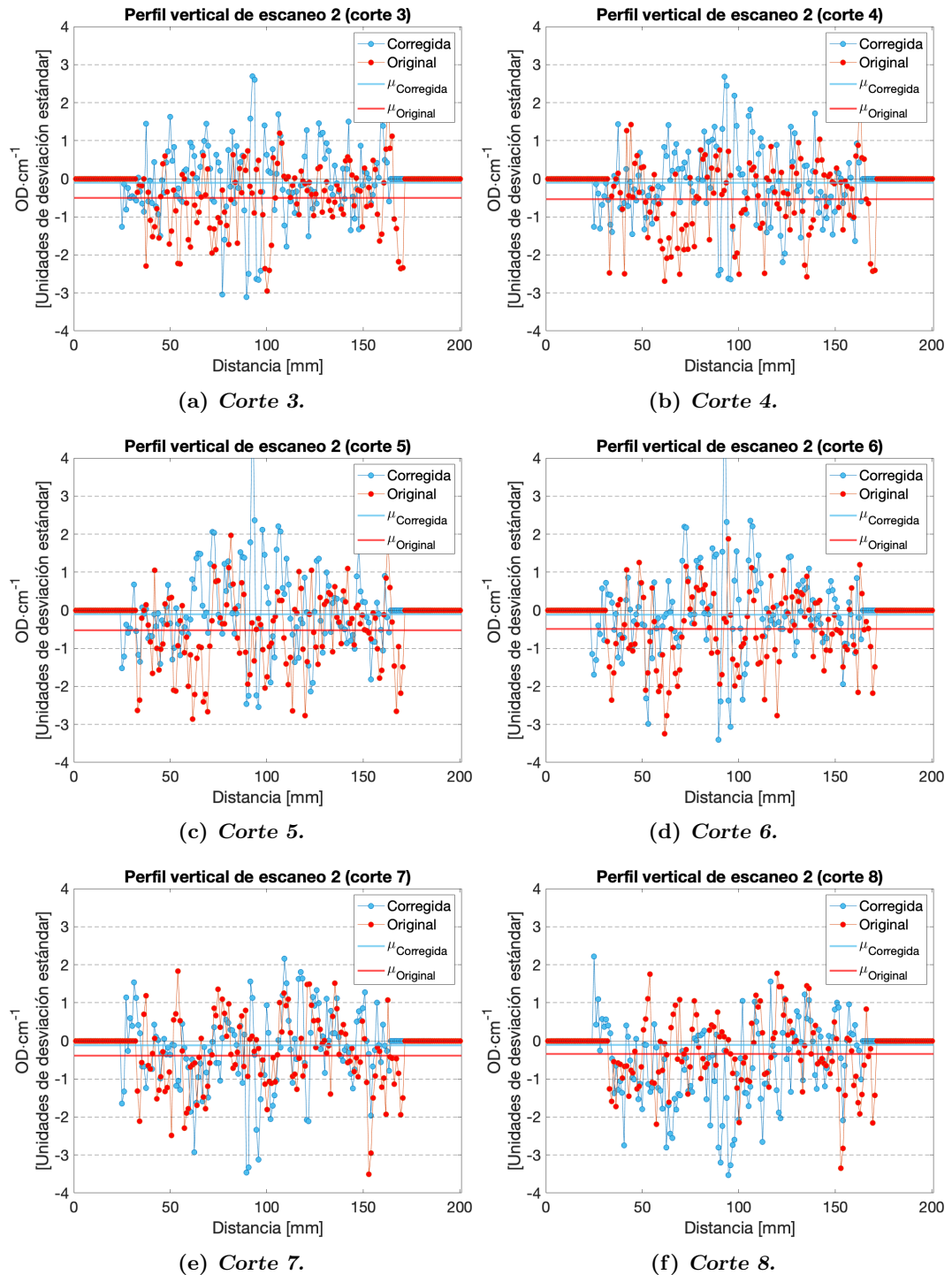


Figura B.11: Perfiles verticales.

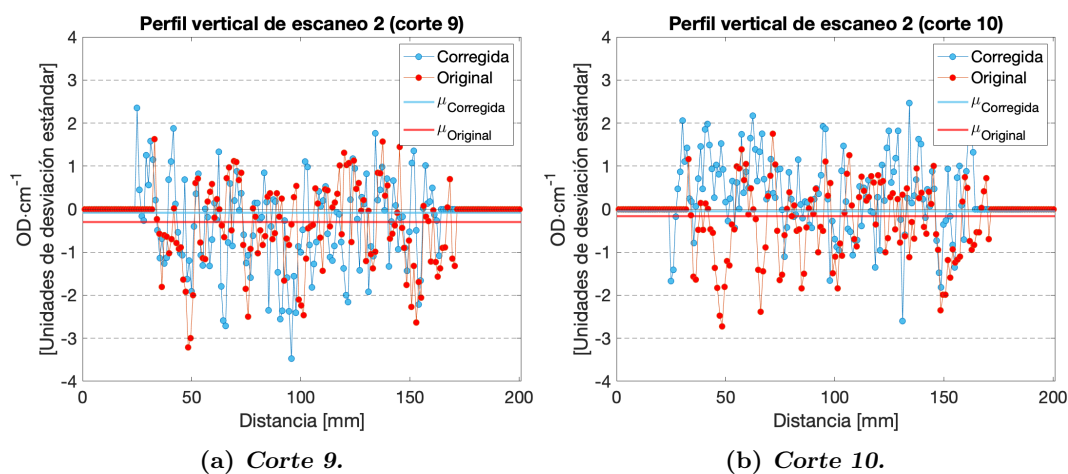


Figura B.12: Perfiles verticales.

B.3. Escaneo 3

B.3.1. Perfiles horizontales

En las figuras B.13, B.14 y B.15 se muestran los perfiles horizontales correspondientes al tercer escaneo de las imágenes originales y corregidas.

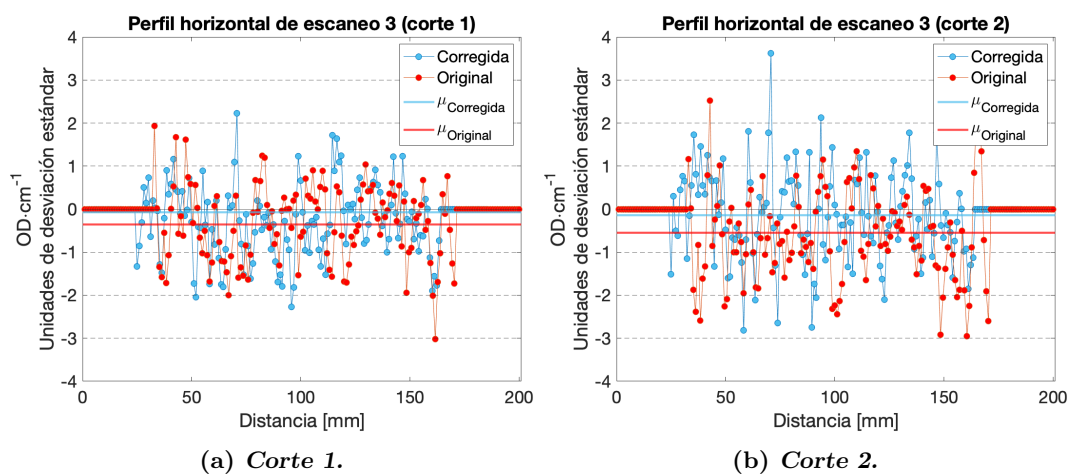


Figura B.13: Perfiles horizontales.

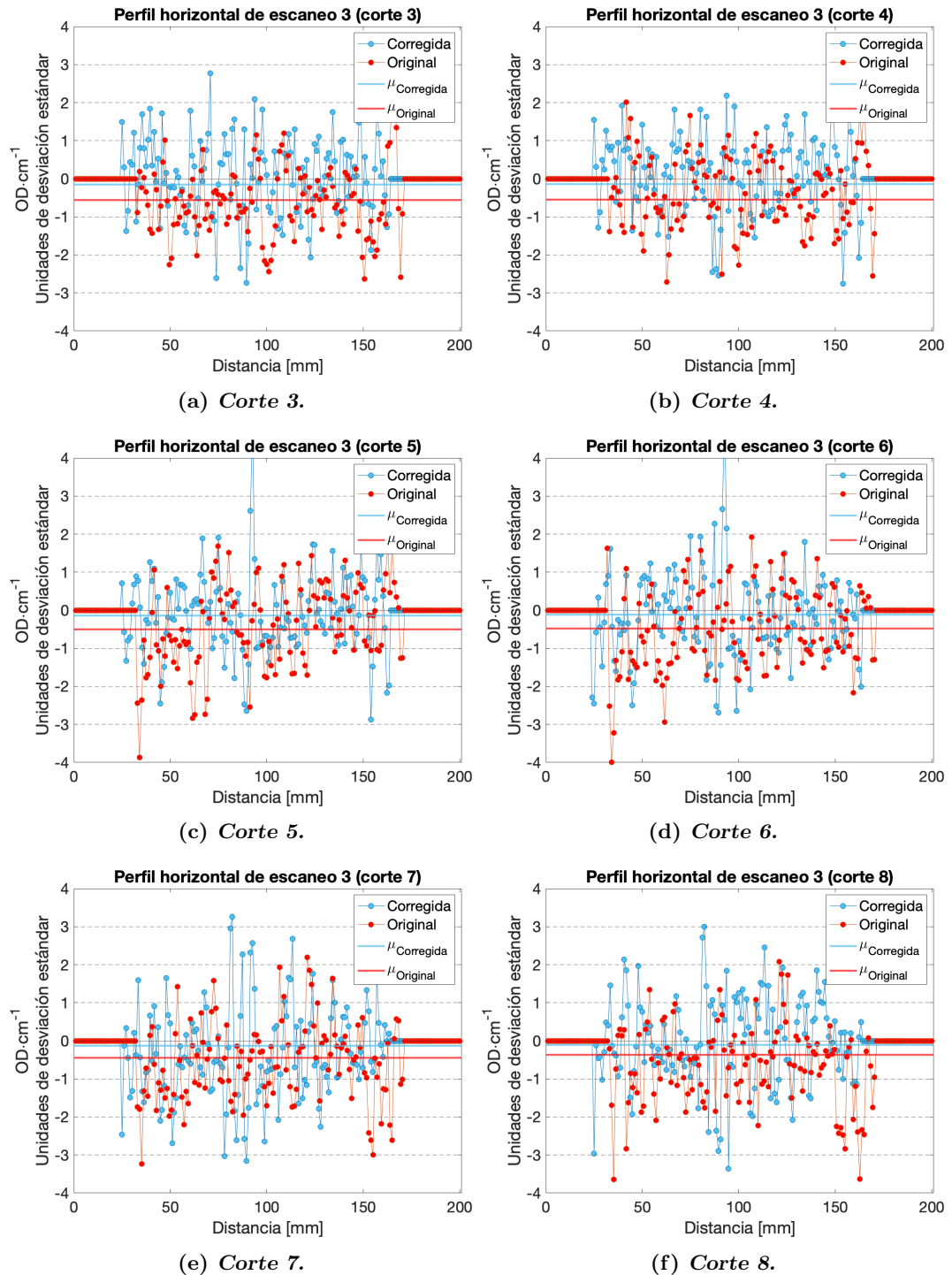


Figura B.14: Perfiles horizontales.

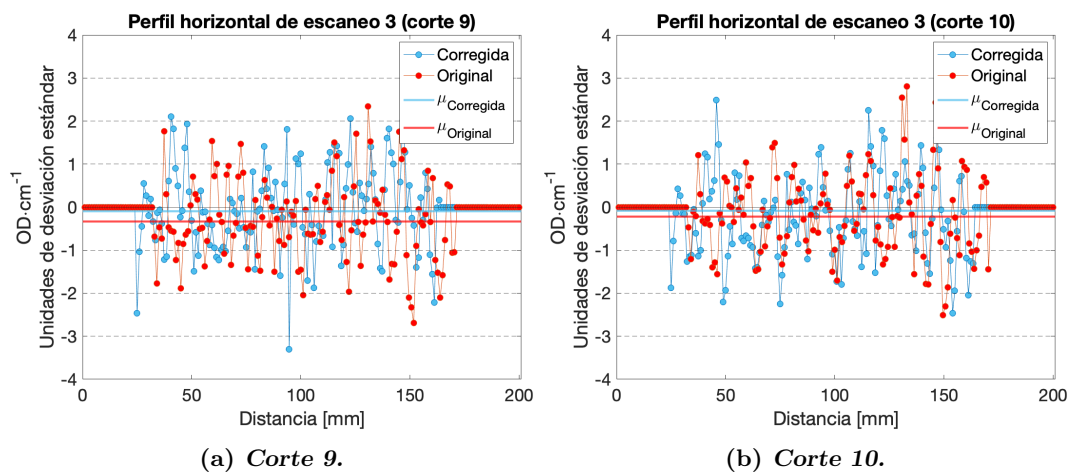


Figura B.15: Perfiles horizontales.

B.3.2. Perfiles verticales

En las figuras B.16, B.17 y B.18 se muestran los perfiles verticales correspondientes al primer escaneo de las imágenes originales y corregidas.

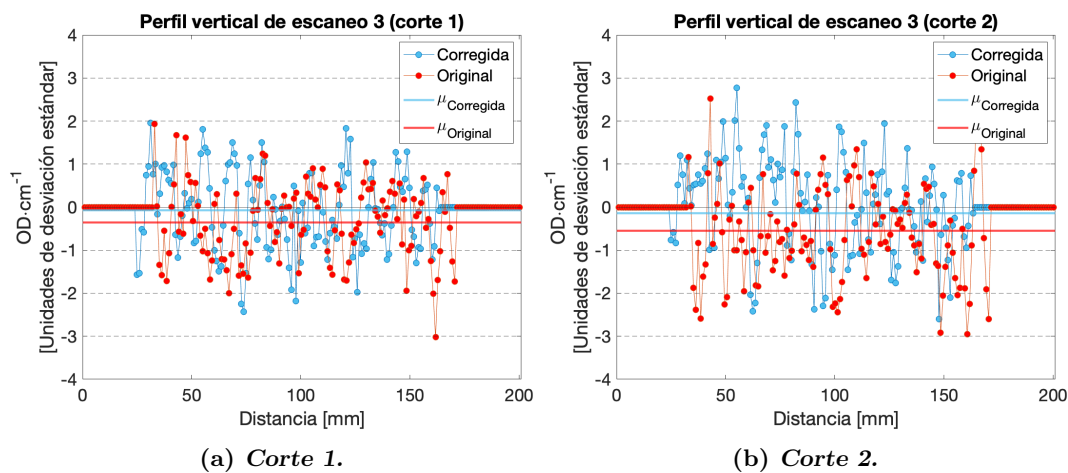


Figura B.16: Perfiles verticales.

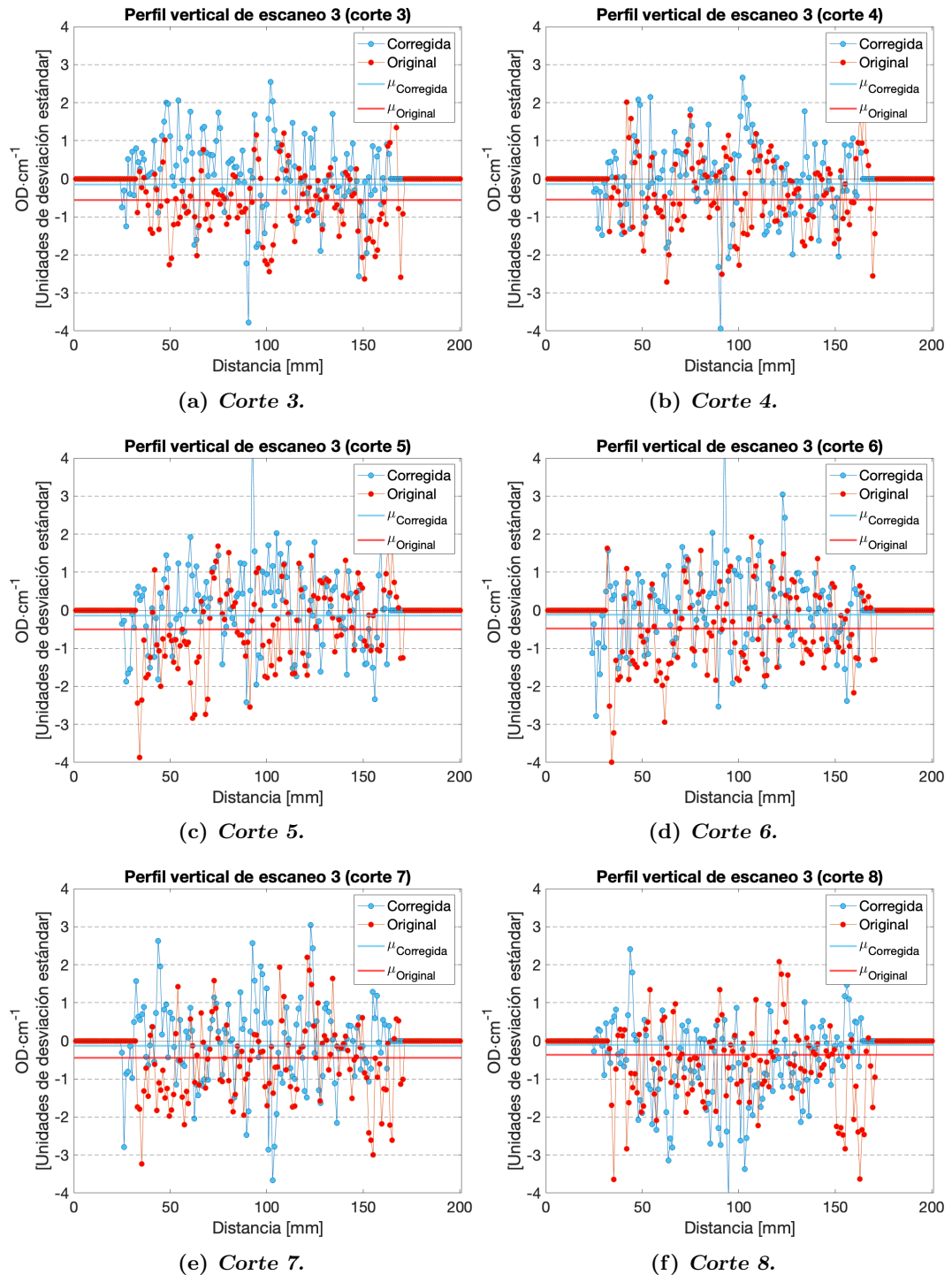


Figura B.17: Perfiles verticales.

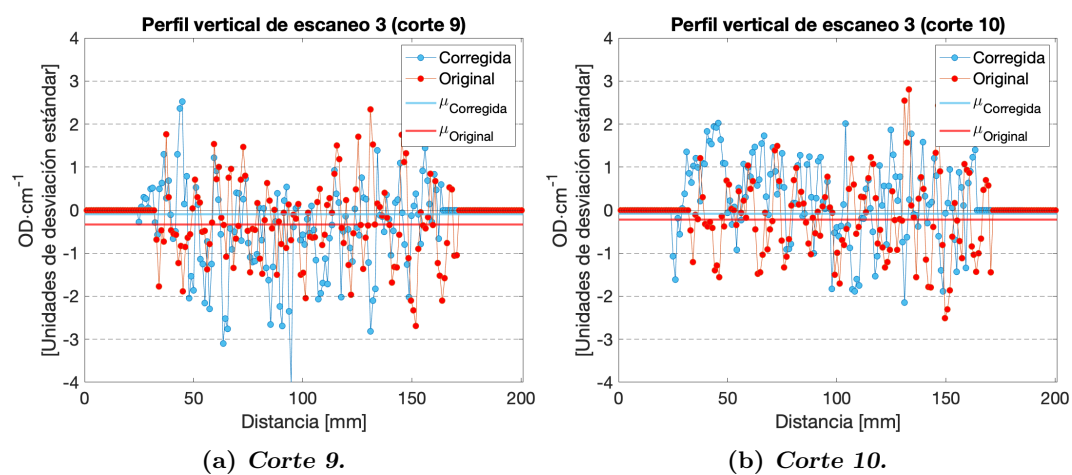


Figura B.18: Perfiles verticales.

Publicación derivada de la tesis

Trabajo aceptado por el comité científico del *XVI Mexican Symposium on Medical Physics*, el cual será publicado como memoria de simposio en la revista *AIP Conference Proceedings* en el transcurso del presente año. La publicación se deriva del cartel presentado virtualmente en el *XVI Mexican Symposium on Medical Physics* el 29 de octubre del 2020. Se incluye el manuscrito aceptado y la constancia de presentación del trabajo en las siguientes páginas.

Characterization of a High-Resolution Optical CT Scanner for 3D Gel Dosimetry

M. A. Flores-Mancera^{a)} and G. Massillon-JL^{b)}

Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, 04510, Mexico City, México.

^{a)}Corresponding author: MAFmancera@estudiantes.fisica.unam.mx

^{b)}Electronic mail: Massillon@fisica.unam.mx

Abstract.

One of the biggest challenges in modern radiotherapy such as intensity modulated radiotherapy (IMRT) and volumetric modulated arc radiotherapy (VMAT) is the use of high dose gradients to increase the tumor control and minimize the normal tissue complication probability [1, 2]. The Quality Assurance (QA) of the absorbed dose distribution delivered to each individual patient by the treatment planning system must be performed given the complexity for the dose delivery process by the modern treatment units [3]. For this purpose, high spatial resolution (up to 50 μm) optical computerized tomography (OCT) scanner could be useful, due to the 3D mapping of the absorbance generated in the radiocromic gel by ionizing radiation. Before an OCT scanner can be used for clinical application or research purposes, its standard characteristics should be established. In this work we investigated the standard characteristics of a new OCT scanner recently installed at Institute of Physics UNAM through the mean absorbance value, the noise, repeatability, and uniformity using a commissioning phantom. The results show the absorbance value is consistent to zero, as expected, and the reconstructions are uniform and reproducible.

Keywords: 3D dosimetry, Optical tomographic tomography.

INTRODUCTION

The modern radiotherapy techniques require a rigorous control of the absorbed dose delivered to the tumor volume as well as to the healthy tissues, due to the presence of complex dose gradients [4, 5]. Nowadays, the Quality Assurance (QA) of the absorbed dose distribution delivered to patients is performed by conventional 2D dosimetry, which underestimates high dose gradient near the organs at risk and consequently prevents an adequate evaluation of radiation-induced secondary cancer probability [6]. Therefore, high resolution 3D gel dosimetry offers a novel method to determine the dose distribution delivered to patients with acceptable accuracy [7] and minor probability of errors [8]. The OCT scanner with spatial resolution [9] is a device used for 3D mapping of absorbance values of a radiocromic gel embedded within translucent crystal flasks. This system has clinical applications such as the accurate and 3D characterization of radiation dose distributions for radiotherapy procedures. Therefore, the OCT along with radiocromic gels could be used for verification of patient treatment plans and QA of radiation systems [9]. In contrast to conventional 2D dosimetry, the OCT offers 3D dose distributions with high resolution, which could be useful during modern radiotherapy procedures such as IMRT and VMAT. In this work the characterization of a new OCT scanner for 3D gel dosimetry is presented, in order to set de conditions for clinical use.

METHODS

A new OCT has been recently installed at the Institute of Physics UNAM. This scanner allows obtaining 3D dose distribution with spatial resolution of 50 microns in all directions. After installation, four tests were conducted for commissioning a phantom filled with gel, such as mean absorbance value, noise, repeatability, and uniformity. In order to obtain the mean absorbance value, the phantom was scanned three times. For each scan, one region of interest (ROI) of 62x62 mm was analyzed in each slice. For a given ROI the standard deviation was evaluated, and the noise was related to the standar deviation. For the repeatability test, the absorbance distributions were evaluated by subtracting the second scan (E2) from the first one (E1), and the third one (E3) from the second one (E2)(similar to the subtraction of an unirradiated gel from an irradiated one). It is expected a difference close to zero. To evaluate the absorbance differences between scans, three ROIs of 33x33 mm per slice were defined. In order to assess the uniformity test, in each slice of a given scan, five ROIs were selected, one in the center (A2) and four in the periphery (A1-A5). The ROI dimensions were 15.4x15.4 mm. After, each peripheral ROI was subtracted to the central one according to IAEA recommendations [10].

RESULTS AND DISCUSSION

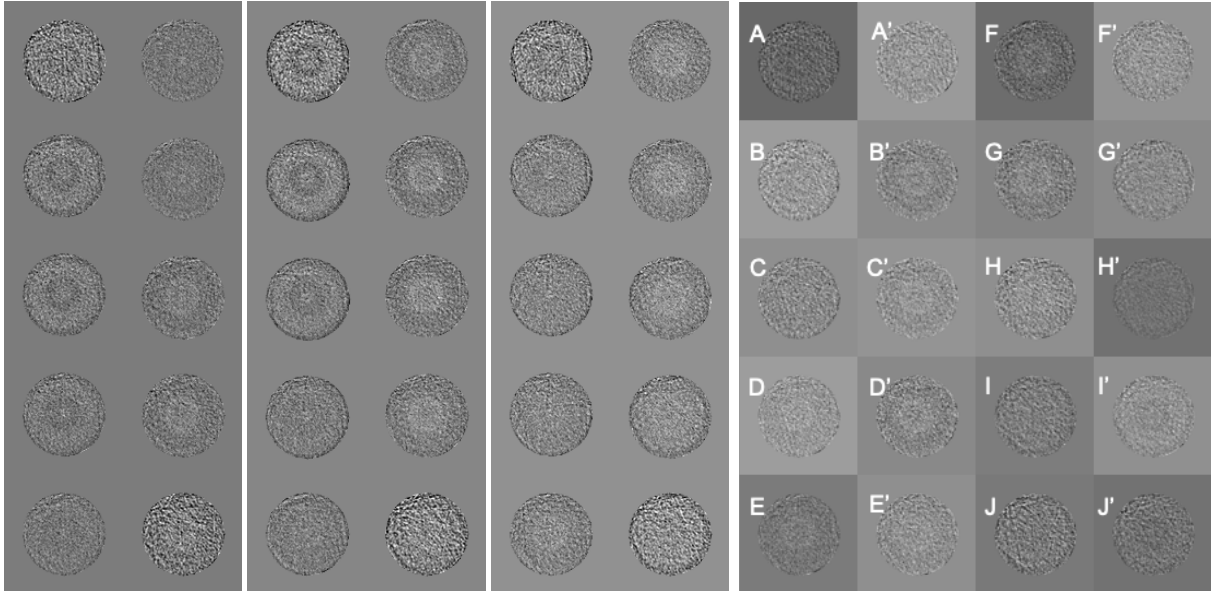


FIGURE 1. Absorbance distribution: (Left) Scan #1, Scan #2, and Scan #3 (Right) Difference between scans.

The absorbance distributions of the three scans, and the absorbance differences between scans 2 and 1 (A-J), and scans 3 and 2 (A'-J') are depicted in figure 1. The images have a matrix size of 182×182 pixels and a resolution of 1.1 mm per pixel. The field of view was 201 mm and the slice thickness $100 \mu\text{m}$. The images are shown in grayscale. The gray uniform background is the chemical compound where the commissioning phantom is embedded and represents a zero-absorbance value. On the other hand, the circular pattern is the commissioning phantom filled with gel and denotes non-zero absorbance values. The absorbance distribution has negative and positive values, which is related to statistical variations.

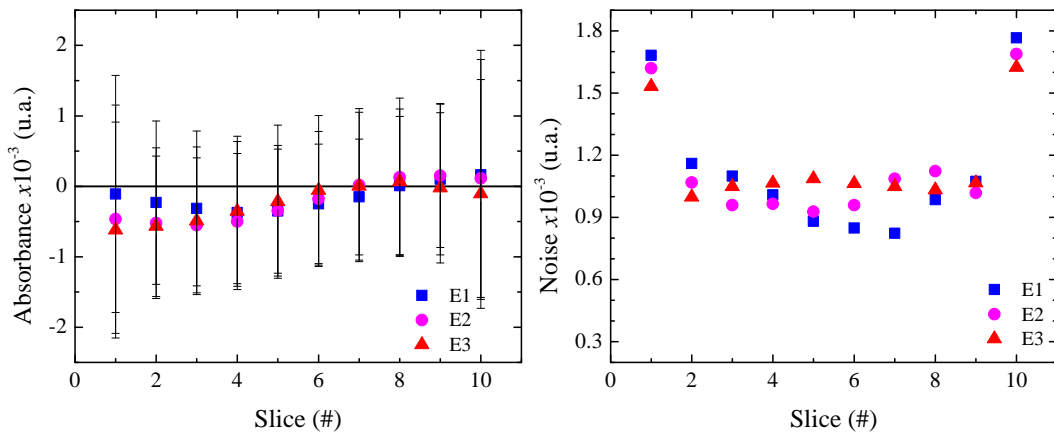


FIGURE 2. (Left) Absorbance mean value (Right) Noise.

The numerical mean absorbance values with the corresponding standard deviation obtained from figure 1 are shown in figure 2 (left). It is observed that all values are around zero. Besides, the absorbance mean value in slices 1-6 is below zero, whereas in slices 7-10 is above zero. This effect could be related to the scanner stabilization process during the scans. Even though, within uncertainties, no difference is observed between slices.

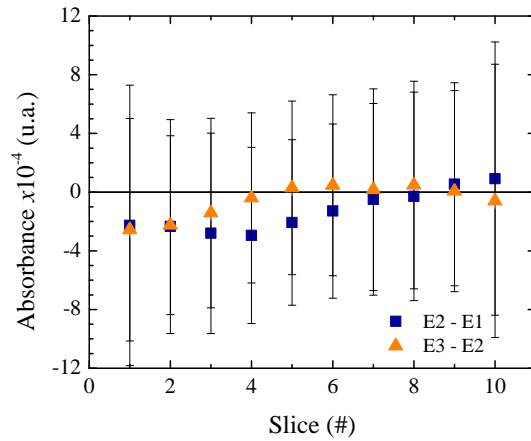


FIGURE 3. Absorbance difference between scans.

The associated noise in the images is displayed in figure 2 (Right). It is observed that all values are around zero, and the noise seems to be constant around 1.0×10^{-3} , except for the first and last slice. Which could be related to the non-stability of the scanner during the first scans.

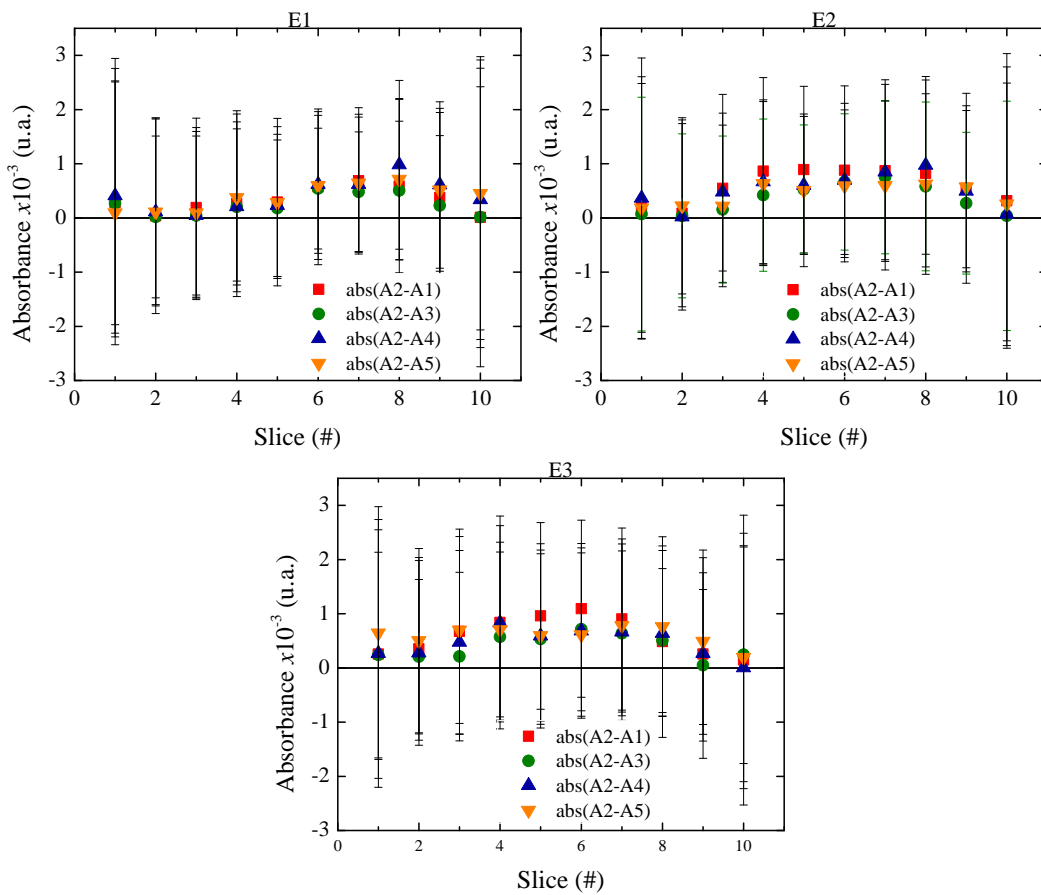


FIGURE 4. Uniformity test.

The mean difference between the second-first scans (E2-E1), and third-second scans (E3-E2) is observed in figure 3. Differences in figure 3 are consistent to zero, which suggests the scans are reproducible. Which indicates that the OCT is a reliable device. These results suggest that the absorbance values obtained from the commissioning phantom is noise, and the variation corresponds to statistical fluctuations during the detection process.

The difference between ROIs within slices to test uniformity is shown in figure 4. Evidently, within uncertainties, the absorbance values are all around zero. Then, there is no difference among the peripheral and central area.

CONCLUSION

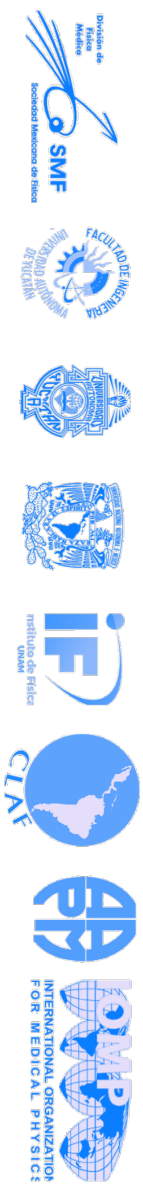
According to the results obtained in this work, the low level of noise indicates that the scanner is reliable to measure low dose values using the gel, mainly for diagnostic radiology. Also, the scanner shows to be very uniform within the field of view considered. Thus, the OCT has been studied and it is prepared for investigation and clinical application purposes.

ACKNOWLEDGMENTS

Partially supported by Royal-Society-Newton-Advance-Fellowship-NA150212 and PAPIIT-IN118120. M. A. Flores-Mancera was a national fellow from CONACYT Mexico.

REFERENCES

1. G. Massillon-JL, "Dosimetry in steep dose-rate gradient radiation fields: A challenge in clinical applications," in *Medical Physics, VI Mexican Symposium*, AIP Conference Proceedings 1310, edited by M. E. Brandan, F. Herrera-Martínez, V. Ramírez-R, and M. Rodríguez-Villafuerte (American Institute of Physics, Melville, NY, 2010) pp. 23–28.
2. J. H. Song, M. J. Kim, S. H. Park, S. R. Lee, M. Y. Lee, D. S. Lee, and T. S. Suh, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **16**, 263–272 (2015).
3. L. J. Schreiner, *J. Phys. Conf. Ser.* **847**, 012001 (2017).
4. IAEA, *Transition from 2D Radiotherapy to 3D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy*, TECDOC No. 1588 (International Atomic Energy Agency, Vienna, 2008).
5. A. E. Roy and P. Wells, *Cancer Imaging* **6**, 116–123 (2006).
6. J. Alvarez Moret, T. Obermeier, F. Pohl, R. Loeschel, O. Koelbl, and B. Dobler, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **19**, 632–639 (2018).
7. K. B. Pulliam, J. Y. Huang, R. M. Howell, D. Followill, R. Bosca, J. O'Daniel, and S. F. Kry, *Med. phys.* **41**, 021710 (2014).
8. IAEA, *Absorbed dose determination in external radiotherapy beam*, Technical Report Series No. 398 (International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005).
9. J. C. Gore, M. Ranade, M. J. Maryanski, and R. J. Schulz, *Phys. Med. Biol.* **41**, 2695–2704 (1996).
10. IAEA, *Quality Assurance for Computed Tomography - Diagnostic and Therapy Applications*, IAEA Human Health Series No. 19 (International Atomic Energy Agency, Vienna, 2012).



XVI Mexican Symposium on Medical Physics

October 26th to 30th, 2020 - Virtual event

The Medical Physics Division of the Mexican Physics Society, and the Organizing and the Scientific Committees certify that

Miguel Angel Flores Mancera

participated in this event with the Poster Presentation titled "Response of BANG3-Pro gel induced by 6 MV X-ray radiotherapy beam"

Orlando Soberanis Domínguez, M. Sc.
Chair of the Organizing Committee

Dr. Ivan M. Rosado-Mendez
Chair of the Scientific Committee

Dr. Guerda Massillon
President, Medical Physics Division