



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO

---

---

**POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS**

**“CORRECCIÓN DE ARTEFACTOS DEBIDOS  
A ENDURECIMIENTO DE HAZ EN UN  
MICROTOMÓGRAFO DE RAYOS X”**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)**

PRESENTA:

**JUAN MASASHI KIKUSHIMA PALACIOS**

DIRECTOR DE TESIS: Dr. ARNULFO MARTÍNEZ DÁVALOS

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: Dra. MERCEDES RODRÍGUEZ VILLAFUERTE

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: Dr. ERNESTO BELMONT MORENO

ASESOR PROFESIONAL: M. en C. JOSÉ MANUEL LÁRRAGA GUTIÉRREZ



posgrado en ciencias físicas  
u n a m

MÉXICO, D.F.

2010



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.

Dedicado a mis padres:

**Raquel Palacios Arellano**  
**y**  
**Juan Masashi Kikushima Tsukiuda**

Gracias por apoyarme siempre en todo y por ser mi felicidad su mayor preocupación.

## ¡Gracias!

A Ana Laura Camacho, por su amor, por quererme como soy, por ser como es. Por todo.

A mis hermanas Keyko y Sachiko, por ser tan distintas y a la vez igualmente increíbles. Por darme seguridad y mantenerme libre de complejos.

A mi abuelita Chita, por las comidas y hospitalidad. Por cuidarme y darme fuerzas. Por prestarme su carro.

A mis sobrinos: Raquelito, Andrea y Franco. Por saber ser cariñosos y obedientes conmigo.

A mi cuñado Francisco Gastélum. Por los consejos, por haberme brindado la oportunidad de conocer el ambiente laboral y por el tiempo tan ameno en el que nos tocó vivir juntos.

A mi cuñado Daniel Moreira, por su nobleza, por compartir sus vacaciones y sus bienes materiales conmigo. Por acompañar a mi papá en la pesca cuando yo no he podido estar ahí.

A mi Tía Luzma y mi tío Pablo, por su apoyo y por incluirme en su núcleo familiar. Por estar pendientes de mí.

A Cecy Félix, por ser mi amiga después de tantos años. Por haberse adjudicado la responsabilidad de mantener nuestra amistad a pesar de mis episodios de encierro.

A Andrés Suárez, por ser mi amigo. Porque si no te hubiera conocido pensaría que los ideales son tan sólo reflejos de la inmadurez.

A Carlos Heras, por su generosidad y lealtad. Por estar ahí siempre que necesito a un amigo. Por saberme decir las cosas que necesito escuchar. Por el concierto de Björk.

A Francisco Mederos, por su cariño, por la plática y sus siempre sabios consejos. Por presentarme a Ana.

A Alma González, por ser mi amiga en los mis momentos más estresantes y por cuidarme tan diligentemente durante la peor gripa de mi vida.

A Rodrigo Gutiérrez, por ser mi guía espiritual y urbana en el Distrito Federal. Por los viajes y las fiestas. Por ser mí amigo y permitirme ser amigo de sus amigos.

Al Dr. Miguel Olea, porque tuvo que aprender a no arruinar el día.

A Juan Carlos Villalobos, no tanto por lo que me estima, sino por lo que me presume. Por las anécdotas.

A César Inzúnza, por las llamadas telefónicas, por saber imponerse sin ser pretensioso.

A Björk Guðmundsdóttir, por la música.

## **Agradecimientos**

Dr. Arnulfo Martínez Dávalos: gracias por haberme permitido trabajar con la libertad que necesitaba para presionarme a mí mismo y hacer las cosas de forma correcta. Siempre le voy a estar agradecido por guiarme a lo largo de este trabajo y por conducirme hacia las respuestas que necesitaba encontrar, así como por responder aquellas preguntas para las que aún no estaba listo.

Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte: le agradezco su interés y la invaluable ayuda que me proporcionó durante el desarrollo de este trabajo. Gracias por luchar contra mi desidia.

Dra. María Esther Brandan: Gracias por todos los consejos y por no dejar que me cerrara las puertas de esta maestría tras mi incursión en el mundo laboral.

Agradezco a mi comité sinodal:

Dra. María Esther Brandan, Dr. Arnulfo Martínez, Dr. Héctor Alva, Dra. Mercedes Rodríguez y Dr. Miguel Ángel Celis;

por todas las sugerencias y correcciones realizadas sobre este trabajo.

Dr. Miguel Ángel Ávila: gracias por la mejor clase de producción de radionúclidos que pude haber recibido, por responder todas mis preguntas y por tenerme paciencia.

Agradezco a mis profesores de la maestría que siempre realizaron su trabajo con cariño y responsablemente: M. en C. César Ruíz, M. en C. Ana Elena Buenfil, Dra. Isabel Gamboa, Dra. Alicia Ortega, Dr. Luis Alberto Medina, M. en C. Mariana Hernández.

Agradezco al M. en C. Tirso Murrieta, por su ayuda y compañía en el laboratorio.

Agradezco a la UNAM por permitirme estudiar un posgrado en mi país.

Al CONACYT por la beca de posgrado y por el apoyo recibido a través del proyecto 82714, “Desarrollo de detectores de radiación para un sistema híbrido de microtomografía”.

Al Instituto de Física y al Posgrado en Ciencias Físicas, por el cubículo, y los apoyos otorgados para el laboratorio de Física Médica y la presentación de mi trabajo en diversos congresos.

# Contenido

INTRODUCCIÓN.....	1
<b>1 ENDURECIMIENTO DE HAZ .....</b>	<b>3</b>
1.1 DESCRIPCIÓN DEL FENÓMENO FÍSICO.....	3
1.2 EFECTOS DEL ENDURECIMIENTO DE HAZ.....	5
1.3 ARTEFACTOS PRODUCIDOS POR ENDURECIMIENTO DE HAZ.....	7
1.3.1 Artefacto de copa.....	8
1.3.2 Artefacto de estrías.....	9
1.4 MÉTODOS DE CORRECCIÓN .....	11
1.4.1 Filtrado del haz .....	11
1.4.2 Linealización .....	12
1.4.3 Energía dual.....	12
1.4.4 Método de señal linealizada a grosor equivalente (LSET).....	13
<b>2 METODOLOGÍA EXPERIMENTAL .....</b>	<b>14</b>
2.1 MICRO-CT.....	14
2.2 MANIQUÉS DE PRUEBA PARA EL MICROCT .....	17
2.2.1 Maniquí Defrise.....	17
2.2.2 Maniquí de agua.....	18
2.2.3 Maniquí para calibración de Unidades Hounsfield .....	19
2.2.4 Roedor .....	21
2.3 PRE-PROCESAMIENTO DE LAS IMÁGENES .....	21
2.4 SIMULACIÓN DE PROYECCIONES .....	23
2.5 MANIQUÉS DE PRUEBA SIMULADOS .....	23
2.6 MÉTODO DE CORRECCIÓN DE SEÑAL LINEALIZADA A GROSOR EQUIVALENTE (LSET).....	24
2.6.1 Calibración.....	25
2.6.2 Corrección.....	28
2.7 IMPLEMENTACIÓN NUMÉRICA DEL MÉTODO LSET .....	29
2.8 MÉTODO DE CORRECCIÓN CON AGUA (WCM).....	30
2.9 ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA CORRECCIÓN POR ENDURECIMIENTO DE HAZ.....	33

2.10	ANÁLISIS DE ARTEFACTOS PRODUCIDOS POR RUIDO .....	35
<b>3</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>37</b>
3.1	SIMULACIONES .....	37
3.1.1	<i>Cilindro de agua</i> .....	40
3.1.2	<i>Maniquí Defrise</i> .....	46
3.1.3	<i>Cilindro de agua con inserciones de aluminio</i> .....	49
3.2	MEDICIONES OBTENIDAS MEDIANTE EL MICROCT .....	53
3.2.1	<i>Maniquí de agua</i> .....	56
3.2.2	<i>Maniquí Defrise</i> .....	61
3.2.3	<i>Maniquí para calibración de Unidades Hounsfield</i> .....	65
3.2.4	<i>Estudio de un roedor pequeño</i> .....	70
3.2.5	<i>Análisis de artefactos de anillo</i> .....	72
<b>4</b>	<b>DISCUSIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS .....</b>	<b>76</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>83</b>
	<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>86</b>

## Introducción

El Sistema Bimodal de Imágenes (SIBI) que se encuentra en desarrollo en el Instituto de Física de la UNAM, tiene como uno de sus objetivos la integración de un microtomógrafo por emisión de positrones (microPET), que permite la adquisición de imágenes funcionales, y un microtomógrafo de rayos X (microCT), que hace posible la obtención de imágenes con información anatómica. El diseño, construcción e integración del sistema han sido desarrollados por personal académico del Grupo de Dosimetría y Física Médica. En su etapa actual, el microPET y el microCT funcionan de manera independiente y permiten obtener imágenes de un mismo sujeto para ser fusionadas posteriormente.

Tanto en el microPET como en el microCT los procesos de adquisición y reconstrucción de las imágenes tomográficas juegan un papel esencial, ya que de ellos depende la veracidad de la información obtenida a través de las imágenes a interpretar. Por lo tanto, es necesario realizar un análisis de estos procesos para corregir los artefactos que se puedan presentar y que puedan provocar una interpretación errónea de la información.

En microCT, al igual que en la tomografía axial computarizada de uso clínico (CT), los algoritmos de reconstrucción más comunes presuponen que el coeficiente lineal de atenuación  $\mu$ , en un punto dado, es único y que por lo tanto las mediciones logarítmicas de atenuación mantienen una relación lineal con dicho coeficiente. Sin embargo, el haz emitido por los tubos de rayos X utilizados en estos sistemas es polienergético. Debido a que el coeficiente lineal de atenuación  $\mu$  mantiene una dependencia con la energía, que es además, característica para cada tipo de material, las diferentes componentes energéticas del espectro son atenuadas en forma distinta. Por lo general las componentes de menor energía (o suaves), son atenuadas en mayor medida que las componentes más energéticas (o duras). A este fenómeno se le conoce como endurecimiento de haz. Esta variación en la atenuación de las distintas componentes energéticas del haz de rayos X resulta en la pérdida de la relación lineal supuesta entre la atenuación total medida y el coeficiente lineal de atenuación  $\mu$ , lo que a su vez provoca artefactos en las imágenes tomográficas reconstruidas.

Esta tesis tiene como objetivo realizar un análisis de los artefactos producidos por el endurecimiento de haz en las imágenes tomográficas obtenidas con el microCT del proyecto

SIBI, así como la implementación del método de corrección denominada señal linealizada a grosor equivalente (LSET por sus siglas en inglés) [1]. Para validar el método, este fue implementado inicialmente en simulaciones.

Este trabajo se compone de cinco capítulos. En el capítulo 1 se presenta una descripción del fenómeno físico de endurecimiento de haz, así como de los artefactos que produce y los métodos de corrección reportados en la literatura, tanto en el ámbito de tomógrafos clínicos como en el de microtomografía. En el capítulo 2 se hace una descripción de la metodología empleada para el análisis y corrección de artefactos producidos por el endurecimiento de haz. Posteriormente, en el capítulo 3, se presentan los resultados obtenidos tanto del análisis de artefactos como de su corrección y en el capítulo 4 se discuten los resultados. Finalmente en el capítulo 5 se presentan las conclusiones que esta tesis permite alcanzar a partir de los resultados obtenidos.

# 1 Endurecimiento de haz

## 1.1 Descripción del fenómeno físico

El objetivo de una tomografía es obtener un mapa de los coeficientes de atenuación lineal de la región que define el corte que se desea observar. La ley de Beer [2] establece la forma en que un haz monoenergético<sup>1</sup> se atenúa al atravesar un determinado material:

$$I = I_0 e^{-\mu t}, \quad 1.1.$$

donde  $I$  es la intensidad transmitida del haz al atravesar el material,  $I_0$  es la intensidad original del haz,  $t$  el grosor del material atravesado, y  $\mu$  es el coeficiente lineal de atenuación, que es característico para cada material y energía. Al obtener proyecciones planas con un haz de rayos X, al igual que en una radiografía, se obtienen valores de la intensidad resultante  $I$ . A partir de ellos se calcula la proyección tomográfica  $p$  como el logaritmo natural de la señal normalizada:

$$p = \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\mu t. \quad 1.2.$$

Es importante hacer notar que en la ecuación 1.2 la proyección tomográfica  $p$  es lineal con respecto del coeficiente lineal de atenuación  $\mu$  y con respecto del grosor del material atravesado  $t$ . Al adquirir un número grande de proyecciones alrededor del objeto de estudio, es posible obtener el mapa de valores de  $\mu(x, y)$  en cada corte mediante un algoritmo de reconstrucción computacional. Debido a que  $\mu(x, y)$  es característico de cada material, esto nos permite otorgarle a cada región tomográfica con distinta  $\mu(x, y)$  un valor en escala de grises al desplegar la imagen.

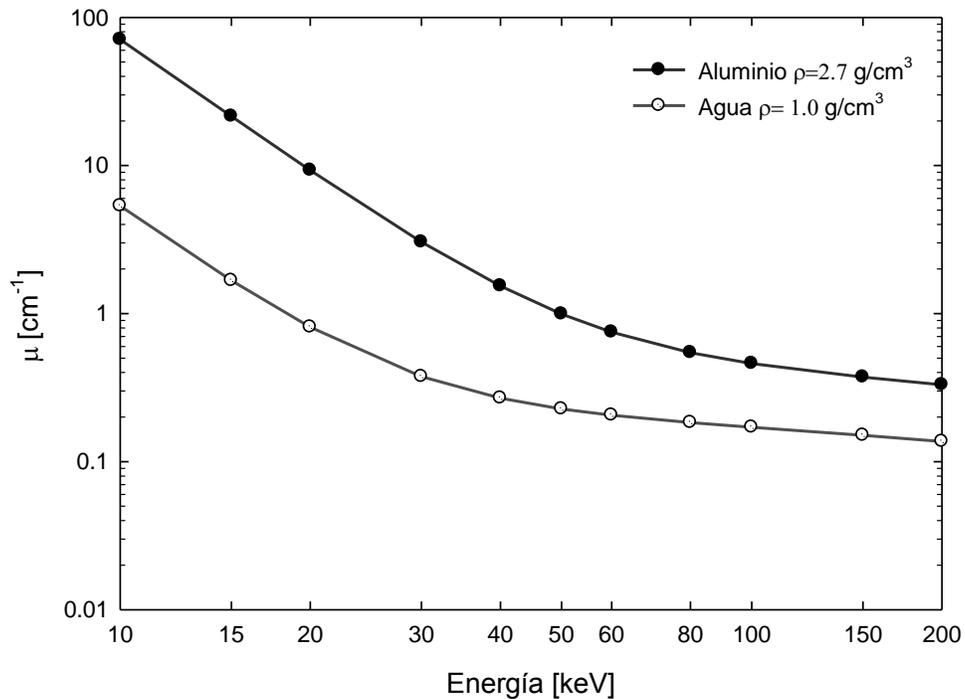
En el caso de la tomografía computacional convencional, el haz que emite el tubo de rayos X no es monoenergético, sino que está compuesto por un espectro polienergético. Para un haz polienergético y suponiendo un detector ideal, la ecuación 1.1 es rescrita como:

---

<sup>1</sup> Por ejemplo, el haz que se obtiene usando una fuente de rayos gamma que presente una sola transición nuclear.

$$I = I_0 \int \Phi(E) e^{-\mu(E)t} dE, \quad 1.3.$$

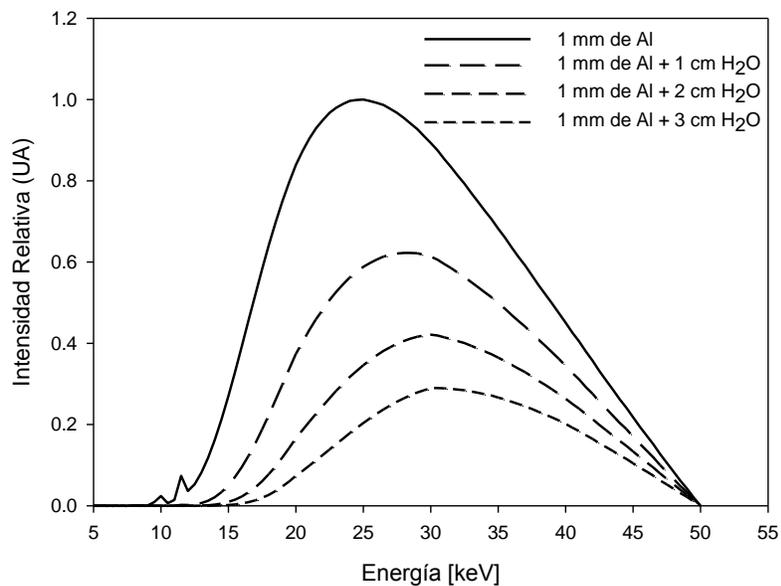
Donde  $\Phi(E)$  representa el espectro incidente de rayos X normalizado. El área debajo de una curva de  $\Phi(E)$  equivale a la unidad.  $I$  representa la intensidad total transmitida, e  $I_0$  la intensidad total incidente. Se puede observar que la atenuación no sólo depende del tipo de material, sino que también depende de los valores que componen el espectro incidente debido a la dependencia en energía del coeficiente lineal de atenuación  $\mu(E)$ . La Figura 1.1 muestra la dependencia en energía del coeficiente lineal de atenuación para el aluminio y para el agua.



**Figura 1.1.** Coeficiente lineal de atenuación para aluminio y agua líquida en el intervalo de energía de interés radiográfico [3].

Como se puede observar en la Figura 1.1 el coeficiente lineal de atenuación tiende a disminuir conforme aumenta la energía. Esto lo podemos traducir, a través de la ecuación 1.3 como una disminución de la atenuación conforme aumenta la energía para las distintas componentes del haz, es decir, las componentes de menor energía o suaves tienden a ser atenuadas en mayor medida que las componentes más energéticas o duras del haz.

La Figura 1.2 muestra en línea sólida el espectro producido por un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno a 50 kVp con un filtro de 1 mm de aluminio [4]. Se observan además, los espectros resultantes al agregar 1 cm, 2 cm y 3 cm de agua como material de atenuación adicional. Se puede ver que al agregar material de atenuación, el máximo del espectro se mueve hacia mayores energías debido a la atenuación mayor de las componentes de menor energía. Al atravesar los distintos materiales, la intensidad total del haz disminuye, pero la atenuación es menor para las componentes más energéticas o duras, por lo que se dice que el haz se endurece. Este fenómeno es conocido comúnmente como endurecimiento de haz.



**Figura 1.2.** Espectro producido por un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno a 50 kVp. Se muestra el espectro filtrado con 1 mm de aluminio, y los espectros resultantes tras agregar 1 cm, 2 cm y 3 cm de agua como material atenuador.

## 1.2 Efectos del endurecimiento de haz

La ecuación 1.2 muestra que la relación entre las proyecciones tomográficas medidas  $p$  y el coeficiente lineal de atenuación  $\mu$ , es lineal. No obstante, esta relación parte de la ecuación 1.1 en donde se describe la atenuación de un haz monoenergético. En la práctica, los rayos X son producidos mediante el impacto de electrones en un determinado material blanco y el espectro producido no es monoenergético. Los artefactos provocados por el fenómeno de endurecimiento de haz se deben a la relación no lineal entre el coeficiente lineal de atenuación  $\mu$  y las

proyecciones tomográficas  $p_E$  medidas. Partiendo de la ecuación 1.3 que describe la atenuación de un haz polienergético se tiene:

$$p_E = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\ln\left(\int \Phi(E)e^{-\mu(E)t} dE\right) \quad 1.4.$$

La ecuación 1.4 muestra que las proyecciones tomográficas calculadas  $p_E$  no mantienen una relación lineal con el coeficiente lineal de atenuación  $\mu(E)$  ni con el grosor de material atravesado  $t$ , a diferencia de lo establecido en la ecuación 1.2.

En la Figura 1.3 se puede ver un esquema de las proyecciones tomográficas medidas en función de la trayectoria recorrida por el haz polienergético al atravesar un material. La línea sólida ejemplifica la medición real, la cual siempre se encuentra por debajo del caso ideal; además, la diferencia aumenta conforme aumenta la longitud de la trayectoria.

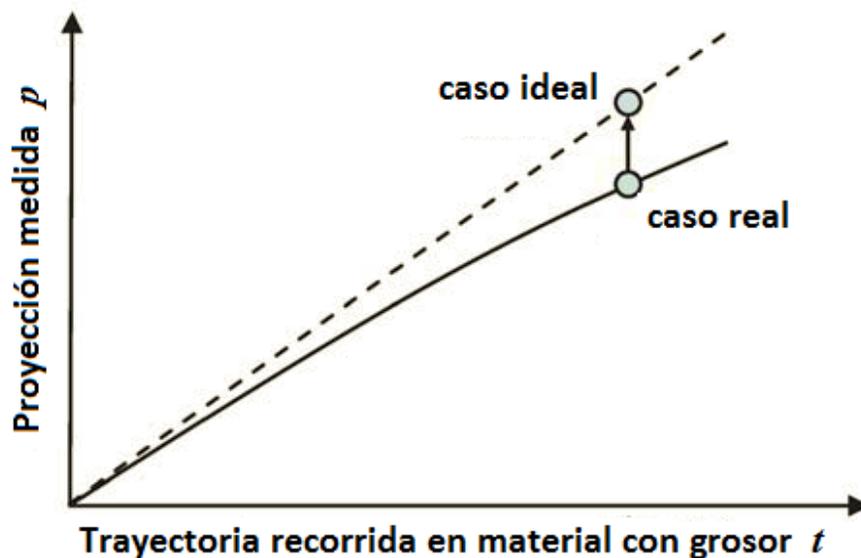


Figura 1.3 Proyección medida en función de la longitud de la trayectoria recorrida por un haz polienergético en el material de interés. La línea sólida muestra un ejemplo de la medición real, mientras que la línea punteada muestra el caso ideal (monoenergético a energía efectiva del haz) en el que la proyección es proporcional a la trayectoria recorrida [5].

### **1.3 Artefactos producidos por endurecimiento de haz**

En la vigésima segunda edición del diccionario de la Real Academia Española se encuentran las siguientes definiciones para la palabra artefacto [6]:

- En los experimentos biológicos, formación producida exclusivamente por los reactivos empleados y perturbadora de la recta interpretación de los resultados obtenidos.
- En el trazado de un aparato registrador, toda variación no originada por el órgano cuya actividad se desea registrar.

Sin embargo, la definición de artefacto para tomografía computarizada no puede ser definida de forma tan clara. En teoría, un artefacto en una imagen puede ser cualquier discrepancia entre los valores reconstruidos en la imagen y los verdaderos valores de los coeficientes de atenuación del objeto de estudio. Aunque esta definición es lo suficientemente amplia para cubrir cualquier tipo de imagen no ideal, tiene un valor práctico reducido ya que toda imagen producida por un tomógrafo de rayos X contiene artefactos según esta definición [7].

Estas alteraciones en los valores reconstruidos se originan en la cadena de procesos a los que se somete la información para la obtención de las imágenes, y aunque se traten de minimizar, el solo hecho de modelar la información presente en el objeto a valores discretos, hace imposible obtener un resultado ideal en las imágenes reconstruidas [5]. En la práctica el término artefacto se limita a las discrepancias que son relevantes para el estudio o análisis que se desea realizar. En el medio clínico, por ejemplo, es el médico radiólogo quien tendrá que establecer si estas discrepancias imposibilitan la obtención de la interpretación de una imagen.

Para la tomografía computarizada por rayos X existen diversos artefactos. Algunos de ellos son: el artefacto de volumen parcial, los producidos por movimiento, por radiación dispersa, por muestreo, debidos al detector, producidos por ruido electrónico y por endurecimiento de haz. Una descripción más detallada de los artefactos se puede encontrar en la literatura [5, 7, 8].

Esta sección se enfocará en la descripción de los artefactos producidos exclusivamente por el endurecimiento de haz.

### 1.3.1 Artefacto de copa

La no linealidad entre la señal medida y el coeficiente lineal de atenuación debida al efecto de endurecimiento de haz, es responsable de producir el conocido artefacto de copa [7]. Este tipo de artefacto puede ejemplificarse mediante la obtención de imágenes tomográficas de un objeto cilíndrico de material homogéneo. Los cortes tomográficos muestran una disminución en la escala de grises<sup>2</sup> en la parte central del corte con respecto a los bordes, como se muestra esquemáticamente en la Figura 1.4 (a). Esta disminución se debe a que en la parte más gruesa del objeto, el valor de las proyecciones es menor que en los bordes, a causa de la falta de linealidad. En la Figura 1.4 (b) se muestra el corte como debiera aparecer en el caso ideal, donde se representa correctamente la homogeneidad del objeto. El artefacto de copa puede conducir a una falsa interpretación de la imagen, al indicar, por ejemplo en el caso del cilindro, que éste se compone de material más atenuador en el centro que en los bordes. Además, el artefacto impide realizar un análisis cuantitativo de forma correcta, lo cual se ejemplifica en los perfiles debajo de cada figura.

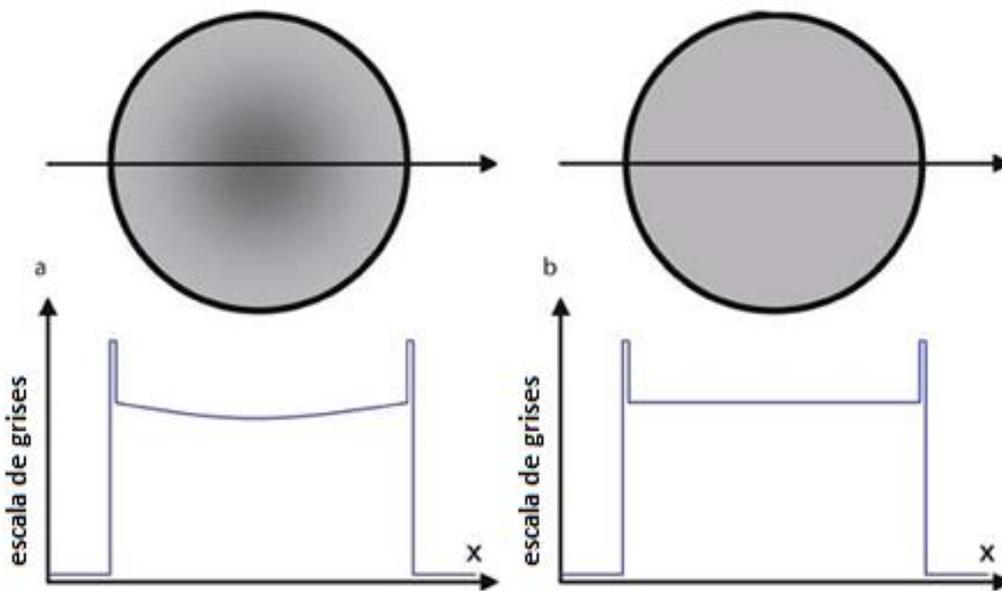


Figura 1.4. (a) Corte tomográfico ejemplificado de un cilindro donde se muestra el efecto de copa. (b) Corte tomográfico del mismo objeto ejemplificando el caso ideal. Debajo de cada imagen se muestra el perfil correspondiente a la flecha.

<sup>2</sup> En este caso se supone que la escala de gris es proporcional al coeficiente lineal de atenuación  $\mu$ .

### **1.3.2 Artefacto de estrías**

El artefacto de estrías es otro tipo de fenómeno que se puede presentar en la reconstrucción tomográfica debido al efecto del endurecimiento de haz. La producción de este tipo de artefactos puede explicarse con ayuda de la Figura 1.5 [5], en donde las diferentes componentes energéticas del haz se muestran a la entrada y salida del tejido ilustradas con distintas longitudes de onda. Se desea reconstruir una sección axial del abdomen de un paciente en donde existen tanto tejido blando como tejido óseo correspondiente a la vértebra. La flecha horizontal ilustra la atenuación de las componentes de baja energía del haz por el tejido, mientras que las componentes de alta energía atraviesan el tejido prácticamente sin ser atenuadas. Para la reconstrucción de la imagen marcada por el cuadrado blanco es necesaria otra proyección en distinta dirección, indicada en este caso por la flecha vertical, la cual atraviesa la vértebra. A diferencia del haz horizontal, el haz vertical sufre una atenuación significativa de sus componentes de alta energía. En general, la energía promedio de la radiación es trasladada a mayores energías debido al endurecimiento del haz. Las intensidades promedio medidas para cada proyección individual no son consistentes con las esperadas en relación al tipo de material presente y debido a esto se presentan líneas o estrías en la retroproyección filtrada, las cuales comúnmente se esparcen a lo largo de la dirección de la retroproyección de toda la imagen, como se muestra en la Figura 1.6 [5].

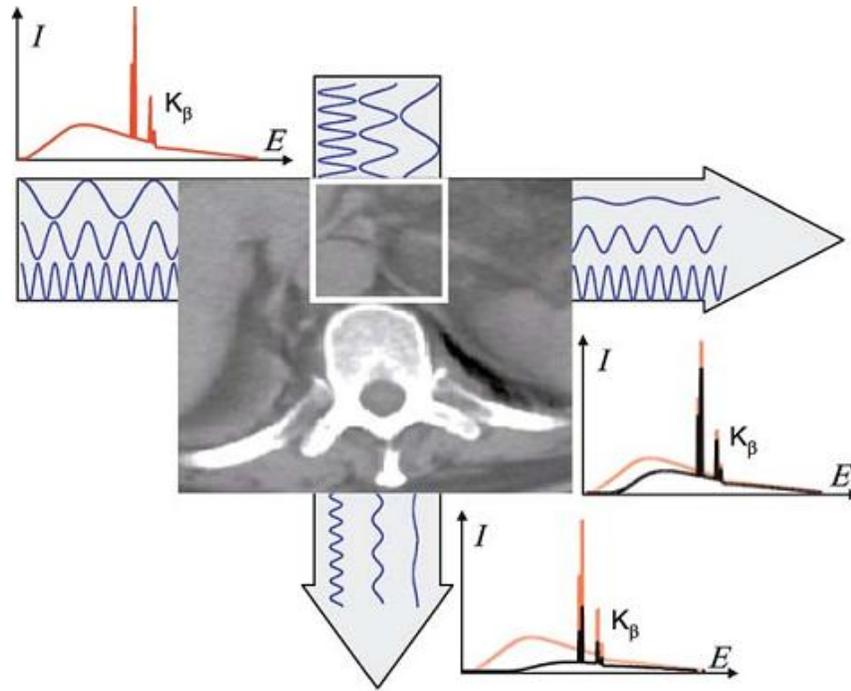


Figura 1.5. Representación esquemática de la atenuación de haces perpendiculares que atraviesan la región abdominal de un paciente [5].

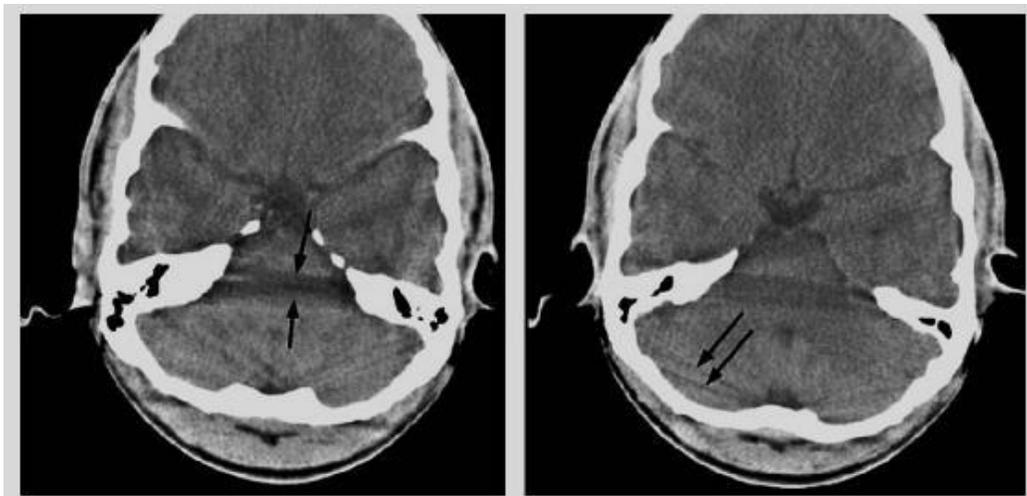


Figura 1.6. Imagen tomográfica del cráneo en donde se presenta el artefacto de estrías indicado por las flechas [5].

## 1.4 Métodos de corrección

En el campo de la tomografía axial computarizada, los efectos de la heterogeneidad del haz de rayos X han sido cuestionados desde la aparición del primer tomógrafo en 1972 [9, 10, 11]. En 1976, R. A. Brooks y G. Di Chiro publicaron un análisis sobre los efectos del endurecimiento de haz y los artefactos que produce en la reconstrucción tomográfica [12]. El uso de la tomografía axial computarizada fue creciendo en el medio clínico hasta convertirse en la tecnología más ampliamente usada en los departamentos de radiología [5]. Actualmente la importancia del problema que representa la corrección de estos artefactos puede apreciarse, con el gran número de artículos que se han publicado tratando este tema.

Los métodos de corrección de artefactos producidos por endurecimiento de haz pueden dividirse en tres grupos [14]: filtrado del haz de rayos X, linealización y energía dual.

### 1.4.1 Filtrado del haz

Un filtrado adecuado del haz de rayos X puede reducir los artefactos producidos por el endurecimiento. En la práctica, los tomógrafos clínicos cuentan con una placa delgada de aluminio, cobre o latón, colocada entre la salida del haz y el paciente [7]. Este tipo de filtros, conocidos como filtros de moño (o *bowtie* en inglés) además de darle una forma uniforme al haz de rayos X, filtran de forma preferencial a las componentes de baja energía del espectro, endureciendo de antemano el haz, lo que reduce los artefactos. La selección del filtro se debe basar en un estudio que implique el análisis de contraste, reducción de artefactos, ruido, uniformidad de la imagen y dosis. La desventaja principal del filtrado es que disminuye la intensidad del haz, lo que conlleva a una disminución del cociente señal a ruido (SNR) en las imágenes o en un aumento de la exposición. Esto se traduce en un aumento en la dosis, lo cual en microCT, puede ser particularmente grave cuando se trata de estudios con animales vivos, como en el caso de la microtomografía de ratones. Además, el filtrado del haz sólo ofrece una reducción del fenómeno de endurecimiento de haz que muchas veces no es suficiente para eliminar artefactos que alteren significativamente la imagen. De hecho, el uso de filtro por sí solo, no cumple todos los requisitos clínicos y es necesario realizar correcciones adicionales [7].

### **1.4.2 Linealización**

El método de linealización consiste en calcular la relación no lineal entre las proyecciones tomográficas  $p$  medidas y el grosor de un objeto homogéneo de dimensiones y composición conocidas. Mediante un ajuste polinomial, se corrige la respuesta de las proyecciones tomográficas en relación con el grosor del objeto de forma que coincida con el caso ideal. Con esto se logra disminuir los efectos producidos por endurecimiento de haz. La descripción del método puede encontrarse en forma detallada en la literatura [13]. Debido a que el 80% del cuerpo humano está compuesto por agua, en tomografía clínica las mediciones se derivan de tomografías correspondientes a un cilindro de agua con dimensiones similares a las del cuerpo humano. La principal desventaja de este método es que no permite la corrección de artefactos en estudios realizados a objetos constituidos de distintos materiales con propiedades de atenuación distintas. Para estudios con objetos conformados por más de un tipo de material, las correcciones se realizan con la combinación de las proyecciones obtenidas del objeto con propiedades conocidas y una imagen reconstruida, libre de correcciones del sujeto de estudio [7, 14, 15].

### **1.4.3 Energía dual**

En tomografía con energía dual, el objeto de estudio se escanea con dos espectros de rayos X distintos. Ésto se puede lograr variando la tensión a la que trabaja el tubo de rayos X, utilizando dos tubos de rayos X con kilovoltajes distintos, o incluso, modificando el filtrado del haz. Debido a las propiedades de atenuación específicas de los distintos materiales que puedan encontrarse en el objeto de estudio, se pueden obtener imágenes ligeramente diferentes para cada energía empleada. En principio este método es una técnica de linealización en donde no se requiere conocer la composición espectral del haz ni los coeficientes de atenuación de los materiales que componen el objeto [16], obteniendo de forma empírica la información necesaria para corregir la relación no lineal resultante del endurecimiento de haz. El método de corrección de artefactos por endurecimiento de haz mediante energía dual ha sido descrito en la literatura con distintos enfoques [14, 16, 17]. Además de que requiere un doble barrido del objeto de estudio, el método es complejo, difícil de implementar y muy sensible al ruido [14].

#### **1.4.4 Método de señal linealizada a grosor equivalente (LSET)**

Como se mencionó en la parte introductoria de este documento, en este trabajo se estudia el método de señal linealizada a grosor equivalente (*LSET* por sus siglas en inglés) propuesto por D. Vavrik y J. Jakubek [1]. Dichos autores proponen este método empírico para mejorar imágenes radiográficas y corregir los efectos producidos por el endurecimiento de haz en reconstrucciones tomográficas. Si bien Vavrik y Jakubek discuten la utilidad del método LSET en estudios de microCT con materiales inorgánicos, a la fecha no existe una descripción completa de su aplicación con animales pequeños. El método y su implementación en microtomografía de rayos X con haz de cono se describen detalladamente en el siguiente capítulo.

## 2 Metodología experimental

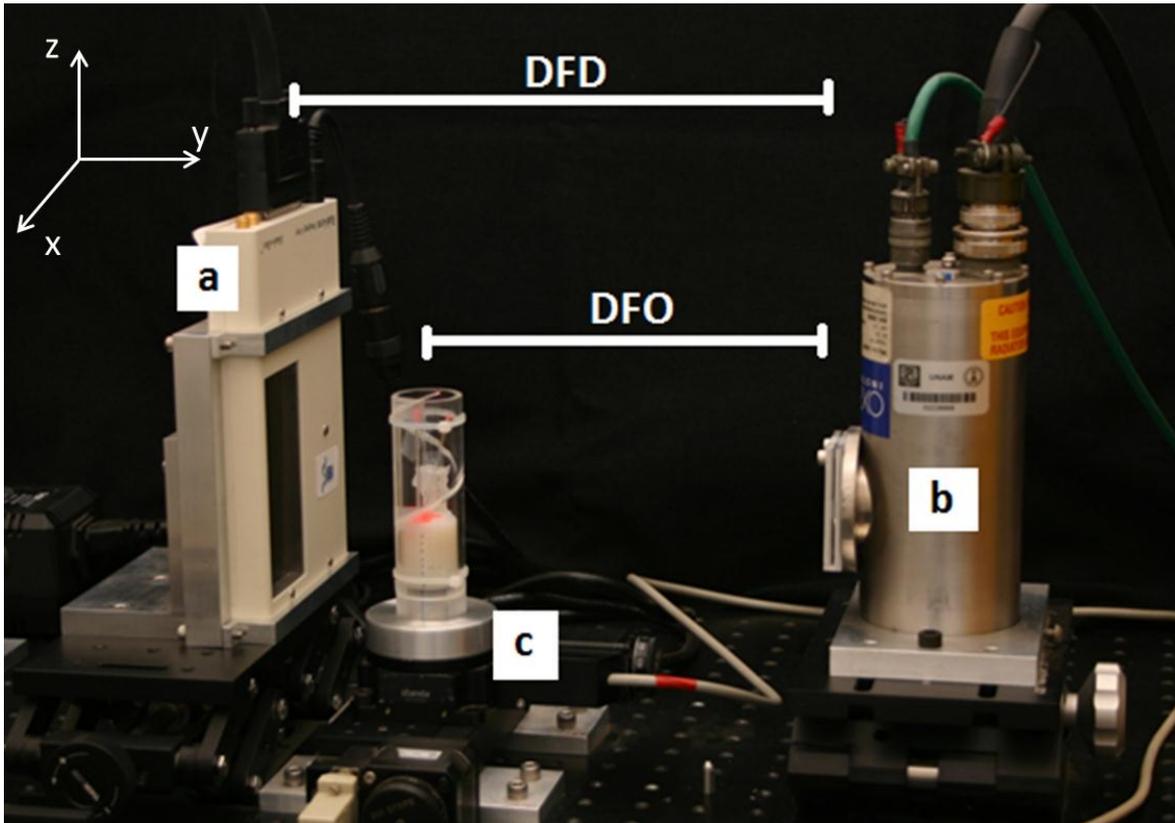
En este capítulo se describe el método empleado para la obtención de imágenes tomográficas mediante el equipo de microtomografía de rayos X, desarrollado en el Laboratorio de Física Médica del Instituto de Física de la UNAM. Además se describe el proceso de corrección de artefactos por endurecimiento de haz de señal linealizada a grosor equivalente (LSET). La técnica de corrección fue validada mediante simulaciones computacionales del proceso de adquisición tomográfica utilizando la técnica de trazado de rayos [18]. Con la simulación se obtienen imágenes con características muy similares a las del equipo del laboratorio, pero con la ventaja de no incluir componentes de dispersión ni ruido, además de considerar un sistema con alineación perfecta. Posteriormente se emplea el método LSET para realizar correcciones en imágenes obtenidas directamente con el microCT. En este capítulo también se realiza una descripción de los distintos maniqués empleados, tanto en la parte de simulación como en la parte experimental del análisis.

### 2.1 Micro-CT

Las proyecciones tomográficas necesarias para reconstruir las imágenes tomográficas del sujeto de estudio se obtuvieron con el microtomógrafo de rayos X que forma parte del proyecto SIBI. Una descripción detallada de las características del sistema, así como de su funcionamiento puede encontrarse en las referencias [19, 20]. La Figura 2.1 muestra los principales elementos del microCT:

- Tubo de rayos X (Figura 2.1 b), marca Oxford, Apogee XTG5011. El tubo está compuesto por un ánodo de Tungsteno con una mancha focal de  $35\ \mu\text{m}$  y un haz de cono con ángulo de  $22^\circ$ . Opera con una corriente máxima de ánodo de 1 mA, y con un voltaje máximo de 50 kVp. Cuenta con una ventana de berilio de 0.005 pulgadas y un filtro adaptado de Aluminio de 1 mm de grosor.
- Detector de panel plano (Figura 2.1 a), marca Rad-icon, Shad-o-Box 2048 compuesto por cuatro paneles de detección (Fotodiodos CMOS) acoplados a una pantalla centelleadora Kodak Min-R ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S} \approx 80\ \mu\text{m}$ ) de  $2048 \times 1024$  píxeles de  $48\ \mu\text{m}$  cada uno, con una profundidad de resolución por píxel de 12 bits.

- Base giratoria (Figura 2.1 c) Standa Inc., que además permite ajustes de traslación.



**Figura 2.1. MicroCT del proyecto SIBL. (a) Detector, (b) tubo de rayos X, (c) base giratoria. Se muestran la distancia fuente detector (DFD) y la distancia fuente objeto (DFO).**

Los tres elementos se encuentran fijos a una mesa óptica, con el detector y el tubo de rayos X en los extremos, y la base giratoria, en donde se coloca el sujeto de estudio, entre ambos. La Figura 2.1 también señala la distancia fuente objeto (DFO) y la distancia fuente detector (DFD), que en este trabajo se mantuvieron fijas en 218 mm y 298 mm, respectivamente, lo cual resulta en una magnificación de la imagen de 1.37.

El sistema deberá de estar perfectamente alineado para evitar artefactos en las reconstrucciones tomográficas [7]. De acuerdo con lo reportado por M. Karolczak [21], un sistema tomográfico con geometría de haz de cono se encuentra perfectamente alineado cuando:

- La línea recta que atraviesa el centro del detector y que es perpendicular a su superficie atraviesa el punto focal del tubo de rayos X.

- b. El eje de rotación del sistema es paralelo a las columnas del detector y cada proyección es proyectada sobre la columna central.

Debido a la alta precisión requerida para obtener las condiciones antes descritas es prácticamente imposible obtener una alineación perfecta en el laboratorio. Por lo tanto, se recurre a técnicas de calibración mediante las cuales se determinan los valores de los parámetros que determinan la desalineación. Estos parámetros de calibración hacen posible realizar correcciones a las proyecciones obtenidas para el proceso de reconstrucción y de esta forma minimizar o evitar los artefactos que la desalineación del sistema pueda provocar. La obtención de los valores de estos parámetros no es trivial y se ha diseñado un protocolo de calibración de alineación para el microCT del proyecto SIBI [20].

Para un estudio típico de microtomografía se toman entre 180 y 360 proyecciones radiográficas alrededor del sujeto, con incrementos angulares de la base giratoria de  $2^\circ$  y  $1^\circ$  respectivamente. Cada proyección contiene las mediciones de la intensidad transmitida ( $I$ ) del haz de rayos X, que resulta de la interacción del haz con el objeto de estudio. Las proyecciones radiográficas se almacenan en un ordenador en formato de imagen una tipo *RAW* con un tamaño de 2048 x 1024 píxeles. De estas imágenes se obtienen las proyecciones tomográficas ( $p$ ) necesarias para la obtención de imágenes tomográficas en el proceso de reconstrucción. El sistema permite la obtención de imágenes planas, es decir proyecciones radiográficas sin rotación del objeto de estudio.

Para la adquisición de las imágenes es necesario establecer parámetros de operación: la tensión a la que trabaja el tubo de rayos X, definida en kilovolts-pico (kVp), la corriente de operación en miliamperes (mA), el tiempo de exposición en milisegundos (ms) y el tamaño de paso para el ángulo de rotación. Para todas las pruebas (con excepción del estudio realizado en un roedor pequeño) se utilizó el denominado *espectro de prueba estándar* que se obtienen mediante la operación del microCT a 50 kVp, corriente de 0.8 mA y una exposición de 500 ms. Para todos los estudios de microCT se tomaron 360 proyecciones con incrementos angulares de  $1^\circ$ .

## 2.2 Maniqués de prueba para el microCT

Para el análisis de los efectos que produce el endurecimiento de haz en la reconstrucción tomográfica se utilizaron tres maniqués distintos, diseñados y construidos en el laboratorio de Física Médica del Instituto de Física de la UNAM. Un maniqué tipo Defrise, un maniqué de agua y un maniqué para la calibración de unidades Hounsfield (Figura 2.2). Sus características principales se resumen en la Tabla 2.1, y se presenta a continuación una descripción de cada uno de ellos.

### 2.2.1 Maniqué Defrise

Consiste en discos intercalados de Polimetilmetacrilato (PMMA) y poliestireno, de 1.5 mm de altura y 3.0 mm de grosor respectivamente, ambos con un diámetro de 25.4 mm. Los discos están encapsulados en un tubo de PMMA de 32 mm de diámetro y 7.5 cm de largo con una pared de 3 mm de espesor (Figura 2.2 a). Este tipo de maniqué se emplea para la evaluación de algoritmos de reconstrucción tomográfica para geometrías con haz de cono. No obstante, su composición material hace posible el análisis de imágenes tomográficas en donde se pueden encontrar dos materiales distintos con diferentes propiedades de atenuación, como se observa en la Tabla 2.2 en donde se puede ver que para la energía efectiva del espectro de prueba estándar el coeficiente de atenuación lineal es mayor para el PMMA que para el poliestireno. La Figura 2.3 muestra además los coeficientes másicos de atenuación para estos dos materiales en el intervalo de energía de interés radiográfico.

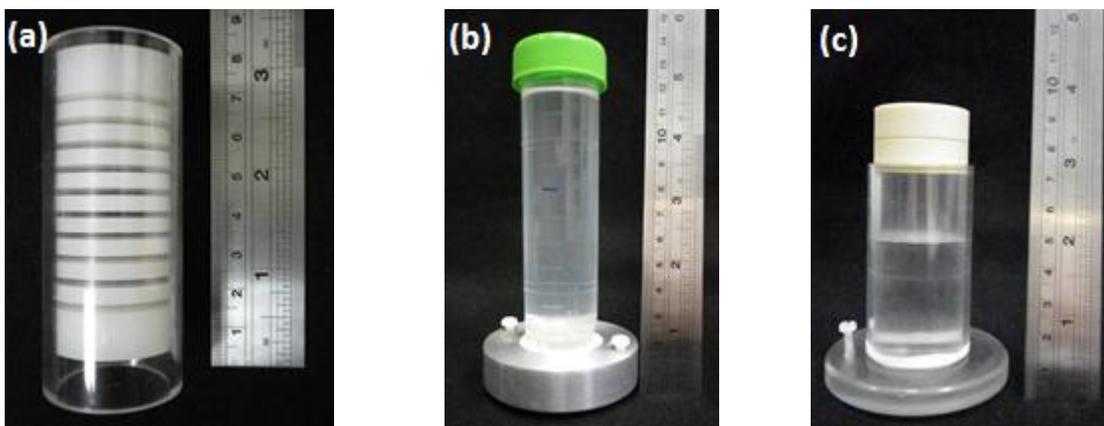


Figura 2.2. Maniqués utilizados para la obtención de imágenes tomográficas. (a) Maniqué tipo *Defrise*, (b) maniqué de agua, (c) maniqué para calibración de unidades Hounsfield.

**Tabla 2.1. Dimensiones y composición de los maniqués utilizados en las pruebas experimentales con el microCT.**

	<b>Maniqué Defrise</b>	<b>Maniqué de agua</b>	<b>Maniqué para calibración de unidades Hounsfield</b>
<b>Dimensiones</b>	<b>Cilindro de PMMA:</b>	<b>Cilindro de Poliestireno:</b>	<b>Cilindro de material agua equivalente:</b>
	<b>Altura :7.5 cm</b>	<b>Altura: 10 cm</b>	<b>Altura: 2 cm</b>
	<b>Diámetro exterior: 3.2 cm</b>	<b>Diámetro exterior: 30 mm</b>	<b>Diámetro: 3 cm</b>
	<b>Diámetro interior: 2.54 cm</b>	<b>Diámetro interior: 28 mm</b>	
	<b>Discos de PMMA:</b>		<b>Inserciones:</b>
	<b>Altura: 1.5 mm</b>		<b>Altura: 2 cm</b>
			<b>Diámetro: 5 mm</b>
	<b>Discos de Poliestireno:</b>		
	<b>Altura: 3.0 mm</b>		
	<b>Diámetro 2.54 cm</b>		

### 2.2.2 Maniqué de agua

Consiste en un contenedor cilíndrico de poliestireno de 30 mm de diámetro exterior y 10 cm de largo con 1 mm de grosor, relleno de agua (Figura 2.2 b). La elección de este maniqué para la realización de pruebas radica en que en general los organismos biológicos se encuentran compuestos principalmente de agua. Además, los cortes tomográficos permiten analizar una región homogénea compuesta por un mismo material, en donde cualquier tipo de artefacto deberá ser evidente. Cabe hacer notar que el poliestireno es un material más atenuante que el agua, como se puede verificar en la Tabla 2.2. Sin embargo, el grosor del contenedor es muy delgado a comparación de la masa de agua que contiene, por lo cual se espera que los efectos producidos por la presencia del contenedor no sean significativos.

**Tabla 2.2. Propiedades de los materiales que componen el maniqué Defrise y el maniqué de agua.**

<b>Material</b>	<b>Densidad [g cm<sup>-3</sup>]</b>	<b>Número atómico efectivo</b>	<b>Coefficiente de atenuación lineal (a 22.4 keV) [g<sup>-1</sup>]</b>
<b>PMMA</b>	<b>1.190</b>	<b>6.236</b>	<b>0.6034</b>
<b>Poliestireno</b>	<b>1.060</b>	<b>5.613</b>	<b>0.3949</b>
<b>Agua</b>	<b>1.000</b>	<b>7.217</b>	<b>0.6310</b>
<b>Aluminio</b>	<b>2.699</b>	<b>13.000</b>	<b>2.8859</b>

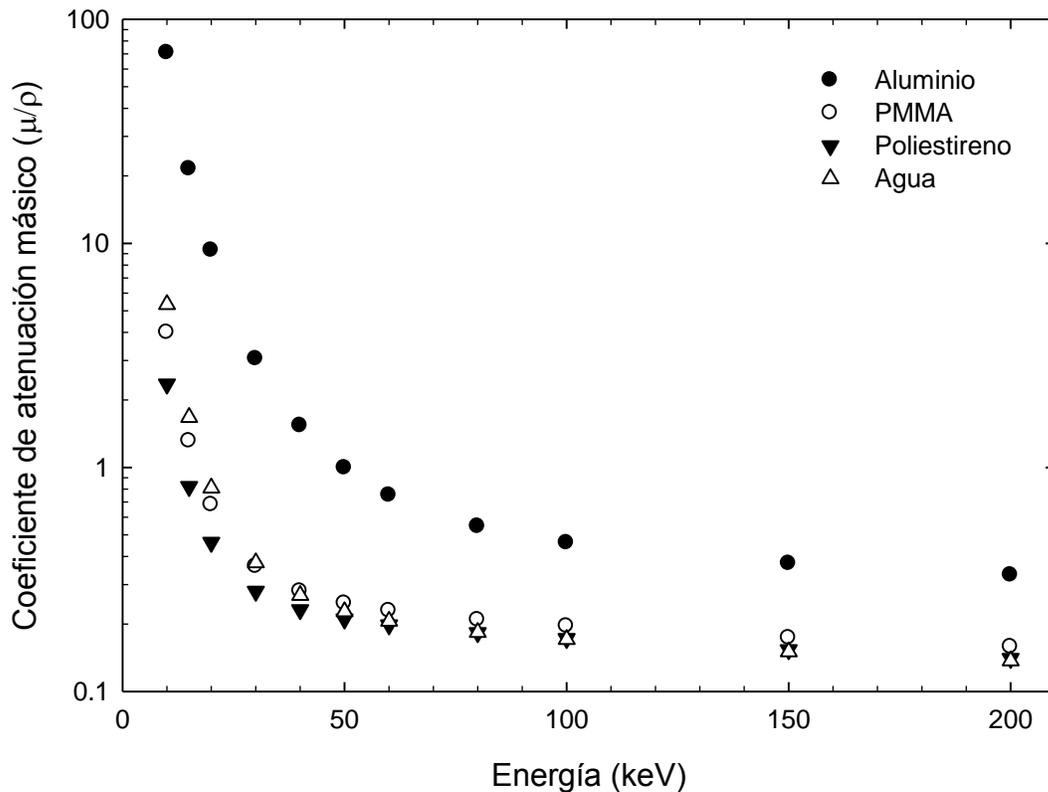
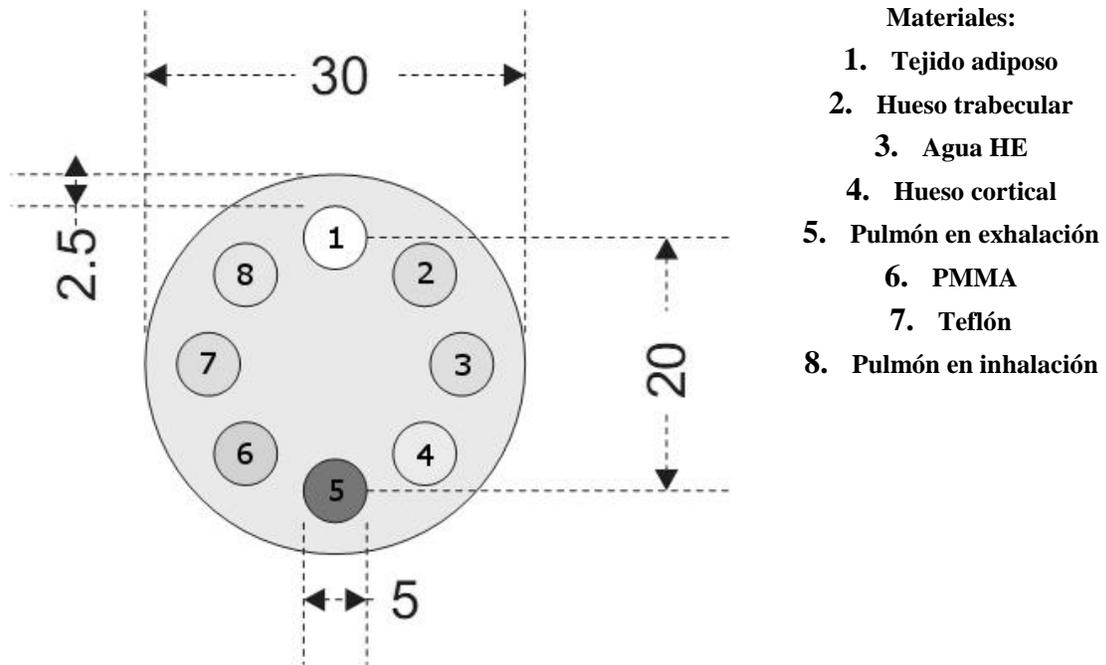


Figura 2.3. Coeficientes de atenuación másico en el intervalo de interés radiológico para: aluminio, PMMA, poliestireno y agua.

### 2.2.3 Maniquí para calibración de Unidades Hounsfield

De la misma forma, se realizaron mediciones con un maniquí diseñado para la calibración de unidades Hounsfield (Figura 2.2 c). Este maniquí está compuesto por un cilindro de material agua-equivalente para bajas energías o LE por sus siglas en inglés (CIRS, Tissue Simulation and Phantom Technology, Norfolk, VA, EE.UU.) con inserciones de diversos materiales. La Figura 2.4 presenta un esquema que representa un corte transversal del maniquí en cuestión. Además, se señala el material que compone cada una de las inserciones. Todos los materiales tejido-equivalente fueron adquiridos de CIRS, Tissue Simulation and Phantom Technology, Norfolk, VA, EE.UU. Información detallada acerca de la composición de cada uno de estos materiales

puede ser encontrada en el trabajo reportado por Woodard y White [22]. La Tabla 2.3 contiene las propiedades de los distintos materiales que componen al maniquí.



**Figura 2.4.** Esquema de un corte transversal del maniquí diseñado para la calibración de Unidades Hounsfield. Se señalan las dimensiones en milímetros y la composición de las inserciones.

**Tabla 2.3. Propiedades de los materiales que componen el maniquí para calibración de Unidades Hounsfield.**

<b>Material</b>	<b>Densidad [g cm<sup>-3</sup>]</b>	<b>Número atómico efectivo</b>	<b>Coefficiente de atenuación lineal (a 22.4 keV) [g<sup>-1</sup>]</b>
<b>Hueso trabecular</b>	<b>1.18</b>	<b>7.765</b>	<b>1.5576</b>
<b>Agua HE</b>	<b>1.02</b>	<b>7.230</b>	<b>0.6446</b>
<b>Hueso cortical</b>	<b>1.92</b>	<b>10.866</b>	<b>6.4516</b>
<b>Pulmón en exhalación</b>	<b>1.05</b>	<b>7.141</b>	<b>0.6804</b>
<b>PMMA</b>	<b>1.19</b>	<b>6.236</b>	<b>0.6034</b>
<b>Teflón</b>	<b>2.20</b>	<b>8.280</b>	<b>1.6170</b>
<b>Pulmón en inhalación</b>	<b>1.05</b>	<b>7.116</b>	<b>0.6794</b>
<b>Tejido adiposo</b>	<b>0.95</b>	<b>6.189</b>	<b>0.4797</b>
<b>Agua LE</b>	<b>1.01</b>	<b>7.230</b>	<b>0.6383</b>

#### **2.2.4 Roedor**

Para conocer los efectos del endurecimiento de haz, así como la efectividad del método LSET para la corrección de los artefactos que se puedan producir, se utilizaron las proyecciones radiográficas de un estudio previo de un ratón [23]. El animal en cuestión es un ratón Balb/C de 20 g sacrificado. Para la realización del estudio, el roedor es colocado dentro de un tubo de PMMA que permite mantener al animal en posición vertical. Además, el tubo contiene las marcas fiduciales que se requieren para poder fusionar el estudio de microCT con estudios de microtomografía por emisión de positrones (microPET). Para el estudio se tomaron 360 proyecciones radiográficas con incrementos angulares de 1°, con una tensión del tubo de rayos X de 40 kVp, una corriente de 0.8 mA y una exposición de 500 ms.

### **2.3 Pre-procesamiento de las imágenes**

Una vez obtenidas las proyecciones radiográficas en el microtomógrafo, éstas se procesaron para corregir pixeles defectuosos y por la no uniformidad en la ganancia de los pixeles. Los pixeles defectuosos se eliminan mediante el programa ImageJ [24] utilizando la herramienta para la eliminación de *outliers* que reemplaza el valor de un pixel por la mediana de los pixeles que se encuentran alrededor de un radio predefinido si el pixel en cuestión se desvía del valor de la mediana por un valor umbral, también predefinido. La rutina presenta una interfaz gráfica en dónde se seleccionan los valores en pixeles para el radio, el valor umbral y se especifica si se

desea reemplazar los pixeles que sean más *brillantes* o más *oscuros* que la mediana. Todas las imágenes de este trabajo fueron corregidas con esta rutina utilizando un valor de radio igual a 2 pixeles, un valor umbral igual a 50, reemplazando pixeles tanto más *brillantes* como *oscuros* que la mediana de los pixeles que lo rodean.

También se realizó la corrección por ganancia en la respuesta del detector y la corrección por *offset* de las imágenes mediante el programa ImageJ [24] con la utilidad de complemento *normalize*. La utilidad emplea para la corrección por ganancia una imagen *flat* o de campo plano (“FF” por sus siglas en inglés), que consta de una proyección radiográfica sin ningún objeto entre la fuente y el detector. La corrección por *offset*, consiste en eliminar el ruido electrónico proveniente del detector mediante la sustracción de una imagen nula o *dark*, es decir una adquisición tomada con el tubo de rayos X apagado. Todas las imágenes se obtuvieron con el espectro de prueba estándar y con los mismos parámetros de operación con que se obtuvo la imagen que se desea corregir. La utilidad *normalize* realiza la siguiente operación con la imagen *flat* y *dark* sobre la *imagen* que se desea corregir:

$$imagen' = f_s \frac{imagen - dark}{flat - dark} \quad 2.1.$$

Donde  $f_s$  es un factor de escala al cual se le asignó el valor de 4096 para mantener la profundidad de 12 bits de la imagen resultante *imagen'*.

Para todas las mediciones realizadas con el microCT se tomaron seis imágenes *flat* y seis imágenes *dark* que se promediaron para la obtención de una sola imagen *flat* y una sola imagen *dark* con el fin de reducir las variaciones estadísticas.

Con el fin de reducir los tiempos de cálculo computacional todas las imágenes se redujeron de 2048 x 1024 pixeles a 512 x 256 pixeles almacenadas en formato “TIFF” de 16 bits. Finalmente las proyecciones procesadas se sometieron a un proceso de reconstrucción basado en el algoritmo de Feldkamp [25], para la obtención de imágenes tomográficas de 256 x 256 pixeles. Una descripción más detallada de los procedimientos descritos en esta sección fue reportada por Soberanis [20].

## 2.4 Simulación de proyecciones

Para validar el método de corrección LSET se utilizaron proyecciones radiográficas simuladas con un tamaño de 512 x 256 píxeles con una profundidad de 16 bits almacenadas en formato "TIFF". Para este fin se utilizó el programa Take V. 3 desarrollado por O. Seger y M. Magnusson Seger [26]. El programa simula la adquisición de proyecciones para tomografía en haz de cono usando la técnica de trazado de rayos [18]. El programa simula la geometría del microtomógrafo, tomando en cuenta la distancia fuente detector y la distancia fuente objeto, así como el número de proyecciones que se toman alrededor del objeto con los incrementos angulares correspondientes. Se utilizó la misma geometría del sistema que compone al microCT con una DFO = 218 mm y DFD = 298 mm, resultando en imágenes con una magnificación de 1.37. La simulación requiere un archivo de datos con el espectro de rayos X con el que se desean obtener las proyecciones. Para todas las simulaciones se utilizó la información del espectro calculado [4] de un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno filtrado con 1 mm de aluminio, similar al tubo del microtomógrafo del laboratorio. Es importante hacer notar que los cálculos de atenuación de la radiación que realiza el programa no toman en cuenta efectos de dispersión.

La simulación también permitió obtener proyecciones radiográficas con un haz monoenergético, condición bajo la cual las proyecciones generadas se encuentran libres de los efectos del endurecimiento de haz. Debido a esto, las imágenes tomográficas reconstruidas a partir de estas proyecciones sirvieron como punto de comparación para evaluar la efectividad del método de corrección empleado.

## 2.5 Maniqués de prueba simulados

Los maniqués digitales que se usan en la simulación se describen mediante objetos geométricos, tales como cilindros, elipses de revolución y planos. Los materiales que constituyen los objetos se definen en archivos de datos que contienen los coeficientes lineales de atenuación para cada material. Se emplearon las mismas características de los materiales empleados para las mediciones con el microCT presentadas en la Tabla 2.2. Para estudiar los efectos del endurecimiento de haz así como la efectividad del método de corrección empleado se simularon tres maniqués distintos. Un maniqué tipo *Defrise* con las dimensiones similares y con la misma composición que las del maniqué usado en las adquisiciones experimentales del microtomógrafo. Un cilindro de agua, sin

contenedor, y un cilindro de agua con cuatro inserciones cilíndricas de aluminio. En la Figura 2.5 se muestra una de las proyecciones simuladas para cada uno de los maniqués mientras que sus dimensiones y composición pueden ser consultadas en la

Tabla 2.4.

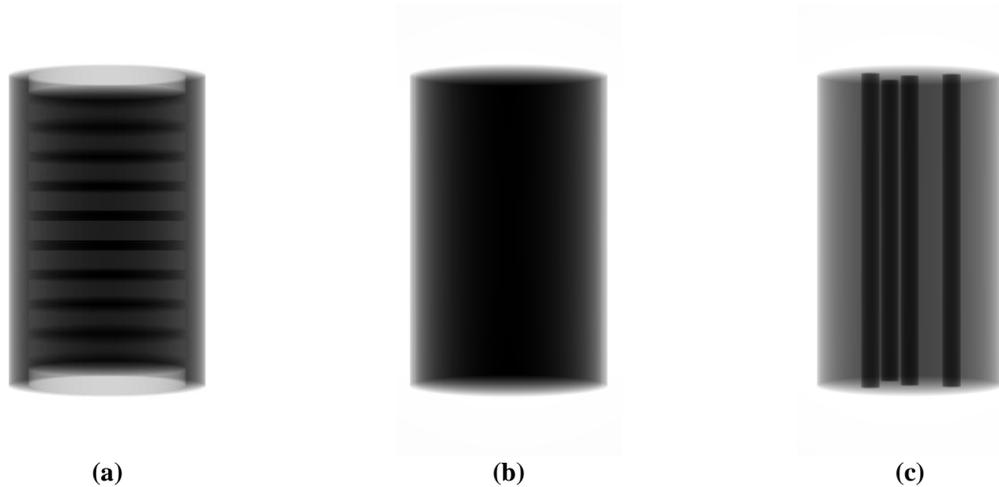


Figura 2.5. Proyecciones radiográficas simuladas de distintos maniqués: (a) Maniqué tipo Defrise simulado con las mismas dimensiones y composición que el maniqué usado en el laboratorio, (b) cilindro de agua y (c) cilindro de agua con inserciones cilíndricas de aluminio.

Tabla 2.4. Dimensiones y composición de los maniqués simulados.

	Defrise	Cilindro de agua	Cilindro de agua con inserciones de aluminio
<b>Dimensiones</b>	<b>Cilindro de PMMA:</b> Altura : 5 cm Diámetro exterior: 3.2 cm Diámetro interior: 2.54 cm	<b>Cilindro de agua</b> Altura: 5 cm Diámetro: 3 cm	<b>Cilindro de agua:</b> Altura: 5cm Diámetro: 3 cm
	<b>Discos de PMMA:</b> Altura: 1.6 mm Diámetro: 2.54 cm		<b>Inserciones de aluminio:</b> Altura: 5cm Diámetro: 3 mm
	<b>Discos de Poliestireno:</b> Altura: 3.2 mm Diámetro 2.54 cm		

## 2.6 Método de corrección de señal linealizada a grosor equivalente (LSET)

Para corregir los artefactos producidos por el fenómeno de endurecimiento de haz en las imágenes tomográficas obtenidas mediante el microCT del proyecto SIBI, se utilizó el método de señal linealizada a grosor equivalente propuesto recientemente por D. Vavrik y J. Jakubek [1]. El método corrige los efectos del endurecimiento del haz en las proyecciones adquiridas transformando el valor, pixel por pixel, de la señal a un grosor equivalente de un determinado material. El método se divide en dos partes, primero un proceso de calibración seguido por el de corrección de las proyecciones. Ambas partes del método se describen a detalle a continuación.

### 2.6.1 Calibración

Para el proceso de calibración se utilizan como filtros placas planas, paralelas y homogéneas de un mismo material, con lo que se obtienen distintos grosores de filtro de un material dado. Para la evaluación de la efectividad del método en relación con el tipo de material empleado, se realizaron tres calibraciones distintas: con láminas de aluminio, PMMA y material plástico agua-equivalente. Los filtros se colocaron a la salida del tubo de rayos X, como se muestra en la Figura 2.6. Es importante hacer notar que las imágenes de calibración deben obtenerse bajo las mismas condiciones y con los mismos parámetros de adquisición con los que se tomen las proyecciones radiográficas del objeto de estudio para las cuales se desea aplicar la corrección.

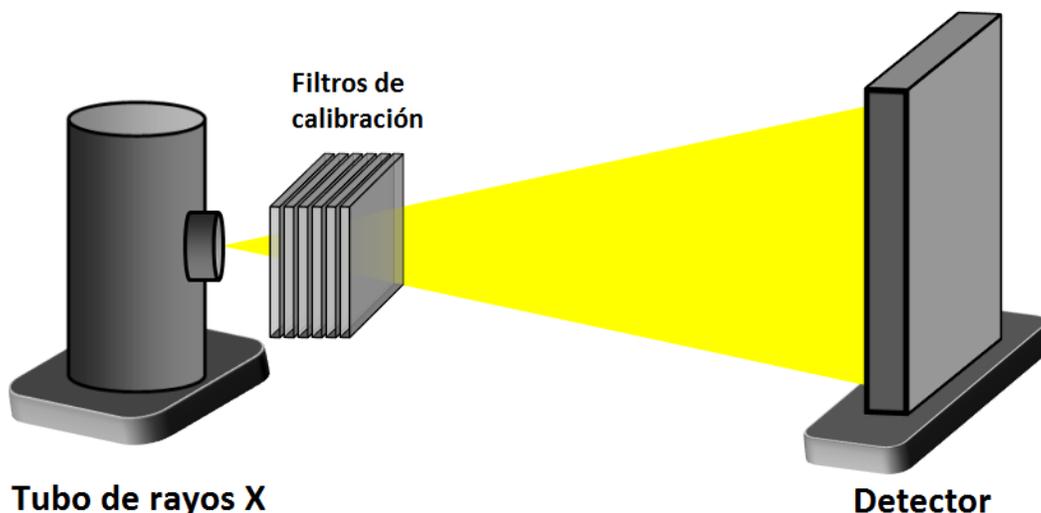
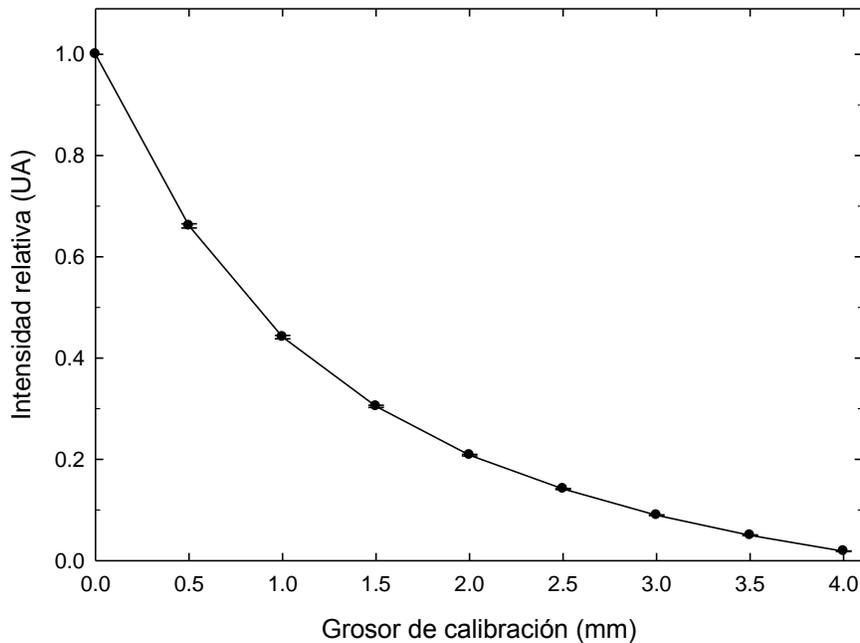


Figura 2.6. Microtomógrafo de rayos X con filtros de calibración colocados a la salida del tubo.

Se adquirieron seis imágenes de cada grosor de filtrado, y con ellas se obtuvo una imagen promedio para cada uno de los grosores correspondientes con el fin de reducir las variaciones estadísticas. Mediante estas imágenes es posible calibrar para cada pixel del detector la señal de atenuación obtenida en relación con el grosor de filtrado. Un ejemplo de la señal de calibración  $c$ , para el pixel central del detector, con aluminio (Aluminio 1100, 07-430 HVL Attenuators, Nuclear Associates) como material de calibración, se muestra en la Figura 2.7, cabe hacer notar que debido a que la imagen es bastante uniforme, las barras de error son poco visibles. La incertidumbre de estas mediciones fue tomada de la desviación estándar de los valores que se promediaron en un radio de 10 pixeles alrededor del pixel central para cada grosor.



**Figura 2.7.** Señal de calibración normalizada a la unidad en  $t = 0$  en función de los grosores de calibración de aluminio para el pixel central del detector. La curva mostrada señala las rectas ajustadas localmente que unen cada medición.

Para una imagen de calibración de  $i \times j$  pixeles, mediante el proceso de calibración se obtuvo para el  $ij$ -ésimo pixel una señal  $c_{ij,n}$  en función de los  $n$  grosores de filtro  $t_1, t_2, \dots, t_n$ . Debido a que la señal de calibración  $c_{ij}$  describe la atenuación de la intensidad del haz, es válido suponer que en cada punto es posible ajustar localmente una función exponencial [27]. Para lograr lo anterior, primeramente se obtiene el logaritmo natural de  $c_{ij,n}$ , lo que permite trabajar con

ecuaciones lineales en lugar de ecuaciones no lineales y calcular las pendientes  $m_{ij,n}$  de las rectas ajustadas entre cada medición de calibración de cada pixel:

$$m_{ij,n} = \frac{t_{n+1} - t_n}{\ln(c_{ij,n+1}) - \ln(c_{ij,n})} \quad 2.2$$

Todas estas simulaciones y mediciones, tanto proyecciones para reconstrucción como imágenes de calibración, se realizaron utilizando el haz de prueba estándar de 50 kVp producido por el tubo de rayos X que se compone de un ánodo de tungsteno y se filtra con 1 mm de aluminio y opera con una intensidad de corriente de 0.8 mA con una exposición de 500 ms en el caso de las mediciones. Adicionalmente se empleó un espectro de 40 kVp con filtrado de 1 mm de aluminio, con intensidad de corriente de 0.8 mA con exposición de 500 ms para la microtomografía de un ratón. Para todos los estudios tomográficos se tomaron 360 proyecciones con incrementos de  $1^\circ$  entre cada una.

La Tabla 2.5 muestra los distintos grosores y materiales de calibración utilizados para el método de corrección LSET implementado en las proyecciones adquiridas mediante simulaciones. Para el caso de aluminio y agua, en las simulaciones se utilizaron dos conjuntos de calibradores con distintos grosores para evaluar la efectividad del método.

El conjunto Aluminio-2 contiene los mismos grosores que el conjunto Aluminio-1, pero adicionalmente cuenta con grosores de filtro en incrementos de 0.1 mm de 0 hasta 0.5 mm. De la misma forma el conjunto de Agua-2 contiene los mismos grosores de filtro que el conjunto Agua-1, pero con incrementos de 0.1 mm de 0 a 1.0 mm e incrementos de 0.2 mm de 1.0 a 2.0 mm.

**Tabla 2.5. Grosos de filtro para los materiales de calibración usados en las simulaciones.**

<b>MATERIAL</b>	<b>Grosos: <math>t_1, t_2, t_3, \dots t_n</math> (mm)</b>
<b>Aluminio-1</b>	0.0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0
<b>Aluminio-2</b>	0.0, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0
<b>PMMA</b>	0.0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0, 17.28, 27.30, 36.55, 45.85
<b>Agua-1</b>	0.0, 2.0, 4.0, 6.0, 9.0, 12.0, 15.0, 20.0, 25.0, 30.0, 50.0
<b>Agua-2</b>	0.0, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0, 4.0, 6.0, 9.0, 12.0, 15.0, 20.0, 25.0, 30.0, 50.0

La Tabla 2.6 contiene los grosos de filtro de los distintos materiales que se emplearon en el proceso de calibración. A diferencia del proceso simulado de calibración, sólo se obtuvo un conjunto de calibraciones por tipo de material debido a que los grosos de filtro empleados corresponden a los grosos de los materiales disponibles en el laboratorio.

**Tabla 2.6. Grosos de filtro para los materiales de calibración usados en los resultados experimentales.**

<b>MATERIAL</b>	<b>Grosos: <math>t_1, t_2, t_3, \dots t_n</math> (mm)</b>
<b>Aluminio</b> (Aluminio 1100, 07-430 HVL Attenuators, Nuclear Associates)	0.0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0
<b>Polimetilmetacrilato</b> (PMMA o Lucita comercial)	0.0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0, 17.28, 27.30, 36.55, 45.85
<b>Agua sólida</b> ( 457-CTG, Gammex, Middleton WI)	0.0, 2.0, 4.0, 6.0, 9.0, 12.0, 15.0, 20.0, 25.0, 30.0, 50.0

### 2.6.2 Corrección

La corrección por los efectos producidos por el endurecimiento de haz se realiza sobre las  $K$  proyecciones radiográficas adquiridas con las mediciones de la señal atenuación  $I_{ij,K}$  del objeto, en cada pixel del detector. El número de imágenes  $K$  corresponderá al número de proyecciones radiográficas que se adquieran alrededor del sujeto durante el estudio del microCT. Por ejemplo:  $K = 360$  si las proyecciones alrededor del sujeto se toman en incrementos angulares de  $1^\circ$ , o  $K = 180$  si los incrementos angulares son de  $2^\circ$ . Se compara la señal  $I_{ij,K}$  con los valores de

calibración  $c_{ij,n}$ , pixel por pixel para las  $K$  imágenes y se transforma la señal  $I_{ij,K}$  a un grosor equivalente  $T_{ij,K}$  correspondiente a los filtros de calibración:

$$T_{ij,K} = m_{ij,n}[\ln(I_{ij,K}) - \ln(c_{ij,n})] + t_n ; \quad 2.3$$

$$c_{ij,n+1} < I_{ij,K} < c_{ij,n}$$

De esta forma se obtendrán  $K$  proyecciones de  $i \times j$  pixeles con valores correspondientes a grosores equivalentes del material de calibración utilizado. Por medio de estas proyecciones se pueden obtener reconstrucciones tomográficas del objeto de estudio en las cuales se espera que los artefactos por endurecimiento de haz hayan sido corregidos.

## 2.7 Implementación numérica del método LSET

Para la implementación del método de corrección de señal linealizada a grosor equivalente (LSET) descrito con anterioridad, se programó una rutina en Matlab [28]. A continuación se describe detalladamente el funcionamiento de la rutina.

El programa requiere:

- Las imágenes con la señal de calibración. Las  $n$  imágenes de calibración correspondiente a los  $n$  grosores de filtro deben de estar agrupadas en un “stack” en formato de archivo tipo TIFF.
- Las proyecciones del estudio con el microCT. Las  $K$  imágenes que contienen las proyecciones radiográficas del objeto de estudio también deberán estar agrupadas en un “stack” en formato de archivo tipo TIFF.
- Un archivo de datos de Matlab tipo MAT que contenga los grosores de calibración en centímetros.

Tanto las imágenes de calibración como las proyecciones del estudio con microCT deben de estar orientadas de forma tal que el eje de rotación del sistema se encuentre en posición vertical. Las dimensiones de las imágenes de calibración y de las imágenes de estudio deben ser las mismas.

El programa lee ambos conjuntos de imágenes así como el archivo de datos con los grosores de filtro  $t_n$ . Los datos obtenidos de las imágenes se normalizan para que los dos conjuntos de datos se encuentren en una misma escala de grises. Los grosores de calibración y los datos escalados son almacenados en un archivo de datos.

En la etapa de calibración se calculan las pendientes para cada pixel utilizando los datos de las  $n$  imágenes de calibración y los grosores de filtro  $t_n$  mediante un ciclo que repite el cálculo mostrado en la ecuación 2.1. Los resultados, las pendientes  $m_{ij,n}$ , son almacenadas en un archivo de datos.

En la etapa de corrección se trabajan las  $K$  proyecciones de estudio una por una. Se compara la señal  $I_{ij}$  del  $ij$ -ésimo pixel con su correspondiente curva de calibración  $c_{ij}$  y se determina el intervalo de los  $n$  grosores de calibración en que cae el valor de  $I_{ij}$  de forma tal que  $c_{ij,n+1} < I_{ij,k} < c_{ij,n}$ . La posición del intervalo se guarda en una matriz de tamaño  $i \times j$  de tal forma que al haber terminado de comparar la proyección de estudio se tendrá una matriz  $M$  del mismo tamaño, que contiene las posiciones de los  $(n - 1)$  intervalos en los que la señal  $I_{ij}$  de cada pixel cae con respecto a su correspondiente señal de calibración  $c_{ij}$ .

A continuación se realiza la transformación de señal de atenuación  $I_{ij}$  a grosores equivalentes  $T_{ij}$ . Se cargan al programa los valores de las pendientes calculadas  $m_{ij,n}$  en el proceso de calibración. La transformación se realiza pixel por pixel. Para el  $ij$ -ésimo pixel, primero se localiza la posición dentro del intervalo de calibración, asignada en la  $ij$ -ésima posición de la matriz  $M$ . Esta posición define el valor de la pendiente  $m_{ij,n}$  que se usará para la transformación a grosor equivalente de acuerdo con la ecuación 2.2. El mismo proceso se repite para las  $K$  proyecciones de estudio.

Finalmente los nuevos valores en grosor equivalente  $T_{ij,K}$  se almacenan como imágenes agrupadas en “stack” en formato tipo TIFF.

## 2.8 Método de corrección con agua (WCM)

El método de corrección con agua o WCM por sus siglas en inglés (Water Correction Method), pertenece al grupo de métodos de linealización utilizados para la corrección de los efectos del endurecimiento de haz en imágenes de CT y es el método más usado en tomografía clínica. El método consiste en la calibración del tomógrafo utilizando un maniquí que consiste en un cilindro de agua; Normalmente se realizan calibraciones independientes para cabeza y tórax con maniqués de tamaños similares a estas regiones anatómicas del paciente.

En esta tesis se utilizó el método de corrección reportado por G. T. Herman [13], adaptado en este trabajo para corregir las proyecciones obtenidas con el microCT del laboratorio. La implementación del método comienza con la calibración del equipo mediante el maniquí de agua, la cual consiste en la adquisición de una proyección radiográfica con el microCT bajo las mismas condiciones, es decir con los mismos parámetros de operación (energía y corriente del tubo de rayos X) y con la misma geometría del sistema con que se desean realizar los estudios de microtomografía. La calibración se realizó utilizando el microCT del laboratorio con una tensión del tubo de rayos X de 50 kVp y 0.8 mA y 500 ms. La geometría del sistema se mantuvo con los parámetros descritos en la sección 2.1 (DFO = 218 mm y DFD = 298 mm).

Para la calibración se utilizó el maniquí de agua que se muestra en la Figura 2.2 (b), y cuyas características se describen en la sección 2.2.2. De la imagen plana obtenida, mostrada en la Figura 2.8 (a), se obtuvo el perfil de la intensidad de la imagen  $I(x)$  a lo largo del plano central. A partir de este perfil se obtuvo la proyección tomográfica, definida como el negativo del logaritmo natural del cociente de la intensidad de la imagen por pixel  $I(x)$  con la intensidad máxima de la imagen  $I_{max}$ :

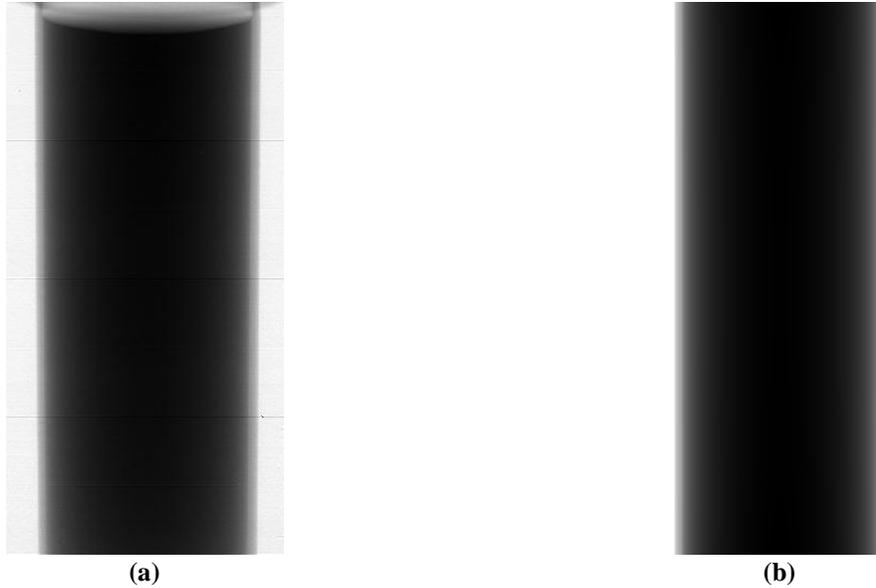
$$p(x) = -\ln\left(\frac{I(x)}{I_{max}}\right) \quad 2.4$$

Como se puede observar,  $p(x)$  está dado en función de la posición  $x$  del pixel en la imagen, y debido a que el objeto es cilíndrico, cada valor de intensidad por pixel corresponde a la atenuación de la intensidad del haz por distintos grosores del material de calibración; los grosores menores se encuentran en la periferia de la imagen y se incrementan hasta llegar a su máximo en el centro.

Como se muestra en la Figura 1.3 las proyecciones en función del grosor no siguen un comportamiento lineal para el caso polienergético, lo cual, como ya se explicó, provoca los artefactos por endurecimiento de haz en las imágenes tomográficas.

El método de corrección con agua permite ajustar las proyecciones tomográficas  $p(x)$  a la curva lineal que describen las proyecciones tomográficas  $m(x)$  obtenidas con un haz monoenergético. Debido a que no se cuenta con una fuente monoenergética en el laboratorio, las proyecciones monoenergéticas se obtuvieron por medio de simulaciones. De la misma forma en que se obtuvieron las simulaciones descritas en la sección 2.3, se simuló una proyección del maniquí de agua que se muestra en la Figura 2.2 (b). La imagen de la proyección simulada se presenta en la Figura 2.8 (b). La proyección para el caso monoenergético  $m(x)$  se obtiene a partir de la imagen antes mencionada de la misma forma en que se obtuvo la proyección  $p(x)$ :

$$m(x) = -\ln\left(\frac{I(x)}{I_{max}}\right) \quad 2.5$$



**Figura 2.8. Proyección de calibración de un maniquí que consiste en un cilindro de poliestireno relleno de agua para el método WCM. En (a) se muestra la proyección obtenida con el microCT del laboratorio, obtenida a 50 kVp y 0.8 mA. En (b) se muestra la proyección obtenida mediante la simulación del maniquí con un haz monoenergético de 22.4 keV, la energía efectiva del espectro del tubo de rayos X del laboratorio.**

Las curvas de los perfiles  $p(x)$  y  $m(x)$  medidos a lo largo del plano central de las imágenes se muestran en la Figura 2.9. Por medio de estos perfiles se obtuvo un polinomio  $f(\omega) = \sum_{j=0}^4 a_j \omega^j$ , de cuarto orden el cual permita ajustar las proyecciones tomográficas  $p(x)$  a la curva que describen las proyecciones tomográficas  $m(x)$  del caso ideal o monoenergético:

$$m(x) = f(p(x)) = \sum_{j=0}^4 a_j p(x)^j \quad 2.6$$

El polinomio  $f(\omega)$  se obtiene introduciendo los valores de  $p(x)$  y  $m(x)$  en la función “*polyfit*” de Matlab [28] donde también se especifica el grado del polinomio que se desea obtener. La función devuelve los coeficientes del polinomio. Para el caso en cuestión los coeficientes resultantes calculados mediante Matlab fueron:

$$a_1 = -0.2211; a_2 = 0.9923; a_3 = -1.3445; a_4 = 1.7255; a_5 = -0.0252$$

Mediante los coeficientes calculados se puede ajustar cualquier proyección medida al caso ideal y de esta forma corregir los efectos del endurecimiento de haz. Para realizar una corrección con el método con agua, se toman todas las proyecciones tomográficas  $p(x)$  correspondientes a las

imágenes adquiridas mediante el microCT del laboratorio y se ajustan al caso ideal o monoenergético.

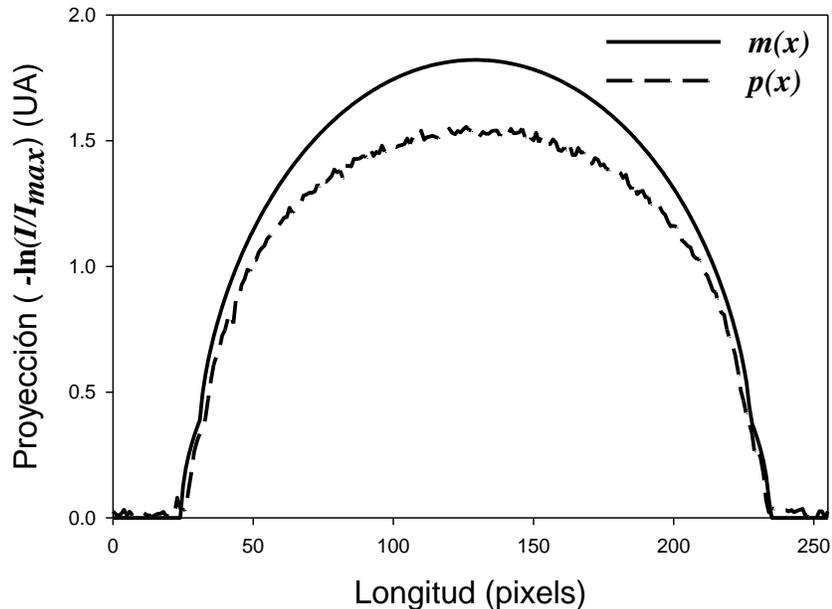


Figura 2.9. Proyecciones calculadas de los perfiles medidos a lo largo del plano central de las imágenes mostradas en la Figura 2.8. La línea sólida muestra la proyección para el caso ideal (monoenergético) mientras que la línea punteada muestra la proyección calculada de la imagen obtenida con el microCT.

Más adelante, en el capítulo correspondiente a los resultados, se muestran las reconstrucciones tomográficas obtenidas de las proyecciones corregidas con este método.

## 2.9 Análisis cuantitativo de la corrección por endurecimiento de haz

Para poder evaluar la eficacia de las correcciones por endurecimiento de haz realizadas sobre las reconstrucciones tomográficas, en una forma cuantitativa, se obtuvo la diferencia porcentual promedio entre los valores medidos en escala de grises de los bordes de los maniqués, donde el efecto del endurecimiento de haz es despreciable, y los valores de perfiles medidos a lo largo de la región de interés que se desea evaluar.

Primeramente se obtiene el perfil de la imagen tomográfica, el cual debe de trazar una trayectoria que atraviese los bordes del maniquí y la zona en donde se desea evaluar la corrección. Posteriormente se normalizan los datos dividiéndolos entre el valor obtenido en el borde del

maniquí. Al valor normalizado de los bordes del maniquí que equivale a la unidad se le resta el resto de los valores correspondientes al perfil medido. De estos valores se obtiene el promedio y su desviación estándar.

El promedio corresponde a la diferencia porcentual promedio (DPP), cuyo valor cuantifica el nivel de corrección por endurecimiento de haz. Un valor positivo de la diferencia porcentual promedio nos dice en que porcentaje se diferencia nuestra imagen evaluada del caso libre del artefacto de copa, o que tan pronunciadas son las estrías. Por otro lado, un valor negativo nos permite conocer en que grado se esta obteniendo una sobrecorrección. En todo caso, el valor que se desea alcanzar para este parámetro será cero, de forma que la imagen se encuentre libre de artefactos por endurecimiento de haz y que no contenga sobrecorrecciones.

Por otra parte, la desviación estándar calculada permite cuantificar el grado en que se presentan fluctuaciones sobre la imagen corregida, ya sea por ruido o irregularidades en el proceso de corrección: Entre mayor es este parámetro, mayores serán las variaciones en el perfil medido de la imagen, que para el caso de un corte tomográfico en donde se analiza un objeto de composición homogénea se espera que las fluctuaciones sean mínimas.

Para el caso del maniquí para calibración de unidades Hounsfield, se calcularon los valores de unidades Hounsfield mediante mediciones de la escala de grises, que corresponde al coeficiente de atenuación lineal, en cada uno de las regiones de la reconstrucción tomográfica que corresponde a cada material de acuerdo con la Figura 2.4. Se utilizó el valor promedio de una región de interés circular de 5 píxeles de radio, así como su desviación estándar para el cálculo de incertidumbre. Se uso como referencia el valor obtenido para la región central del maniquí compuesto de agua para bajas energías (agua LE) en la ecuación para el cálculo de unidades Hounsfield:

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{agua\ LE}}{\mu_{agua\ LE} - \mu_{aire}} \quad 2.7$$

Donde  $\mu_x$  representa el valor medido en la región de interés del material del que se desean obtener sus unidades Hounsfield,  $\mu_{agua\ LE}$  del medido para la región central del maniquí compuesta por material agua-equivalente y  $\mu_{aire}$  del valor medido para una región fuera del maniquí donde se encuentra el aire.

Con los datos de la composición de los materiales tejido-equivalente y las tablas de coeficiente másico de atenuación obtenidas del portal XCOM del NIST [3] se calculó el coeficiente de atenuación lineal para los materiales en cuestión a la energía efectiva del haz de prueba estándar que corresponde a 22.4 keV. Esto sirvió como punto de comparación para los datos medidos.

## **2.10 Análisis de artefactos producidos por ruido**

Como ya se ha mencionado antes, las imágenes adquiridas a través de las simulaciones no toman en cuenta fotones dispersados y además se encuentran libres de ruido. Con el fin de estudiar los efectos del ruido en las reconstrucciones tomográficas que resultan de las proyecciones corregidas mediante el método LSET, se agregó ruido en las imágenes producidas en las simulaciones.

Se sabe que el ruido asociado al sistema tiene una distribución Gaussiana. Debido a que se trata de un sistema en cascada [19] donde cada componente tiene una función de probabilidad distinta, el detector como conjunto puede ser descrito con una función de probabilidad tipo Gauss [29].

Para reproducir el mismo nivel de ruido que se presenta en las imágenes adquiridas con el microCT, es necesario medir el ruido que en ellas se presenta para posteriormente agregar este mismo nivel de ruido a las imágenes simuladas. Para lograr lo anterior, se tomaron dos imágenes adquiridas con el microCT bajo las mismas condiciones y se restaron entre si haciendo uso nuevamente del programa ImageJ y su herramienta de substracción de imágenes. La imagen resultante conserva únicamente la suma en cuadratura del ruido de cada una de las imágenes. Por lo tanto una medición del histograma de la imagen resultante muestra el promedio y la desviación estándar de la variación estadística que compone el ruido en la imagen.

Con esta información es posible agregar ruido Gaussiano a las imágenes simuladas mediante la función *imnoise* de Matlab, la cual requiere como parámetro la varianza o el cuadrado de la desviación estándar y el promedio alrededor del cual se centra la distribución. De esta forma se agrega a las imágenes simuladas, el mismo nivel ruido previamente calculado de las imágenes adquiridas con el microCT.

### **3 Resultados**

A continuación se presentan los resultados y el análisis realizado en relación a los artefactos producidos por el endurecimiento de haz en reconstrucciones tomográficas de distintos maniqués. Como se verá más adelante, en las reconstrucciones realizadas se pudieron apreciar artefactos de copa y de estrías. El grado en que se presentan estos artefactos depende tanto de los parámetros de operación, así como de la calidad del espectro utilizado, del tipo de materiales y forma del objeto de estudio. Debido a esto, se realizaron pruebas utilizando distintos maniqués y variando los parámetros de operación del microtomógrafo para la adquisición de proyecciones. El objetivo de estas pruebas fue, en primer lugar, validar el método de corrección LSET mediante la comparación con casos ideales, y en segundo lugar establecer la validez del método en relación a los materiales de calibración utilizados.

Se presentan primeramente los resultados obtenidos mediante las proyecciones simuladas. Posteriormente se presentan los resultados obtenidos mediante las mediciones experimentales con el microCT del laboratorio y finalmente se hace un análisis de los efectos del ruido en proyecciones simuladas.

#### **3.1 Simulaciones**

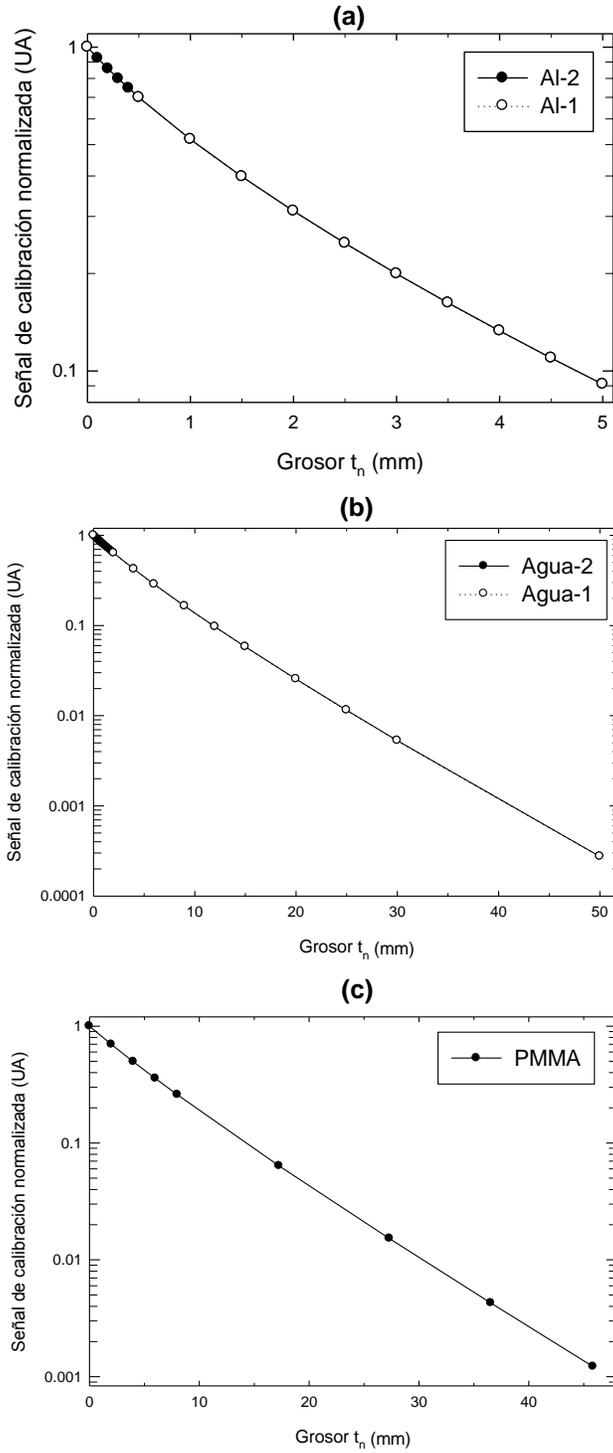
La simulación permite validar el proceso de reconstrucción utilizado para la obtención de imágenes tomográficas manteniendo condiciones ideales, que evitan la aparición de otro tipo de artefactos debidos a factores como dispersión de la radiación o desalineación del sistema. El primer objetivo de las pruebas consistió en determinar la severidad de los artefactos producidos por el endurecimiento de haz. Posteriormente se evaluó el método de corrección utilizando materiales de calibración con distintas propiedades de atenuación.

La Figura 3.1 muestra las curvas de calibración para el pixel central del detector virtual correspondientes a los conjuntos de calibración de los distintos materiales que se muestran en la Tabla 2.5. La línea que une los puntos es únicamente demostrativa y sirve como guía visual para analizar el comportamiento de los resultados. Las imágenes de calibración de donde se obtuvieron estas curvas fueron simuladas bajo condiciones ideales con el haz de prueba estándar y por lo tanto las mediciones no presentan incertidumbre. El conjunto Aluminio-2 contiene los

mismos grosores que el conjunto Aluminio-1, pero adicionalmente cuenta con grosores de filtro en incrementos de 0.1 mm de 0 hasta 0.5 mm, de tal forma que el resto de los puntos se encuentran superpuestos. De la misma forma el conjunto de Agua-2 contiene los mismos grosores de filtro que el conjunto Agua-1, pero con incrementos de 0.1 mm de 0 a 1.0 mm e incrementos de 0.2 mm de 1.0 a 2.0 mm.

Las curvas se muestran en escala semilogarítmica (base 10) en el eje correspondiente a la señal, con lo cual es posible observar que el comportamiento que describen es aproximadamente una caída exponencial, aunque a simple vista es posible observar cierta curvatura, sobre todo en la curva correspondiente al aluminio. Por esta razón se requiere un muestreo con diferentes grosores, pues no es posible ajustar una sola curva que describa de forma precisa el comportamiento de atenuación de la señal en función de los grosores de filtro.

En la sección 3.2 se presentan los efectos del endurecimiento de haz en reconstrucciones tomográficas obtenidas de las proyecciones simuladas de diversos maniqués virtuales. De igual forma se presentan los resultados de la implementación del método de corrección LSET. Para lo anterior, se utilizaron curvas de calibración resultantes de la simulación de la atenuación de la señal, con los grosores de los materiales de calibración presentados en la Tabla 2.5.

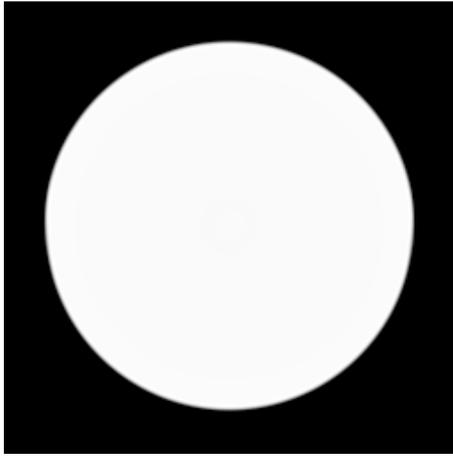


**Figura 3.1.** Señales de calibración normalizadas para el pixel central del detector obtenidas de la calibración simulada con los conjuntos de filtros cuyos grosores de filtro se encuentran en la Tabla 2.5. (a) Calibración de Aluminio-1 y Aluminio-2, (b) Agua-1 y Agua-2, y (c) PMMA. Las líneas unen los puntos para servir de guía.

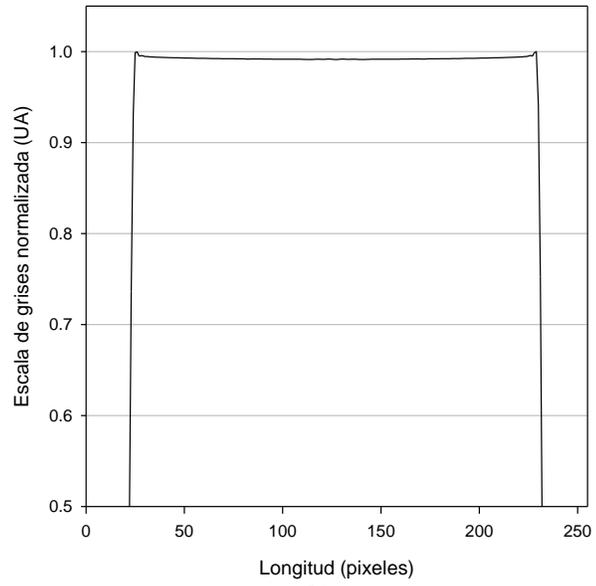
### 3.1.1 Cilindro de agua

El cilindro de agua proporciona una forma sencilla de conocer los efectos producidos por el endurecimiento de haz en las reconstrucciones tomográficas. Primeramente se simuló proyecciones de este objeto con un haz monoenergético de 22.4 keV que corresponde a la energía efectiva del espectro. La Figura 3.2 (a) muestra la reconstrucción tomográfica del objeto, que corresponde a un círculo con una intensidad homogénea, tal y como es de esperar, debido a que conocemos la forma cilíndrica del objeto y que está compuesto únicamente de agua. En la Figura 3.2 (b) se puede observar el perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción tomográfica. El perfil refleja, como es de esperar, un valor prácticamente constante en la escala de grises a lo largo de la zona en la que se encuentra el corte del objeto lo cual es corroborado de forma cuantitativa con la diferencia porcentual promedio (DPP) y la desviación estándar para este caso se presenta en la Tabla 3.1 con un valor de 0.76 % y 0.13 % respectivamente. La Tabla 3.1 muestra las DPP y desviación estándar de los resultados obtenidos con este maniquí en las pruebas que se describen en esta sección (3.1.1).

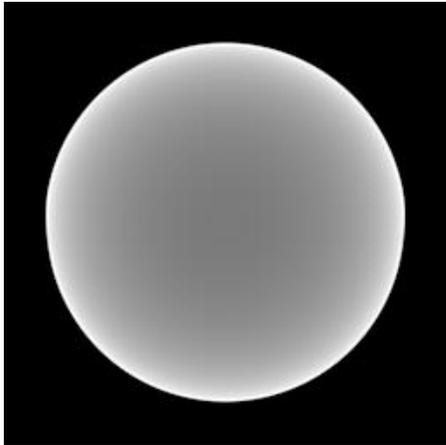
En contraste, la Figura 3.2 (c) representa la reconstrucción tomográfica del mismo cilindro de agua, pero obtenido mediante proyecciones simuladas con el haz de prueba estándar, en donde a diferencia del haz monoenergético los artefactos se hacen presentes. A simple vista se observa cómo la intensidad en la escala de grises disminuye desde la periferia del cilindro hacia el centro del mismo. En su perfil correspondiente mostrado en la Figura 3.2 (d) se aprecia esta disminución en la intensidad hacia el centro del objeto en cuestión, y la forma del perfil remite a la característica forma del perfil de una copa, gracias a la cual este tipo de artefacto recibe su nombre en inglés de “*cupping*”. Cuantitativamente el efecto copa se refleja en una DPP de 8.48 % y una desviación estándar de 2.41 %, también presentes en la Tabla 3.1.



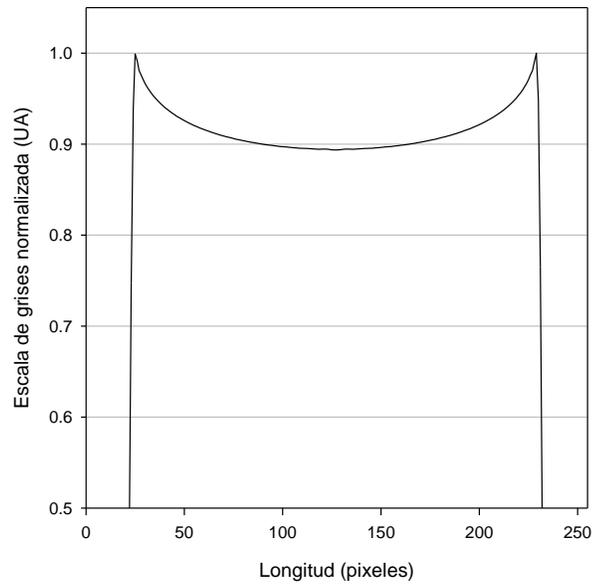
(a)



(b)



(c)



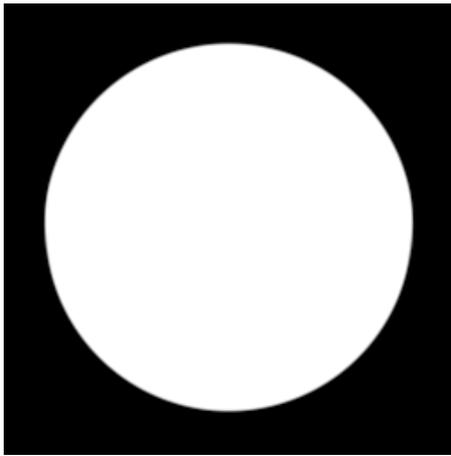
(d)

**Figura 3.2. Reconstrucciones tomográficas de un cilindro de agua mediante proyecciones simuladas con: (a) haz monoenergético de 22.4 keV, (c) espectro polienergético con un tubo de W a 50 kVp. A la derecha de cada reconstrucción se muestran los perfiles medidos (b) y (d) a lo largo del diámetro de la reconstrucción.**

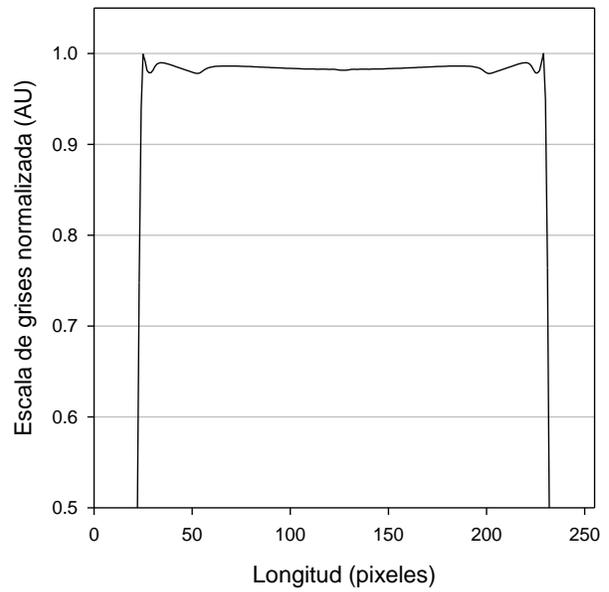
En la Figura 3.3 (a) se muestra la reconstrucción tomográfica del mismo cilindro de agua bajo las mismas condiciones con que se obtuvo en la Figura 3.2 (c), pero las proyecciones han sido corregidas por endurecimiento de haz con el método LSET utilizando el conjunto de calibradores de Agua-1, tal y como se explicó en la sección 2.6. La imagen a simple vista, es idéntica a la mostrada en la Figura 3.2 (a), pero además es posible observar que su correspondiente perfil (Figura 3.3 (b)) también se asemeja al caso monoenergético, corrigiendo de manera efectiva el efecto de copa observado en la Figura 3.2 (d). Lo anterior se puede comprobar observando la DPP de 1.58 % conseguida para esta corrección en comparación de la obtenida para el caso polienergético sin corrección (8.48%).

El proceso de corrección mediante el método LSET se repite utilizando el conjunto de calibradores de Agua-2. Los resultados se aprecian en el perfil medido a lo largo de la reconstrucción tomográfica presentado en la Figura 3.3 (c). El artefacto de copa es corregido correctamente, pero en este caso el perfil muestra una corrección más homogénea, sobre todo en los bordes del objeto, para los cuales la corrección con el conjunto de Agua-1 muestra unas ligeras irregularidades en el perfil. Incluso se observa en la Tabla 3.1 que la DPP y la desviación estándar son menores (0.76 % y 0.28 %). Esta diferencia se puede explicar con el hecho de que el conjunto de Agua-2 incluye grosores de filtro menores que el conjunto Agua-1, donde los efectos de atenuación son más pronunciados y en donde además, la transformación a grosores equivalente corresponde a la zona más angosta del objeto, en este caso, la periferia del cilindro.

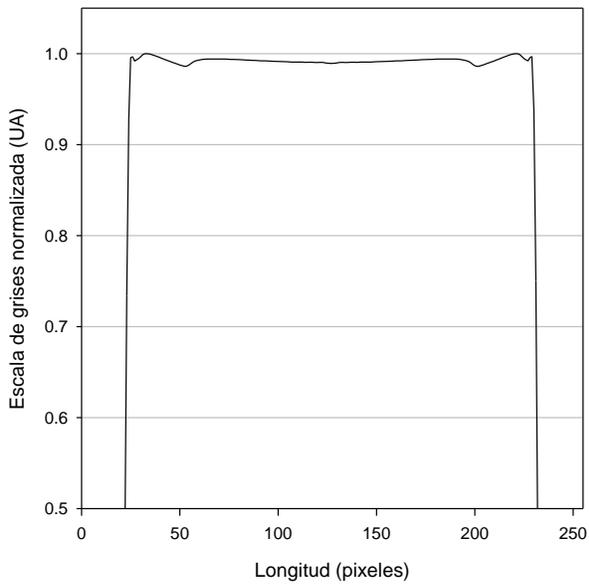
Se presenta para la simulación del cilindro de agua, la implementación de la corrección del método con agua (WCM) descrito en la sección 2.8. La reconstrucción tomográfica es indistinguible del caso ideal y su correspondiente perfil en la Figura 3.3 (d) muestra que el efecto de copa ha sido corregido de forma completa, incluso la DPP de 0.21 % es menor que para el caso ideal.



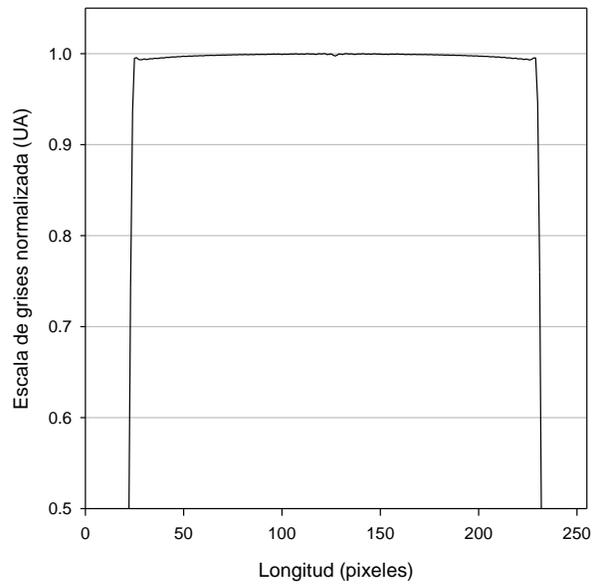
(a)



(b)



(c)



(d)

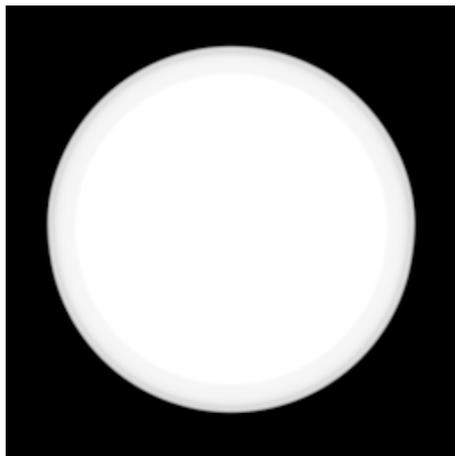
**Figura 3.3. (a) Reconstrucción tomográfica de un cilindro de agua mediante proyecciones simuladas con el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con el conjunto de calibradores de Agua-1. Perfiles medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción corregida por el método LSET: (b) con calibradores de Agua-1, (c) con calibradores de Agua-2. (d) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción corregida por el método WCM.**

### ***3.1.1.1 Efecto del material de calibración en la corrección de proyecciones simuladas***

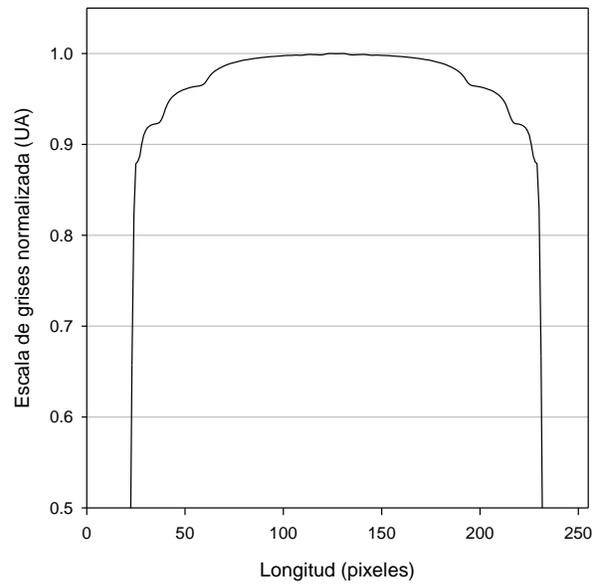
Para probar el efecto del material de calibración en las imágenes tomográficas reconstruidas, se implementó el método de corrección LSET con el conjunto de calibradores de aluminio y PMMA. Los resultados para la corrección realizada con los conjuntos de calibradores de Aluminio-1, Aluminio-2 y PMMA se muestran en la Figura 3.4.

En la Figura 3.4 (a) se presenta la reconstrucción tomográfica obtenida de las proyecciones corregidas con la calibración de Aluminio-1 y en la Figura 3.4 (b) el perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción. En la Figura 3.4 (c) se presenta el mismo perfil pero para la corrección realizada con la calibración de Aluminio-2. Como se puede observar, la corrección corrige el efecto de copa observado en la imagen sin corrección (Figura 3.2 (c)). No obstante, para ambos casos, se observa una sobrecorrección en la zona central del perfil, resultando en un aumento de la intensidad aproximadamente con la misma magnitud, con que decrece la intensidad en el perfil medido para la imagen sin corrección. De hecho, las DPP medidas nos dicen que la sobrecorrección es mayor que el efecto copa con valores de -9.59 % y -9.95 % para Aluminio-1 y Aluminio-2 respectivamente.

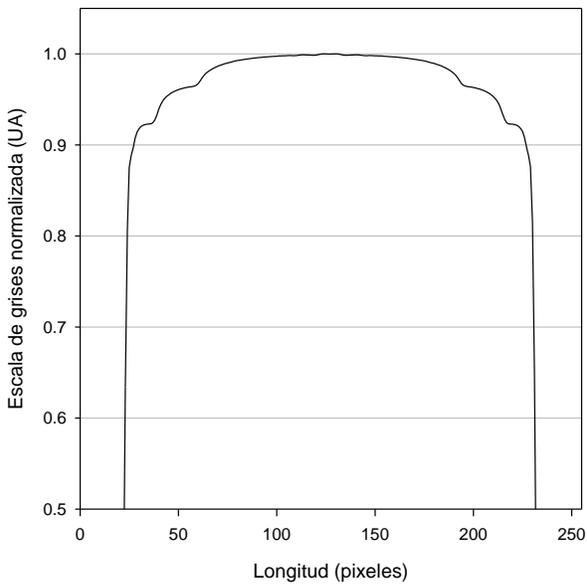
Finalmente se realizó la corrección utilizando el conjunto de calibradores de PMMA. La Figura 3.4 (d) muestra el perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción tomográfica corregida; el artefacto de copa se corrige, pero no con la efectividad de la corrección realizada con los calibradores de agua, lo que es corroborado con la obtención de su DPP de 3.20 %.



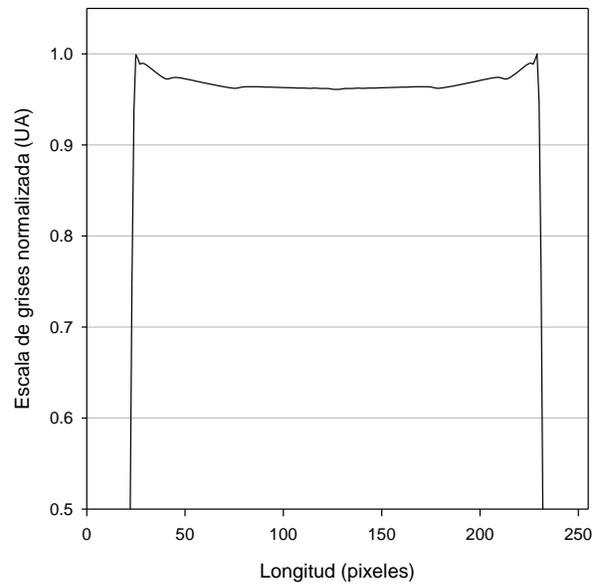
(a)



(b)



(c)



(d)

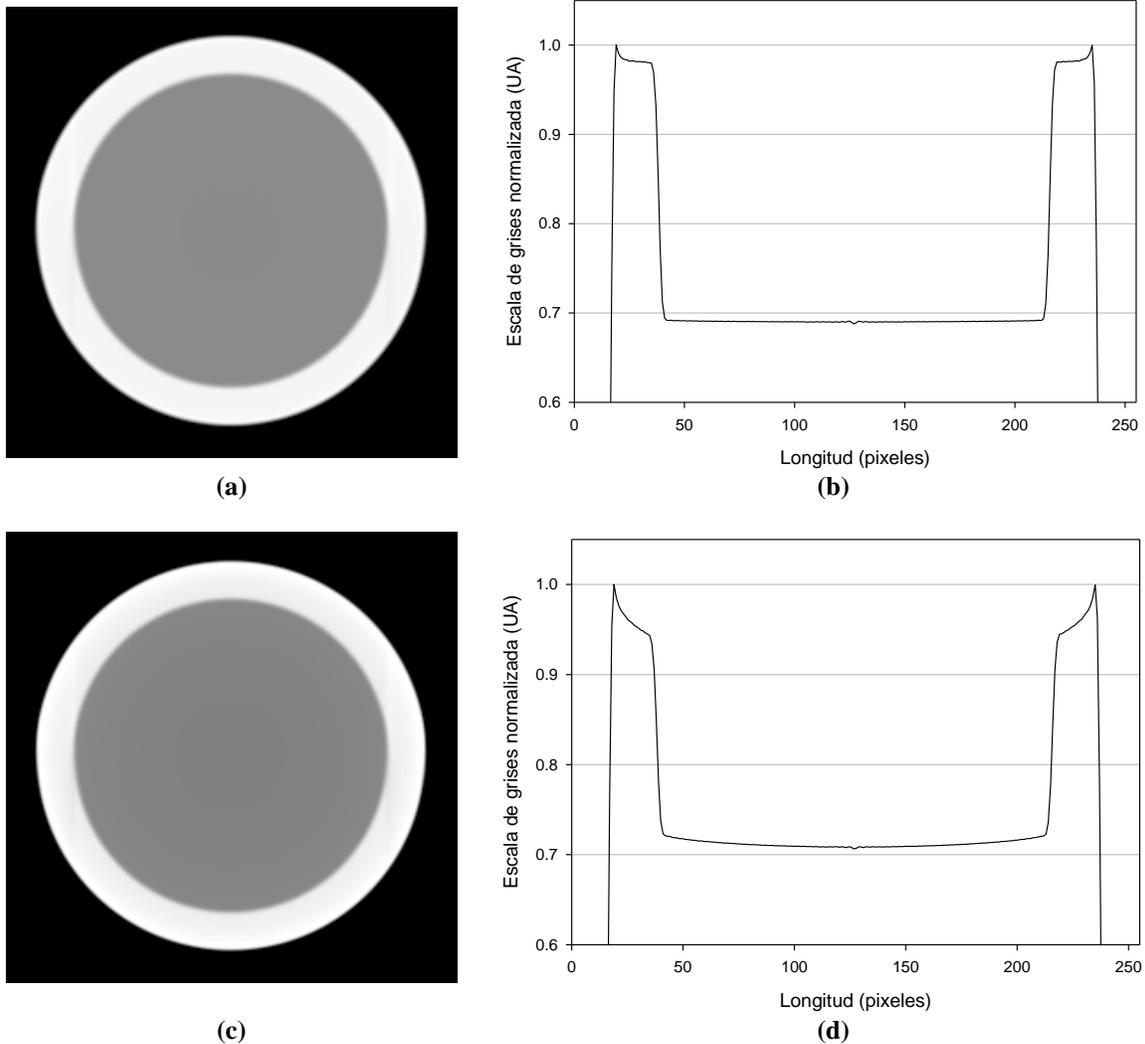
**Figura 3.4. (a) Reconstrucción tomográfica de un cilindro de agua mediante proyecciones simuladas con el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con el conjunto de calibradores de aluminio Aluminio-1 con los grosores establecidos en la Tabla 2.5. Perfiles medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción corregida por el método LSET: (b) con calibradores de Aluminio-1, (c) con calibradores de Aluminio-2, (d) con calibradores de PMMA.**

**Tabla 3.1. Diferencia porcentual promedio (DPP) de las reconstrucciones tomográficas de la simulación del cilindro de agua.**

Método de corrección	Material de calibración	Figura	Diferencia porcentual promedio (%)	Desviación estándar (%)
Sin corrección	---	3.2 (c) y (d)	8.48	2.41
caso ideal	---	3.2 (a) y (b)	0.76	0.13
LSET	Agua-1	3.3 (a) y (b)	1.58	0.30
LSET	Agua-2	3.3 (c)	0.76	0.28
LSET	Aluminio-1	3.4 (a) y (b)	-9.59	3.07
LSET	Aluminio-2	3.4 (c)	-9.95	2.99
LSET	PMMA	3.4 (d)	3.20	0.83
WCM	---	3.3 (d)	0.21	0.18

### 3.1.2 Maniquí Defrise

La Figura 3.5 (a) muestra la reconstrucción tomográfica para el caso monoenergético del maniquí *Defrise* a la altura del maniquí en donde se encuentran un disco de poliestireno rodeado de un tubo de PMMA. En el perfil mostrado en la Figura 3.5 (b), en la parte central, encontramos una zona plana para la región en donde se encuentra el poliestireno, aunque las paredes del tubo de PMMA incluyen una ligera caída, producto del proceso de reconstrucción. En la Figura 3.5 (d) se observa el perfil medido de la reconstrucción tomográfica presentada en la Figura 3.5 (c) adquirida mediante proyecciones simuladas con el haz de prueba estándar. El artefacto de copa observado para el mismo caso con el cilindro de agua no es tan pronunciado, aunque si se observa una caída pronunciada en los bordes que representan el tubo de PMMA. Los resultados cuantitativos pueden ser consultados en la Tabla 3.2, en donde se han dividido los resultados para la región de la reconstrucción tomográfica que corresponde al tubo de PMMA y la región del disco de poliestireno.



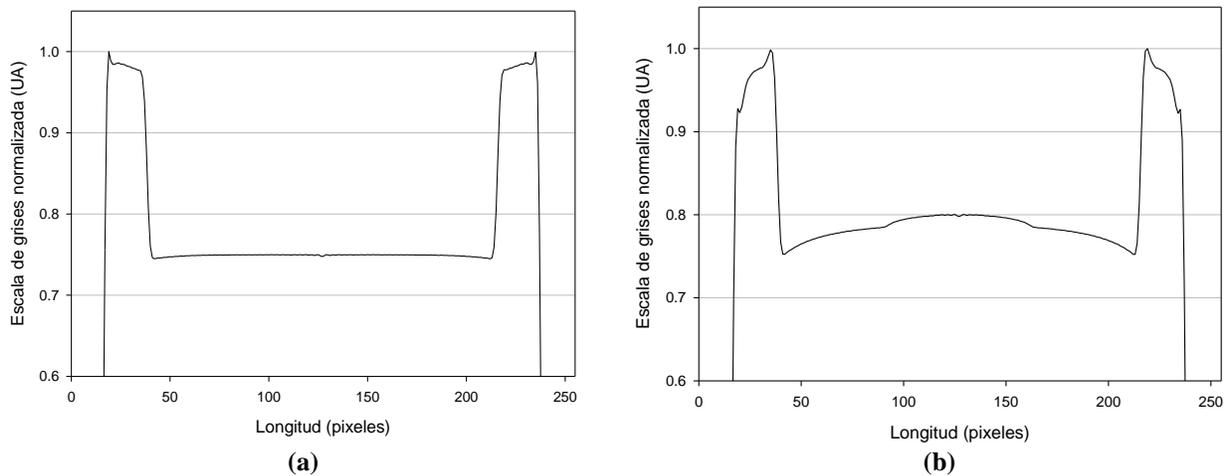
**Figura 3.5. Reconstrucciones tomográficas de un maniquí *Defrise* mediante proyecciones simuladas con: (a) haz monoenergético de 22.4 keV, (c) espectro de prueba estándar. A la derecha de cada reconstrucción se muestran los perfiles medidos (b) y (d) a lo largo del diámetro. El corte tomográfico reconstruido corresponde al segmento del maniquí constituido por un disco de poliestireno rodeado de un tubo de PMMA.**

El efecto de copa en este caso no es tan pronunciado, en la región de lucita la DPP alcanzó un 3.34% y en la zona correspondiente al disco de poliestireno una DPP de 1.15 %. Esto es debido a que el tubo de PMMA, que es un material más atenuante que el poliestireno (Tabla 2.2), filtra las componentes de menor energía del espectro (endurece el haz) y reduce los efectos por endurecimiento de haz.

En este caso se aplicó el método de corrección LSET con calibradores de PMMA a las mismas proyecciones con que se obtuvo la reconstrucción tomográfica presentada en la Figura 3.5 (c). En

la Figura 3.6 (a) se encuentra el perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción tomográfica correspondiente a las proyecciones corregidas con la calibración de PMMA. El ligero efecto de copa presente en la imagen no corregida es reemplazado por un perfil plano con una ligera sobrecorrección con una DPP de  $-0.28\%$ ; el efecto de la corrección es mucho más evidente en la zona correspondiente a la PMMA, en donde el perfil corregido se iguala al del caso monoenergético con una DPP de  $1.53\%$ .

En la Figura 3.6 (b) se presenta el perfil medido sobre el diámetro de las reconstrucciones tomográficas corregidas por el método LSET con la calibración de Aluminio-1. Como se puede observar, la corrección no se lleva a cabo de forma adecuada. Se presenta el mismo tipo de sobrecorrección que en la corrección del cilindro de agua, pero de una forma más pronunciada y con una magnitud mayor a la depresión de intensidad que en el efecto de copa presente en la imagen sin corrección. También se presenta una disminución de la intensidad desde el centro a la periferia en la zona correspondiente a la PMMA. Se obtuvo una DPP de  $-3.19\%$  para la región que pertenece al PMMA y de  $-3.15\%$  para la zona del disco de poliestireno.



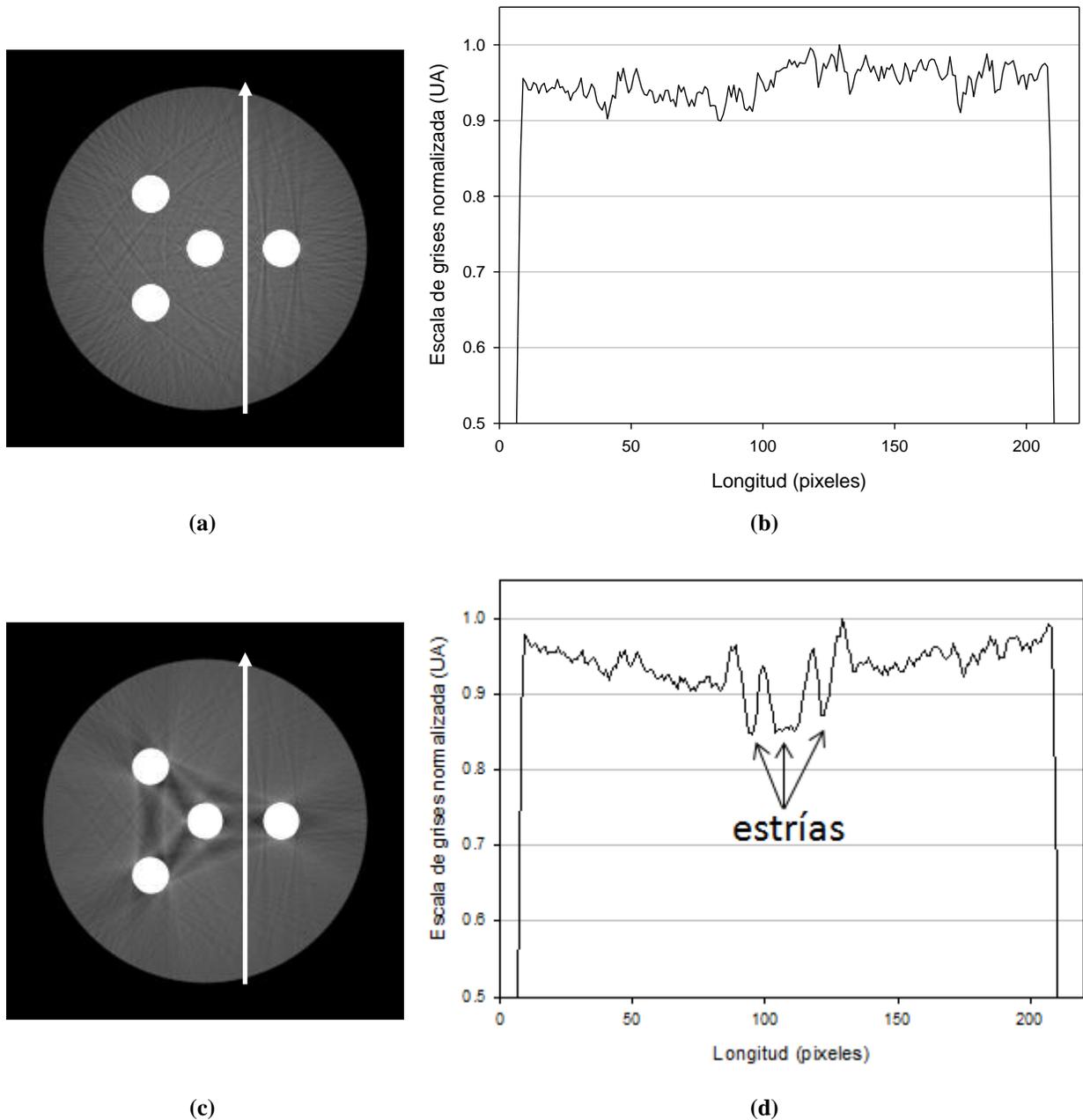
**Figura 3.6. Perfiles medidos a lo largo del diámetro de reconstrucciones tomográficas de un maniquí *Deprise* mediante proyecciones simuladas el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas con el método LSET con calibraciones de PMMA (a) y Aluminio-1 (b). El corte tomográfico reconstruido corresponde al segmento del maniquí constituido por un disco de poliestireno rodeado de un tubo de PMMA.**

**Tabla 3.2. Diferencia porcentual promedio (DPP) de las reconstrucciones tomográficas de la simulación del maniquí Defrise.**

Maniquí	Método de corrección	Material de calibración	Figura	Diferencia porcentual promedio (%)	Desviación estándar (%)
Defrise (Región de PMMA)	Sin corrección	---	3.5 (c) y (d)	3.54	1.15
	caso ideal	---	3.5 (a) y (b)	1.55	0.29
	LSET	Aluminio-1	3.6 (b)	-3.19	1.88
	LSET	PMMA	3.6 (a)	1.53	0.27
Defrise (Región de poliestireno)	Sin corrección	---	3.5 (c) y (d)	1.15	0.34
	caso ideal	---	3.5 (a) y (b)	0.36	0.06
	LSET	Aluminio-1	3.6 (b)	-3.15	1.27
	LSET	PMMA	3.6 (a)	-0.28	0.11

### 3.1.3 Cilindro de agua con inserciones de aluminio

Para estudiar otro de los artefactos producidos por el fenómeno de endurecimiento de haz, el artefacto de estrías (o “*streaking*”, en inglés) se simuló un maniquí que consiste de un cilindro de agua con inserciones cilíndricas de aluminio. Los resultados de la DPP y su correspondiente desviación estándar se presentan en la Tabla 3.3. En la Figura 3.7 (a) se muestra la reconstrucción tomográfica del maniquí para el caso monoenergético. Se observan los cuatro cilindros rodeados de la masa de agua, además es posible observar líneas que surgen de los cilindros metálicos. Se puede establecer con seguridad que estos artefactos provienen del proceso de reconstrucción ya que no pueden existir artefactos debidos al endurecimiento de haz. El perfil correspondiente a esta imagen se muestra en la Figura 3.7 (b). El perfil se mantiene plano salvo por las fluctuaciones que producen las líneas que resultan del proceso de reconstrucción. En la Figura 3.7 (c), se presenta la reconstrucción tomográfica para el caso polienergético. Los artefactos de estrías, que surgen de las inserciones de aluminio, se diferencian de las líneas presentes en la imagen obtenida con el haz monoenergético por su grosor y por una disminución pronunciada de la intensidad. El perfil correspondiente hace evidente estas diferencias y además presenta el artefacto de copa en la reducción de la intensidad en la escala de grises desde la periferia hacia el centro de la imagen.



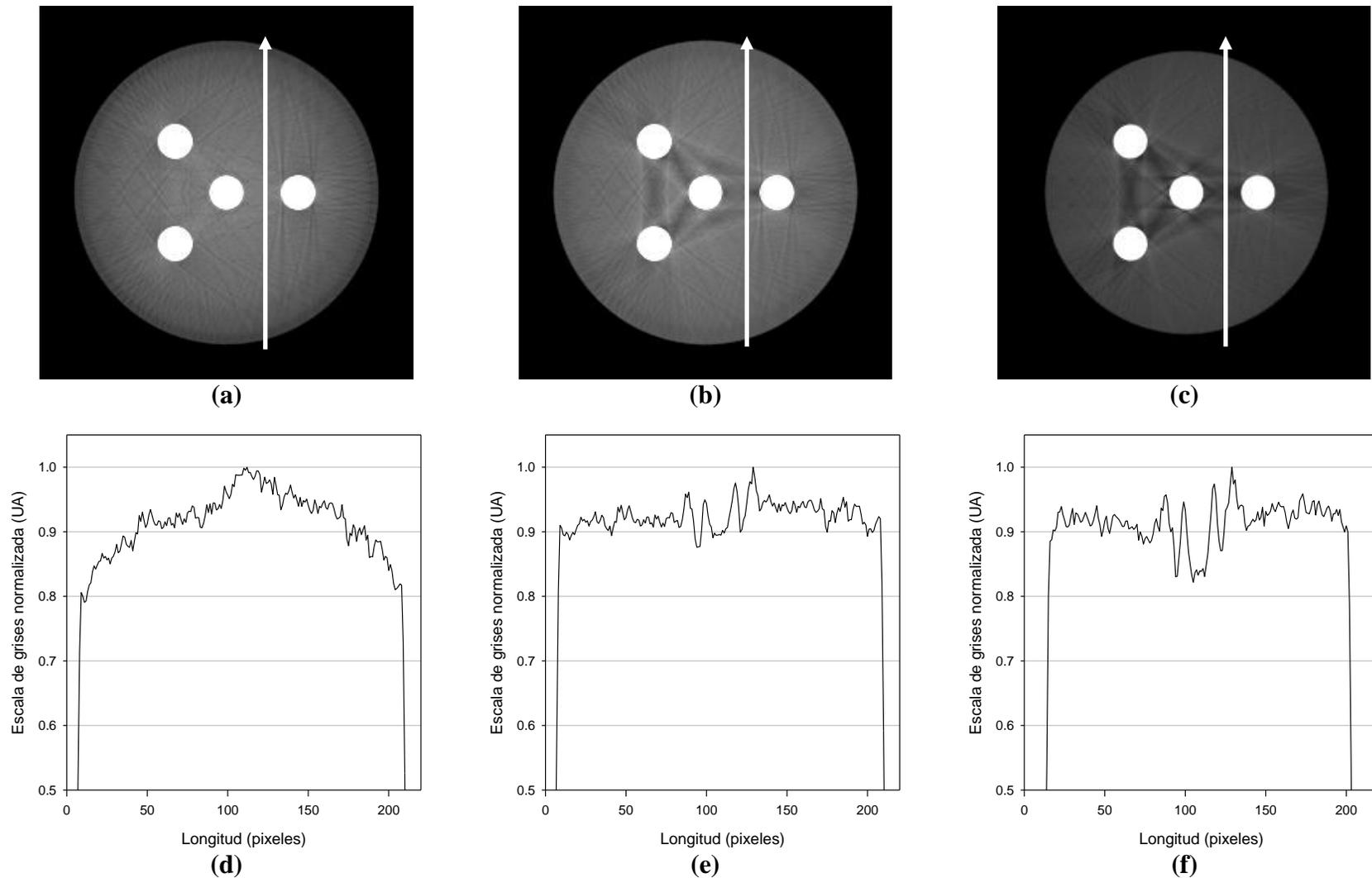
**Figura 3.7. Reconstrucciones tomográficas de un cilindro de agua con inserciones de aluminio mediante proyecciones simuladas con: (a) haz monoenergético de 22.4 keV, (c) espectro de prueba estándar. A la derecha de cada reconstrucción se muestran los perfiles medidos, (b) y (d), a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción.**

La imagen tomográfica resultante de la corrección LSET con la calibración de Aluminio-1 se presenta en la Figura 3.8 (a). Es posible observar que los artefactos de estrías producidos por el endurecimiento de haz se han corregido de forma adecuada; no obstante, el perfil medido (Figura 3.8 (d)) a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción muestra que existe una

sobrecorrección sobre el área que representa la masa de agua, lo que se corrobora con la DPP resultante de -10.92 %.

De la misma forma, se realizó la corrección por endurecimiento de haz mediante el método LSET con la calibración de Agua-1. El resultado se muestra en la Figura 3.8 (b). Los artefactos de estrías persisten en la reconstrucción corregida aunque su intensidad ha disminuido en comparación con los que se pueden encontrar en la reconstrucción sin corrección. El perfil correspondiente mostrado en Figura 3.8 (e) muestra que efectivamente el artefacto de estrías está presente, sin embargo el artefacto de copa ha sido corregido de forma efectiva. La DPP para este caso resulta en -1.47%. Cabe señalar que aunque la DPP resulte negativa no se traduce necesariamente a una sobrecorrección del efecto copa, debido a que se espera que las correcciones por artefacto de estrías contribuyan a la obtención de una DPP negativa.

La Figura 3.8 (c) muestra los resultados de la implementación del método de corrección WCM (Sección 2.8) a las proyecciones simuladas del cilindro de agua con inserciones de aluminio. En la reconstrucción tomográfica presentada en la Figura 3.8 (c) se puede observar que los artefactos de estrías prevalecen, lo cual puede ser corroborado en su correspondiente perfil en la Figura 3.8 (f). Además, se puede observar una depresión hacia el centro, que corresponde a la falta de corrección por el efecto de copa.



**Figura 3.8. Reconstrucciones tomográficas de un cilindro de agua con inserciones de aluminio obtenida mediante proyecciones simuladas con el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de: (a) Aluminio-1 y (b) Agua-1. (c) Reconstrucción tomográfica obtenida a partir de proyecciones corregidas con el método WCM. Los perfiles medidos a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción se muestran debajo de la misma en cada caso.**

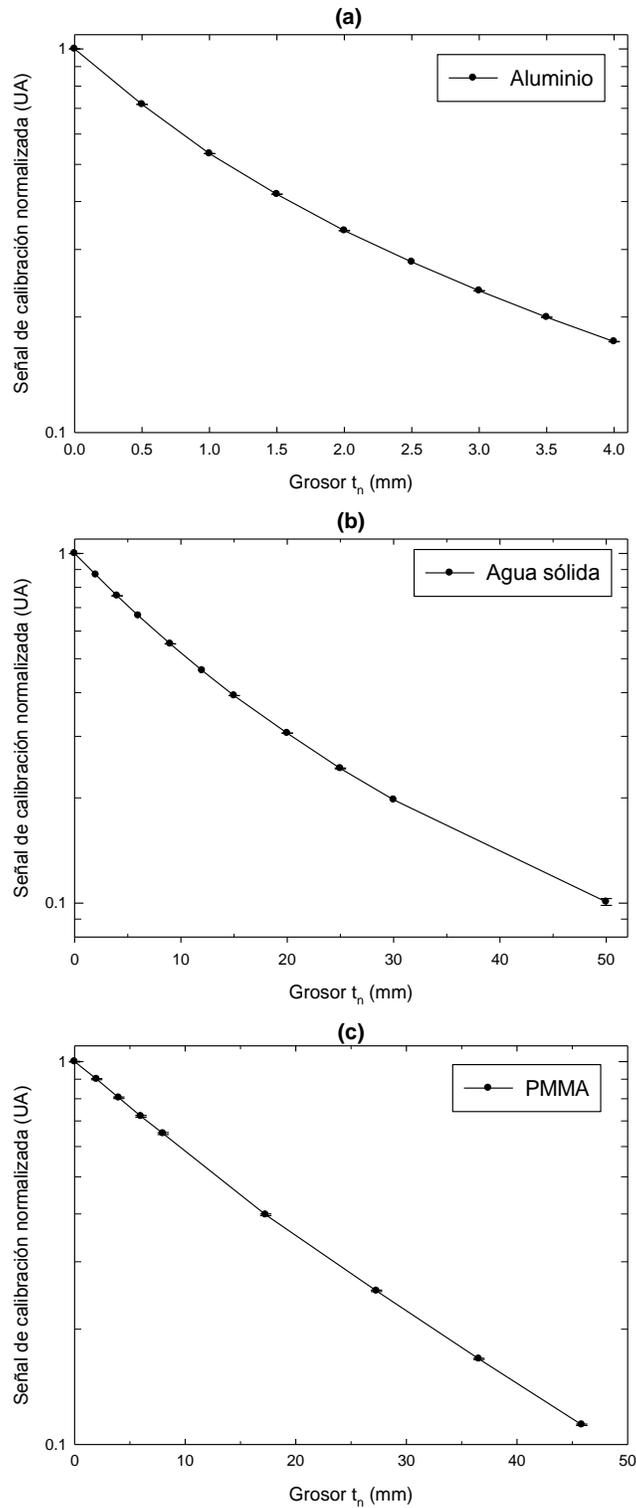
**Tabla 3.3. Diferencia porcentual promedio (DPP) de las reconstrucciones tomográficas de la simulación del maniquí con inserciones de aluminio.**

<b>Método de corrección</b>	<b>Material de calibración</b>	<b>Figura</b>	<b>Diferencia porcentual promedio (%)</b>	<b>Desviación estándar (%)</b>
<b>Sin corrección</b>	---	<b>3.7 (c) y (d)</b>	<b>4.22</b>	<b>3.18</b>
<b>caso ideal</b>	---	<b>3.7 (a) y (b)</b>	<b>0.44</b>	<b>2.08</b>
<b>LSET</b>	<b>Aluminio-1</b>	<b>3.8 (a) y (d)</b>	<b>-10.92</b>	<b>4.78</b>
<b>LSET</b>	<b>Agua-1</b>	<b>3.8 (b) y (e)</b>	<b>-1.47</b>	<b>2.06</b>
<b>WCM</b>	---	<b>3.8 (c) y (f)</b>	<b>-2.96</b>	<b>3.06</b>

### **3.2 Mediciones obtenidas mediante el microCT**

En esta sección se presentan los resultados obtenidos de las mediciones experimentales realizadas usando del equipo de microtomografía de rayos X. Tanto las proyecciones de los objetos, como las imágenes de calibración requeridas para el método LSET de corrección, fueron obtenidas con el microCT.

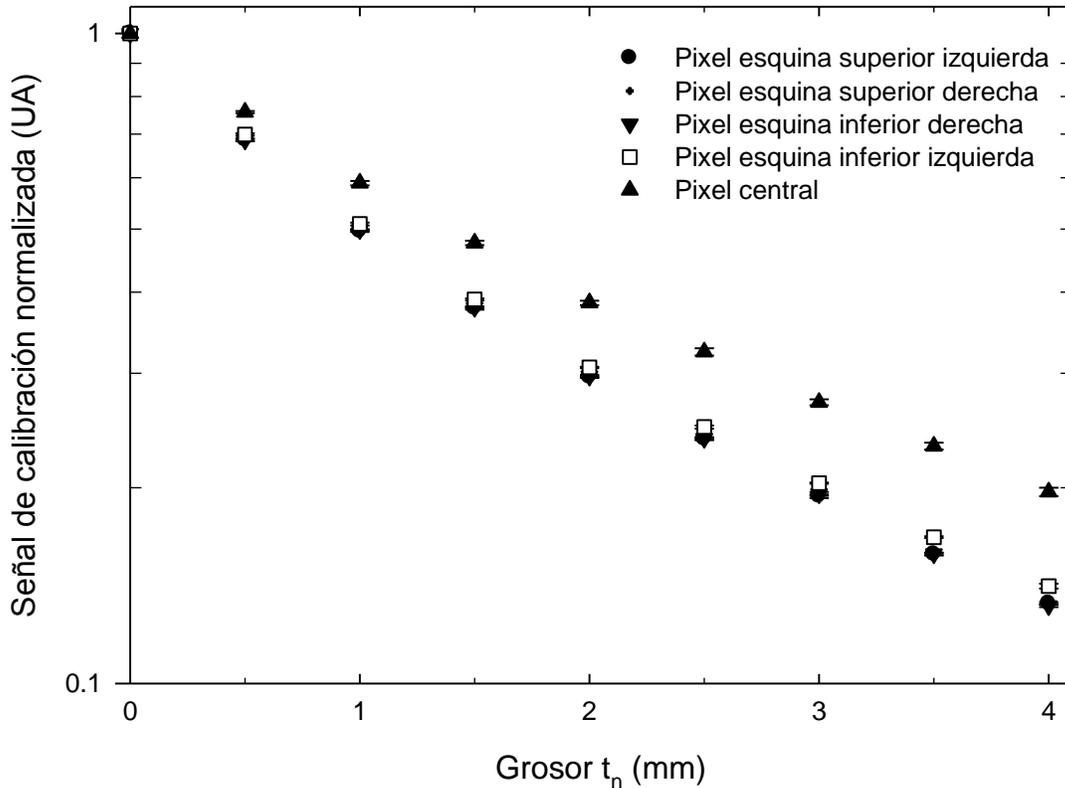
En la Figura 3.9 se muestran las curvas de calibración medidas en el pixel central del detector para los conjuntos correspondientes a la Tabla 2.6. Las imágenes de donde se obtuvieron las curvas de calibración fueron adquiridas usando el microCT con el haz de prueba estándar (50 kVp, corriente de 0.8 mA, exposición de 500 ms). Al igual que en la Figura 3.1, las curvas se encuentran graficadas en escala semilogarítmica (base 10). Es posible observar una ligera curvatura, la cual indica que el logaritmo natural de la señal no decrece en forma lineal con el grosor de filtro. Se presentan además las barras de error para cada medición, y cabe señalar que debido a que la variación de las mediciones es pequeña en comparación con los valores medidos, las barras de error no son apreciables ya que son aproximadamente del tamaño de la marca.



**Figura 3.9.** Señal de calibración normalizada para el pixel central del detector obtenidas con el microCT de los conjuntos de filtros que se encuentran en la Tabla 2.6. (a) Calibración de aluminio, (b) agua sólida y (c) PMMA.

La Figura 3.10 presenta las curvas de calibración normalizadas con filtros de aluminio para distintos pixeles del detector. Se observa que a pesar de tratarse del mismo material de

calibración, la respuesta de la señal varía significativamente de pixel a pixel y la diferencia se incrementa conforme aumenta el grosor de filtrado, lo cual hace necesario realizar el proceso de corrección para cada pixel de la proyección con su correspondiente curva de calibración.



**Figura 3.10. Curvas de calibración con filtros de aluminio para distintos píxeles del detector.**

En la versión actual del microCT del proyecto SIBI, el detector de panel plano consta de un arreglo de 2048x1024 píxeles, lo cual significa que deben obtenerse 2,097,152 curvas de calibración y aplicarse en el número total de proyecciones (típicamente 360) que constituyen una adquisición tomográfica. Este procedimiento toma horas cuando se realiza en una computadora con cuatro núcleos (Intel Core 2 Quad 3.16 GHz) y requiere al menos 6 GB en memoria RAM

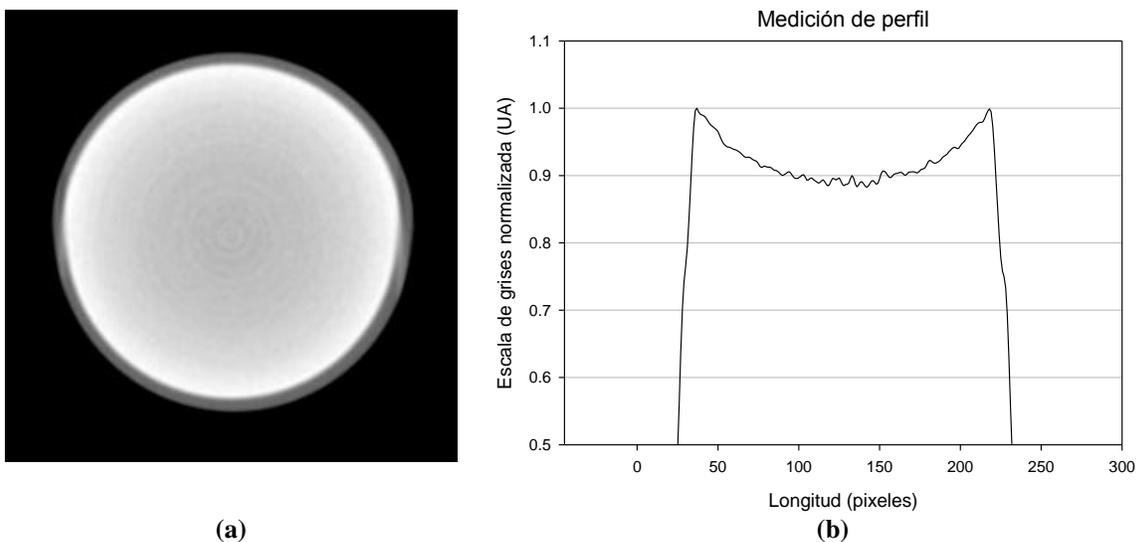
A continuación se presentan los resultados obtenidos en reconstrucciones tomográficas de diversos objetos de prueba, así como los resultados del método de corrección LSET para

cada una de estas reconstrucciones cuyas proyecciones fueron obtenidas con el microCT del laboratorio.

### 3.2.1 Maniquí de agua

De forma similar a las simulaciones, se realizarán mediciones de un maniquí de agua con el microCT. Para esto se colocó el líquido en un contenedor de poliestireno. La Figura 3.11 (a) muestra la reconstrucción tomográfica con las proyecciones obtenidas con el haz de prueba estándar. El corte tomográfico muestra el artefacto característico de copa y el perfil correspondiente, Figura 3.11 (b), revela que el artefacto es bastante pronunciado. También es posible identificar artefactos en forma de anillo en el corte tomográfico. La diferencia porcentual promedio (DDP) resulta en un 7.93 %, menor que la obtenida en el caso simulado de 8.48 %. Los resultados de la DDP y su correspondiente desviación estándar, para todas las pruebas realizadas con este maniquí se encuentran en la Tabla 3.4.

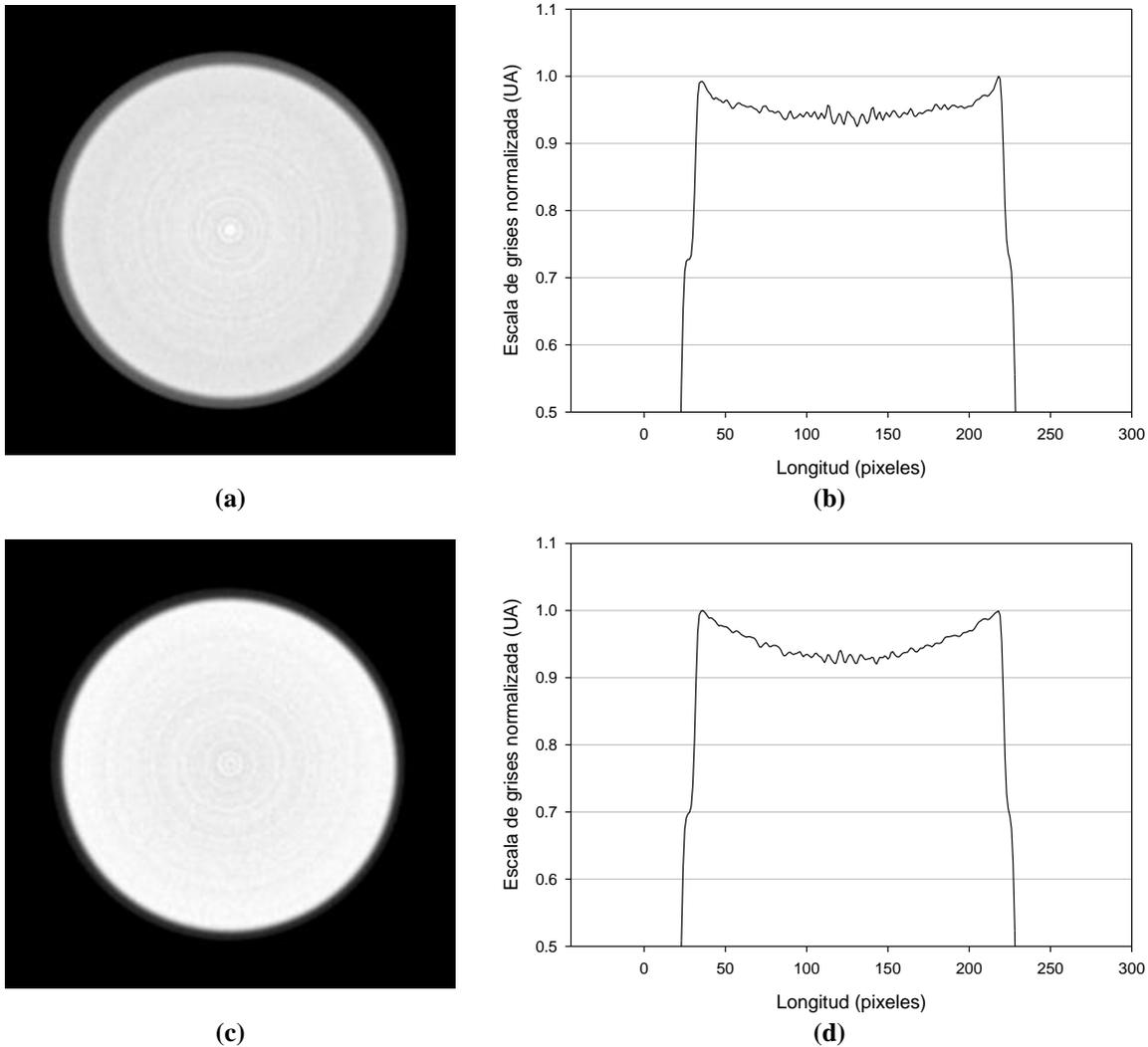
Es importante hacer notar que algunos reportes en la literatura muestran resultados similares a los obtenidos en este trabajo en cuanto a la uniformidad de microtomógrafos de laboratorio, sin discutir en absoluto los resultados [30].



**Figura 3.11. (a) Reconstrucción tomográfica del maniquí de agua obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT con el espectro estándar. (b) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción. Las proyecciones no fueron sometidas al procedimiento de corrección por endurecimiento de haz.**

La primera corrección por endurecimiento de haz con el método LSET se realizó con la calibración de agua sólida. Los resultados presentados en la Figura 3.12 (a) muestran una reconstrucción tomográfica en donde la zona que corresponde al agua se aprecia mucho más homogénea que en la reconstrucción sin corrección (Figura 3.11 (a)). En el perfil corregido mostrado en la Figura 3.12 (b), se observa que el efecto de copa ha disminuido considerablemente y se puede verificar en la Tabla 3.4 que su DPP ha disminuido a 4.89 %. Particularmente, la parte central del perfil es más plana, aunque aún se aprecia el efecto del endurecimiento de haz. Se observa también un ligero aumento en las fluctuaciones de intensidad que se traducen en artefactos de anillos visibles en la imagen reconstruida.

Para comparar los resultados del método LSET con el método de corrección WCM se implementó este último para el maniquí de agua. La Figura 3.12 (c) muestra la reconstrucción tomográfica de las proyecciones corregidas. Es posible observar una ligera disminución de la intensidad de la imagen hacia el centro del cilindro comparado con el observado en la Figura 3.11 (a) lo cual se puede correlacionar con una DPP que resulta mayor en 4.95 %. En la Figura 3.12 (d) el perfil medido nos muestra que si bien el artefacto de copa ha disminuido en relación a la imagen sin corrección, la corrección mediante el método con agua no supera los resultados alcanzados con el método LSET en este maniquí.



**Figura 3.12. Reconstrucción tomográfica de un maniquí de agua obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT con el espectro de prueba estándar. (a) Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de agua sólida con los grosores establecidos en la Tabla 2.6. (b) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción en (a). (c) Las proyecciones fueron corregidas por el método con agua. (d) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción en (c).**

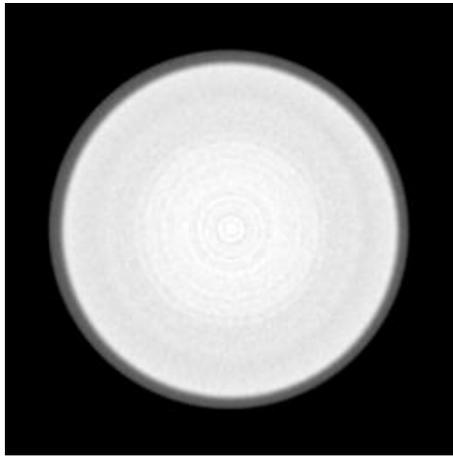
### ***3.2.1.1 Efecto del material de calibración en la corrección de las proyecciones medidas***

Al igual que en las correcciones realizadas a las proyecciones simuladas, el método LSET fue implementado para la corrección de artefactos por endurecimiento de haz en las proyecciones adquiridas del maniquí de agua, utilizando los materiales de calibración descritos en la Tabla 2.6.

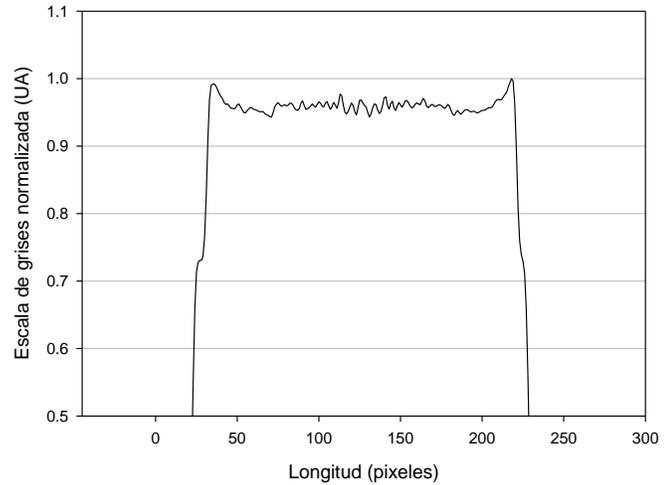
La reconstrucción tomográfica resultante de la implementación del método LSET utilizando la calibración de aluminio se presenta en la Figura 3.13 (a). El corte corregido se observa mucho más plano que la imagen sin corrección mostrada anteriormente, aunque es

posible notar que la corrección no es completa. El perfil medido sobre el diámetro de la reconstrucción tomográfica se muestra en la Figura 3.13 (b). Se puede apreciar que la corrección del efecto copa es menos eficiente hacia la periferia del cilindro, donde el grosor del maniquí es menor y donde la caída de la intensidad por la atenuación es mayor. Tanto en la imagen tomográfica como en el perfil, es posible observar un aumento en los artefactos de anillo que también están presentes, aunque en menor medida, en la imagen original (Figura 3.11). La DPP para este caso, de 4.03 %, resulta menor que para la corrección con la calibración de agua sólida.

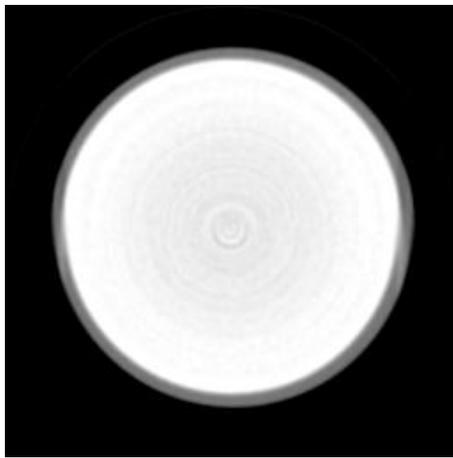
En la Figura 3.13 (c) y (d) se muestran los resultados para la corrección con la calibración con PMMA. A simple vista la imagen tomográfica parece haber sido corregida de forma adecuada. Su perfil correspondiente nos muestra que si bien el artefacto de copa se ha reducido de forma considerable, aún persiste una pequeña depresión hacia el centro del perfil medido, aunque el perfil no cae tan drásticamente cerca del borde del maniquí como en la corrección con aluminio. También se observa un aumento en las fluctuaciones que conforman los artefactos en forma de anillo en comparación con la imagen sin corrección. En la Tabla 3.4 se puede verificar que la DPP de 3.38 % correspondiente a la corrección con la calibración de PMMA es la menor para el maniquí de agua.



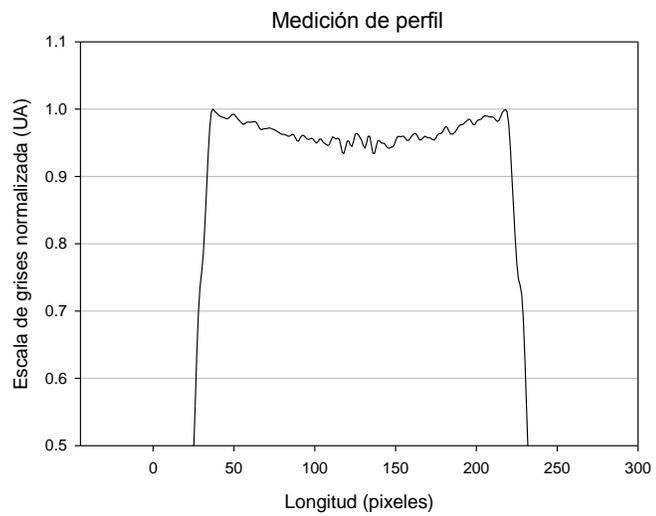
(a)



(b)



(c)



(d)

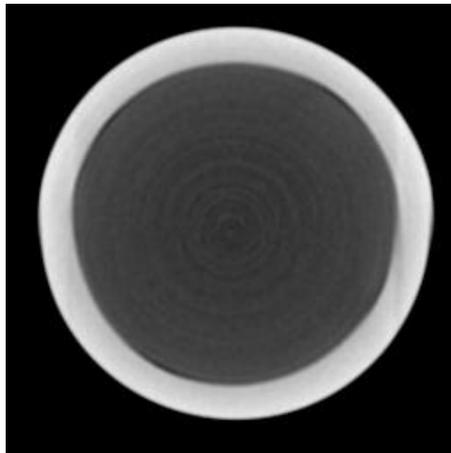
**Figura 3.13. Reconstrucciones tomográficas de un maniquí de agua obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT con el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de aluminio (a) y PMMA (c) con los grosores establecidos en la Tabla 2.6. Los perfiles medidos a lo largo del diámetro de la reconstrucción tomográfica se presenta a la derecha (c) y (d).**

**Tabla 3.4. Diferencia porcentual promedio (DPP) de las reconstrucciones tomográficas obtenidas con el microCT del maniquí de agua.**

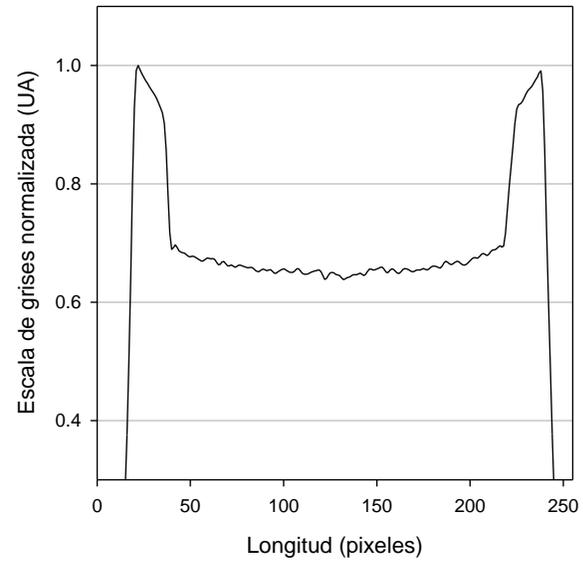
Método de corrección	Material de calibración	Figura	Diferencia porcentual promedio (%)	Desviación estándar (%)
Sin corrección	---	3.11 (a) y (b)	7.93	3.11
LSET	Agua sólida	3.12 (a) y (b)	4.89	1.34
LSET	Aluminio	3.13 (a) y (b)	4.03	0.94
LSET	PMMA	3.13 (c) y (d)	3.38	1.57
WCM	---	3.12 (c) y (d)	4.95	2.12

### 3.2.2 Maniquí Defrise

Continuando con el formato en que se han presentado los resultados anteriormente, se muestran a continuación la reconstrucción tomográfica y el perfil medido sobre su diámetro, de las proyecciones sin corrección por endurecimiento de haz, adquiridas con el microCT del laboratorio sobre un maniquí *Defrise*. En la Figura 3.14 (a) se puede observar el corte tomográfico de la zona del maniquí constituido por un disco interno de poliestireno rodeado del tubo de PMMA. El borde externo del anillo que representa al PMMA es más claro y su intensidad disminuye conforme se avanza a la parte interna del anillo. El perfil medido a lo largo del diámetro presentado en la Figura 3.14 (b) corrobora la observación de la disminución de la intensidad de la escala de grises de los extremos hacia el centro en las protuberancias que representan el perfil en la zona de la PMMA. También se observa una ligera depresión de la intensidad hacia el centro del perfil medido en la zona que corresponde al poliestireno. Para este maniquí compuesto por dos materiales distintos, la DPP se ha medido en cada región correspondiente a cada material de forma independiente. De esta forma, la DPP correspondiente a la zona que representa el tubo de PMMA alcanza una DPP de 3.66 % y para la región que pertenece al disco de poliestireno se tiene una DPP de 3.22 %. Los resultados para todas las pruebas realizadas con este maniquí se encuentran en la Tabla 3.5.



(a)



(b)

**Figura 3.14. (a) Reconstrucción tomográfica de un maniquí *Deprise* obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT con el espectro de prueba estándar. (b) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción. Las proyecciones no fueron sometidas al procedimiento de corrección por endurecimiento de haz.**

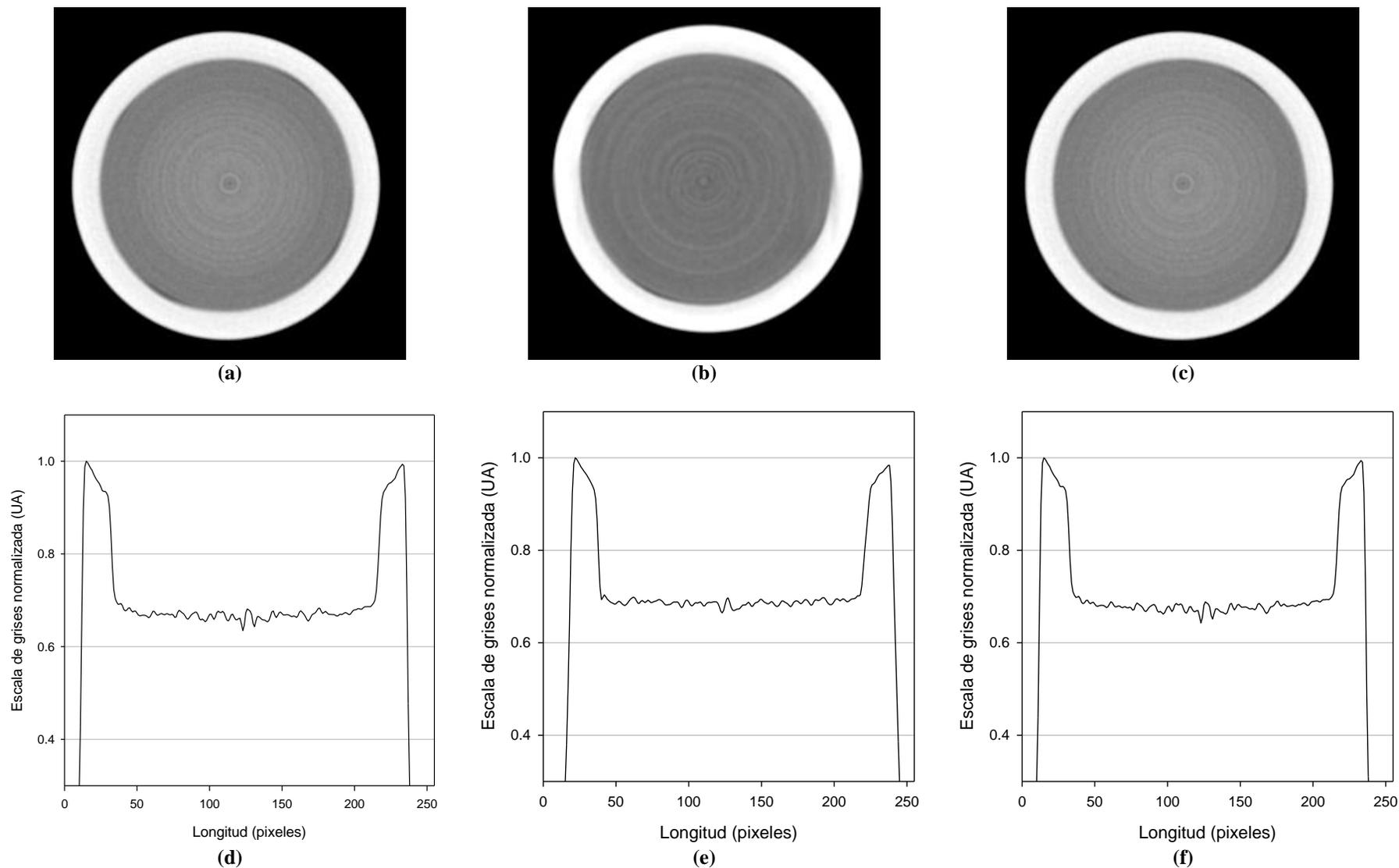
La implementación de la corrección por endurecimiento de haz con el método LSET se efectúa con la calibración de aluminio, PMMA y agua sólida. Los resultados se presentan en la Figura 3.15. El perfil medido de la corrección con calibración de aluminio de la Figura 3.15 (d) exhibe una adecuada corrección del efecto copa principalmente para la zona que contiene el disco de poliestireno con una DPP de 3.34 %. No se observan diferencias significativas con el perfil sin corrección en la zona correspondiente al cilindro de PMMA, y se puede verificar que la DPP desciende tan solo a 3.54 %.

La corrección realizada con la calibración de PMMA también resulta en una mejor corrección de los efectos del endurecimiento de haz para la zona correspondiente al disco de poliestireno. Como se observa en la gráfica del perfil medido (Figura 3.15 (e)) sobre el corte reconstruido (Figura 3.15 (b)), el efecto de copa ha sido sustituido por un perfil plano en la zona donde se encuentra el poliestireno y su DPP resulta en 0.64 %. No obstante, la corrección de la porción de la imagen en donde se representa el PMMA no es corregida significativamente, igual que en el caso de la calibración con aluminio. Las fluctuaciones que forman los patrones de anillo se acentúan en las imágenes corregidas con respecto a la imagen sin corrección.

La Figura 3.15 (c) y la Figura 3.15 (f) muestran los resultados de la corrección utilizando la calibración con material agua-equivalente. La imagen del corte tomográfico del maniquí *Defrise* muestra, en la zona donde se encuentra el poliestireno, una ligera disminución del efecto copa y su DPP resulta en un 3.11%. Sin embargo, al igual que para las correcciones con calibración de aluminio y PMMA, el efecto de atenuación en la intensidad de la imagen provocado por el endurecimiento de haz no es corregido de forma adecuada en la zona que conforma el anillo que representa al cilindro de PMMA, como se puede ver en el perfil medido en la Figura 3.15 (f).

**Tabla 3.5 Diferencia porcentual promedio (DPP) de las reconstrucciones tomográficas obtenidas con el microCT del maniquí Defrise.**

Maniquí	Método de corrección	Material de calibración	Figura	Diferencia porcentual promedio (%)	Desviación estándar (%)
Defrise (Región de lucita)	Sin corrección	---	3.14 (a) y (b)	3.66	2.46
	LSET	Agua sólida	3.15 (c) y (f)	3.42	2.28
	LSET	Aluminio	3.15 (a) y (d)	3.54	2.38
	LSET	PMMA	3.15 (b) y (e)	2.80	1.95
Defrise (Región de poliestireno)	Sin corrección	---	3.14 (a) y (b)	3.22	1.25
	LSET	Agua sólida	3.15 (c) y (f)	3.11	0.98
	LSET	Aluminio	3.15 (a) y (d)	3.34	1.01
	LSET	PMMA	3.15 (b) y (e)	0.64	0.64

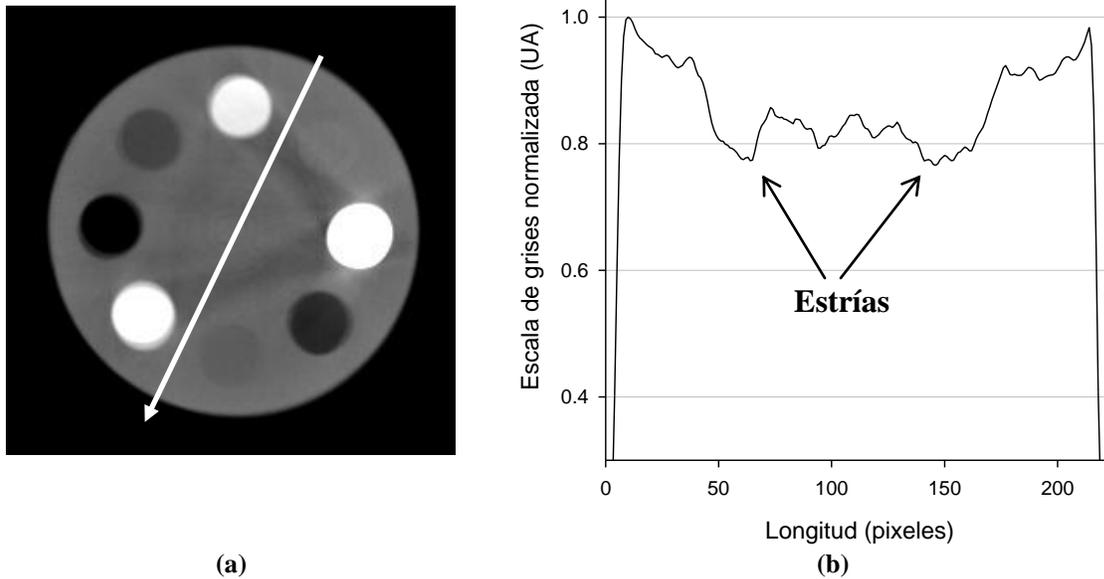


**Figura 3.15.** Reconstrucción tomográfica de un maniquí *Defrise* obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT con el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de: (a) aluminio, (b) PMMA y (c) agua sólida con los grosores establecidos en la Tabla 2.6. Debajo de cada reconstrucción tomográfica se encuentran sus correspondientes perfiles medidos a lo largo del diámetro.

### 3.2.3 Maniquí para calibración de Unidades Hounsfield

El maniquí diseñado para la calibración de unidades Hounsfield cuenta con inserciones de diversos materiales y cuyas propiedades de atenuación varían entre sí. En la Figura 3.16 (a) se encuentra la reconstrucción tomográfica del maniquí en ausencia de corrección por efectos de endurecimiento de haz. En la imagen es posible observar de forma clara los artefactos en forma de banda que se originan de la inserción más atenuadora que corresponde a hueso cortical como muestra el esquema en la Figura 2.4, en donde la posición de los materiales coincide con la reconstrucción tomográfica. En la Figura 3.16 (b) se encuentra graficado el perfil medido a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción. Se seleccionó esta trayectoria debido a que atraviesa las dos bandas producidas por el artefacto de estrías. El perfil muestra las dos caídas de intensidad correspondientes a las dos estrías (señaladas con flechas), pero además podemos encontrar una disminución de la intensidad general que va desde la periferia al centro de la imagen, comportamiento característico del artefacto tipo copa. La DPP para el caso sin corrección asciende a un 14.24 %.

La DPP y su correspondiente desviación estándar para las pruebas realizadas con este maniquí se presenta en la Tabla 3.6. Adicionalmente, la Tabla 3.7 presenta los resultados obtenidos de las mediciones en unidades Hounsfield para cada uno de las inserciones del maniquí, de la forma descrita en la Sección 2.9. La Tabla 3.7 también contiene las unidades Hounsfield calculadas para fines de comparación.



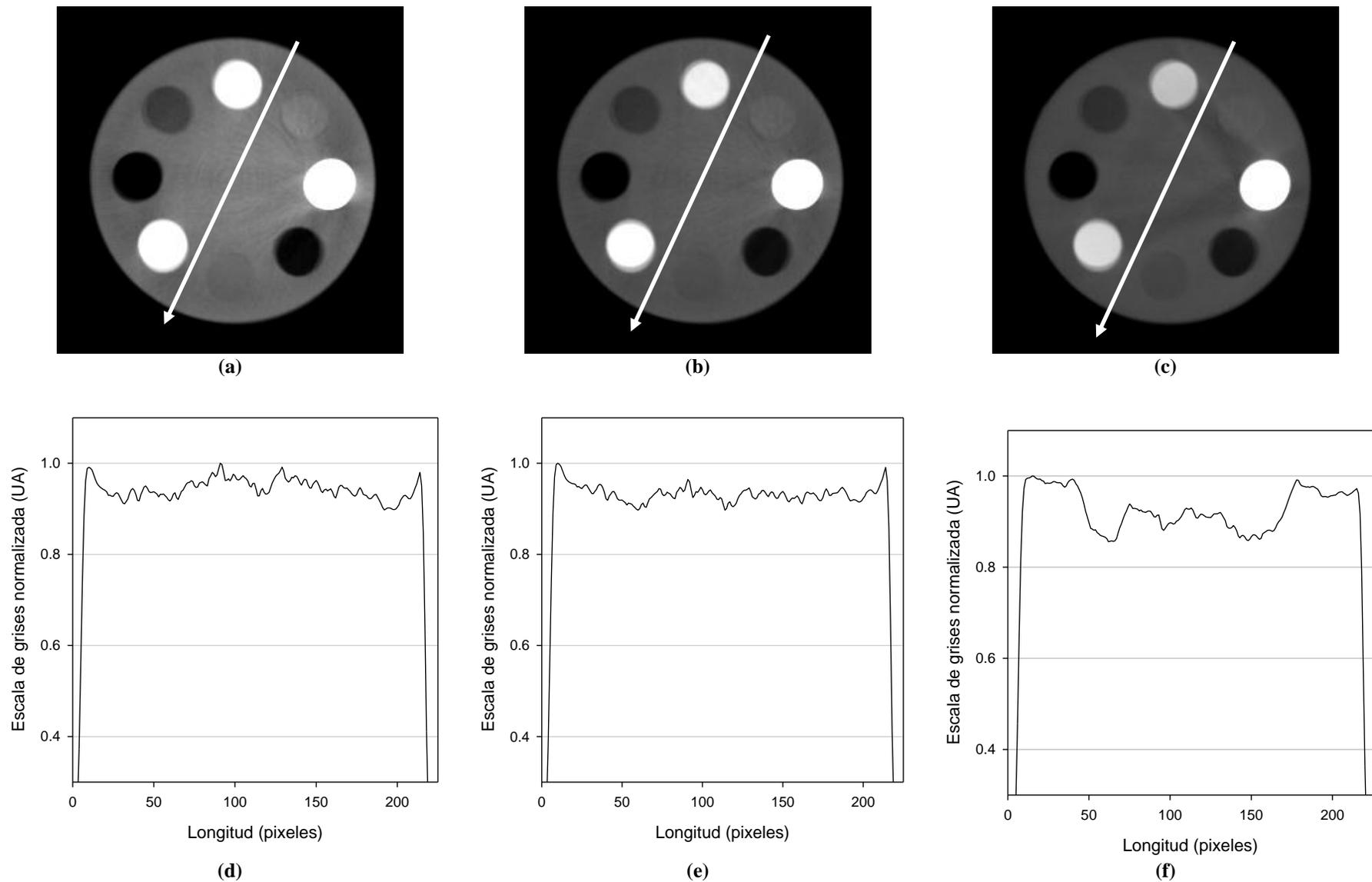
**Figura 3.16. (a) Reconstrucción tomográfica de un maniquí con inserciones de diversos materiales obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT a con el espectro de prueba estándar. (b) Perfil medido a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción. Las proyecciones no fueron sometidas al procedimiento de corrección por endurecimiento de haz.**

La corrección mediante el método LSET con calibración de aluminio se presenta en la Figura 3.17 (a). En el corte tomográfico se observa una reducción significativa de las bandas que conforman los artefactos de estrías y además su DPP descende a 5.53 %. También se observa que la desviación estándar descende de 6.32 % a 2.15 %. El perfil medido a lo largo de la trayectoria señalada por la flecha en el corte se muestra en la Figura 3.17 (d). En este perfil no es posible distinguir las caídas que corresponden a las estrías, y además se puede ver que el efecto copa ha sido sustituido por valores de intensidades más uniformes.

En la Figura 3.17 (a) se puede observar la reconstrucción tomográfica resultado de la corrección del maniquí con el método LSET con la calibración de agua sólida. La reconstrucción muestra que la corrección logra corregir de forma efectiva los artefactos de estrías, lo que puede ser corroborado en el perfil medido mostrado en Figura 3.17 (e), donde no sólo no se observan las caídas que se relacionan a la disminución de intensidad que forman los artefactos, sino que además se observa un perfil más plano, lo que significa que además se logra corregir el artefacto de copa. Lo anterior es avalado por la disminución en la DPP que llega a un 6.66 %. Las fluctuaciones restantes pudieran ser ocasionadas por otros factores como el proceso mismo de reconstrucción, ya que pueden ser observadas en

las reconstrucciones del cilindro de agua con inserciones de aluminio simuladas con el haz monoenergético, presentadas en la sección 3.1.3.

En la Figura 3.17 (c) y (f) se presentan los resultados de la implementación del método de corrección WCM. En la reconstrucción tomográfica se puede observar que los artefactos de estrías permanecen en la imagen aunque se han logrado reducir ligeramente. El perfil medido a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción muestra las caídas de intensidad en el perfil que representan las estrías, aunque también se puede observar que se logra corregir en gran medida el artefacto de copa. La DPP resulta en 7.24 %.



**Figura 3.17. (a) Reconstrucción tomográfica de un maniquí con inserciones de diversos materiales obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT a con el espectro estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de: (a) aluminio y (b) agua sólida. En (c) reconstrucción obtenida de las proyecciones corregidas con el método WCM. Perfiles medidos a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción.**

Tabla 3.6. Diferencia porcentual promedio (DPP) de las reconstrucciones tomográficas obtenidas con el microCT del maniquí para calibración de unidades Hounsfield.

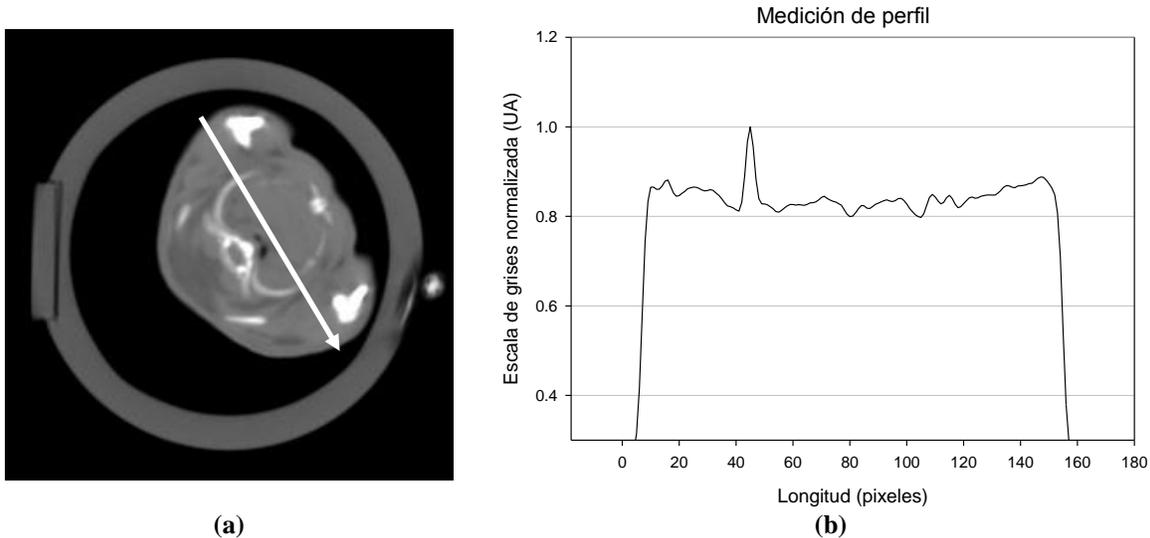
Método de corrección	Material de calibración	Figura	Diferencia porcentual promedio (%)	Desviación estándar (%)
Sin corrección	---	3.16 (a) y (b)	14.24	6.32
LSET	Agua sólida	3.17 (b) y (e)	6.66	1.79
LSET	Aluminio	3.17 (a) y (d)	5.53	2.15
WCM	---	3.17 (c) y (f)	7.24	4.32

Tabla 3.7. Resultados de la medición de unidades Hounsfield en las reconstrucciones tomográficas comparadas con las unidades Hounsfield calculadas, a la energía efectiva del espectro estándar de 22.4 keV, de datos publicados [3].

Material	Unidades Hounsfield calculadas	Unidades Hounsfield por método de corrección			
		Sin corrección	LSET (Aluminio)	LSET (Agua sólida)	WCM
Aire	-1000	1000.00±61.71	-1000.00±61.96	-1000.00±63.09	-1000.00±57.38
Pulmón inhalación	-794.93	-803.43±49.12	-1036.27±58.52	-966.35±57.04	-889.72±49.42
Pulmón exhalación	-486.53	-461.73±45.20	-734.64±57.92	-655.87±53.72	-543.62±43.77
Tejido adiposo	-248.47	-193.92±32.08	-327.95±35.68	-280.57±34.46	-244.32±29.84
PMMA	-54.76	7.84±29.01	-97.08±28.57	-52.32±27.60	-29.82±24.95
Agua LE	0	0.00±31.83	0.00±34.75	0.00±35.25	0.00±30.43
Agua HE	9.9	194.32±51.43	56.41±79.74	99.50±67.86	156.62±57.89
Hueso trabecular	1440.16	1180.47±57.46	1403.93±45.27	1363.86±41.96	1237.74±46.40
Teflón	1533.21	1415.23±59.16	1693.25±59.11	1641.23±50.04	1488.61±47.60
hueso cortical	9107.13	4962.75±209	7916.69±282.63	7260.84±264.88	5611.31±200.40

### 3.2.4 Estudio de un roedor pequeño

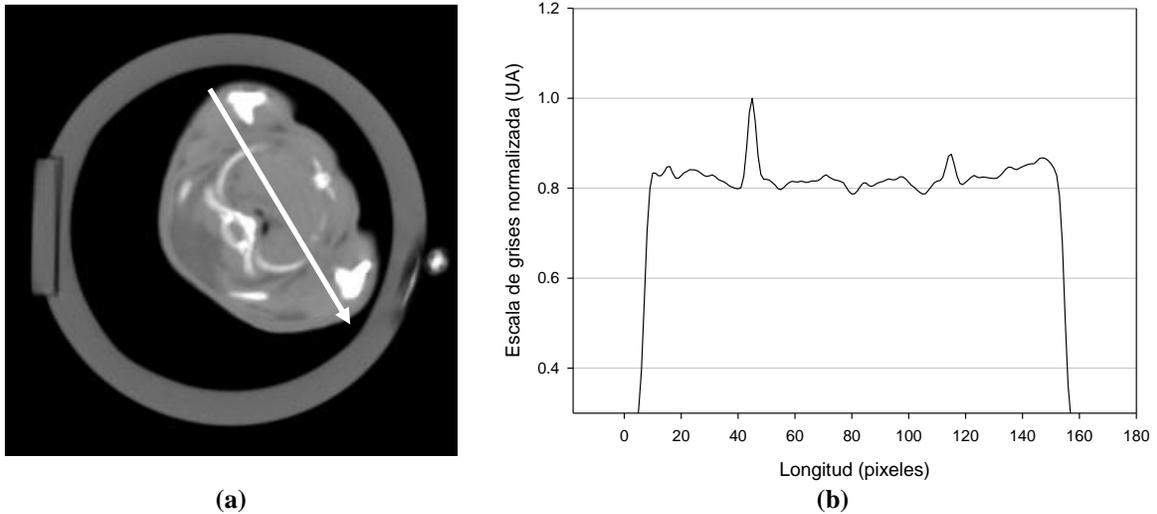
En la Figura 3.18 (a) se muestra un corte tomográfico axial de un ratón cuyas proyecciones fueron obtenidas en el microCT del laboratorio en un estudio independiente [23]. Además del ratón, se observan en la imagen el contenedor adentro del cual se coloca el roedor y las marcas fiduciales que se le colocan para posteriormente poder fusionar la imagen con estudios de microtomografía por emisión de positrones (microPET). En la Figura 3.18 (b) se presenta el perfil medido a lo largo de la flecha señalada en el corte tomográfico. Se observa en el perfil un pico que corresponde al aumento de la intensidad de la escala de grises por la presencia de tejido óseo presente a lo largo de la trayectoria del perfil medido. Se puede observar además, el efecto de copa característico en la disminución de la intensidad de la imagen desde la periferia del cuerpo del ratón hacia el centro. Aunque esta disminución en la intensidad de la imagen no es tan pronunciada como para el caso del maniquí de agua, podemos establecer que se trata de un artefacto ya que el tejido abdominal del ratón es homogéneo y tiene las mismas propiedades de atenuación.



**Figura 3.18. (a) Reconstrucción tomográfica de un ratón obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT a 40 kV. (b) Perfil medido a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción. Las proyecciones no fueron sometidas al procedimiento de corrección por endurecimiento de haz.**

Las proyecciones con las que se obtuvieron la reconstrucción de la imagen en la Figura 3.18 (a) fueron corregidas por endurecimiento de haz implementando el método LSET con la calibración de aluminio. Los resultados se presentan en la Figura 3.19. El corte tomográfico presentado en (a)

no luce muy distinto de la imagen sin corrección. No obstante, en el perfil corregido presentado en (b) se observa que el efecto tipo copa ha sido corregido de forma adecuada y se puede observar un perfil más plano en comparación con el correspondiente a la imagen no corregida.



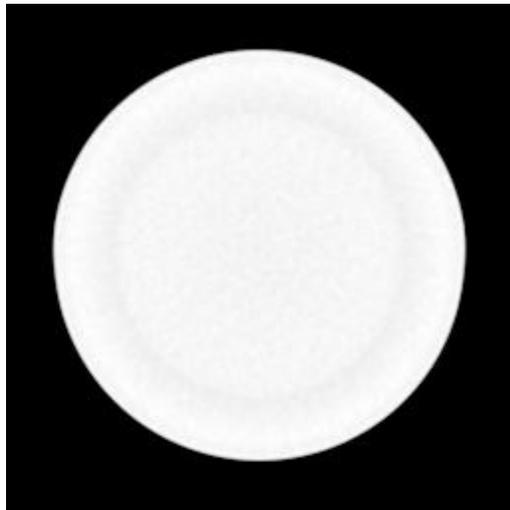
**Figura 3.19. (a) Reconstrucción tomográfica de un ratón obtenida mediante proyecciones adquiridas con el microCT a 40 kV. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de aluminio con los grosores establecidos en la Tabla 2.6. (b) Perfil medido a lo largo de la flecha señalada en la reconstrucción.**

### **3.2.5 Análisis de artefactos de anillo**

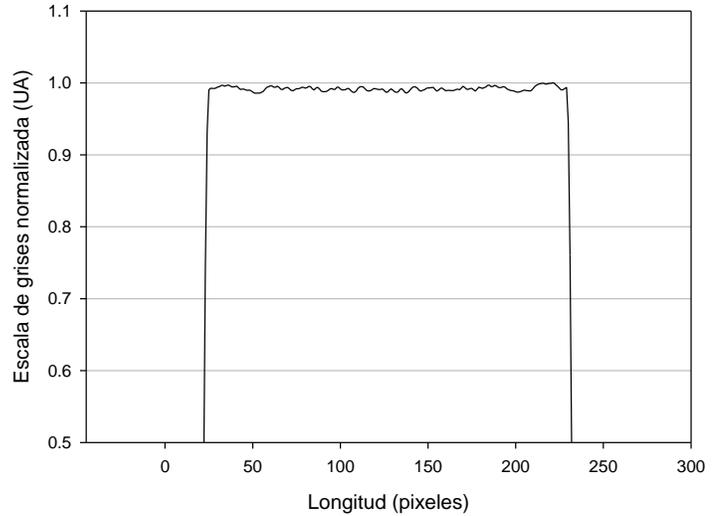
En todas las reconstrucciones tomográficas corregidas mediante el método LSET, mostradas en la sección anterior, se observa la aparición de artefactos en forma de anillo. Si bien estos artefactos se logran apreciar en la reconstrucción obtenida de las proyecciones no corregidas, los artefactos se acentúan ligeramente en los cortes tomográficos tras someter sus proyecciones al método LSET. Los artefactos no se presentan en las imágenes tomográficas de las proyecciones simuladas. Lo anterior sugiere que el origen de los artefactos se encuentra en alguno de los elementos que no fueron considerados en el proceso de simulación, tales como contribución por dispersión de la radiación, ruido o desalineación del sistema.

El programa con el que se desarrollaron las simulaciones no contempla la implementación de los efectos de la dispersión. Por otra parte, se puede deducir que al tratarse de las mismas proyecciones corregidas usando diferentes materiales de calibración, los efectos de desalineación deberían mantenerse constantes, ya que las imágenes de calibración se conforman de imágenes planas donde no están presentes estos efectos. Por lo tanto, se recurrió nuevamente a la simulación para generar proyecciones e imágenes de calibración a las que se les agrega ruido, en la forma descrita en la Sección 2.10, para probar la hipótesis de que los artefactos de anillo se deben principalmente al ruido presente en las imágenes de calibración.

Para reproducir el nivel de ruido en las imágenes adquiridas con el microCT, se midió el ruido en las imágenes de calibración con agua sólida de la forma descrita en la Sección 2.10. Se observó que conforme aumenta el grosor de calibración, aumenta el nivel de ruido, el cual oscila entre un 9 y 20 % con respecto al promedio de la imagen. Se decidió agregar el máximo nivel de ruido correspondiente al 20 % del promedio de la imagen, ya que este es el máximo nivel de ruido que se presenta en cada caso de las correcciones realizadas con el método LSET con calibración de agua sólida.



(a)

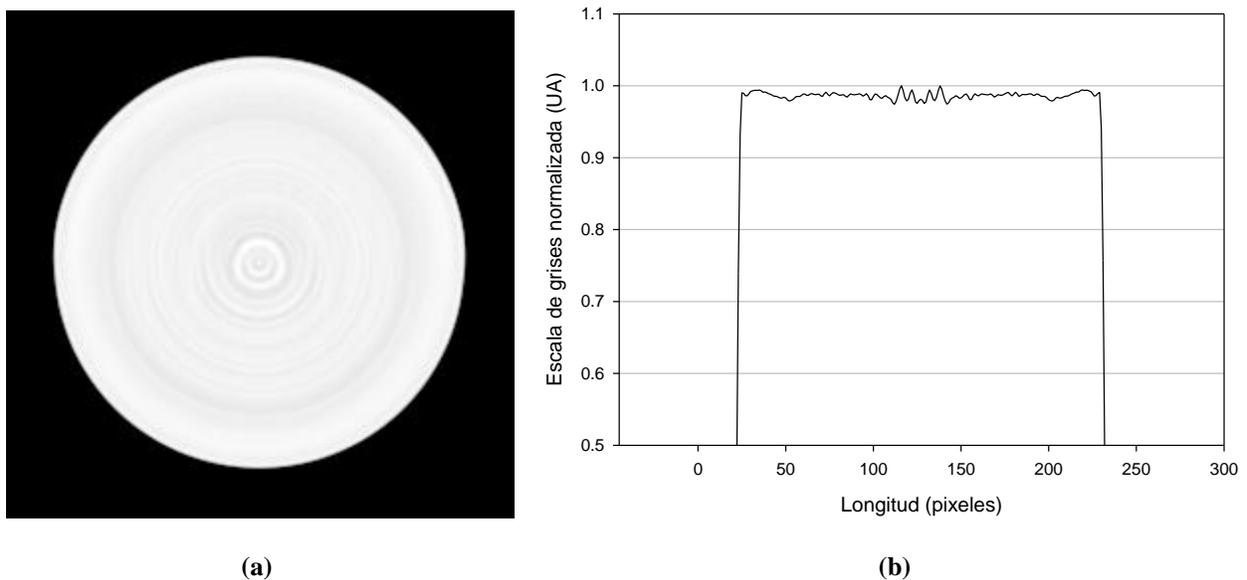


(b)

**Figura 3.20. (a) Reconstrucción tomográfica del maniquí de agua mediante proyecciones simuladas con el espectro de prueba estándar. Se agregó ruido a las proyecciones y posteriormente fueron corregidas por el método LSET con calibradores de agua con los grosores establecidos en la Tabla 2.6. (b) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción.**

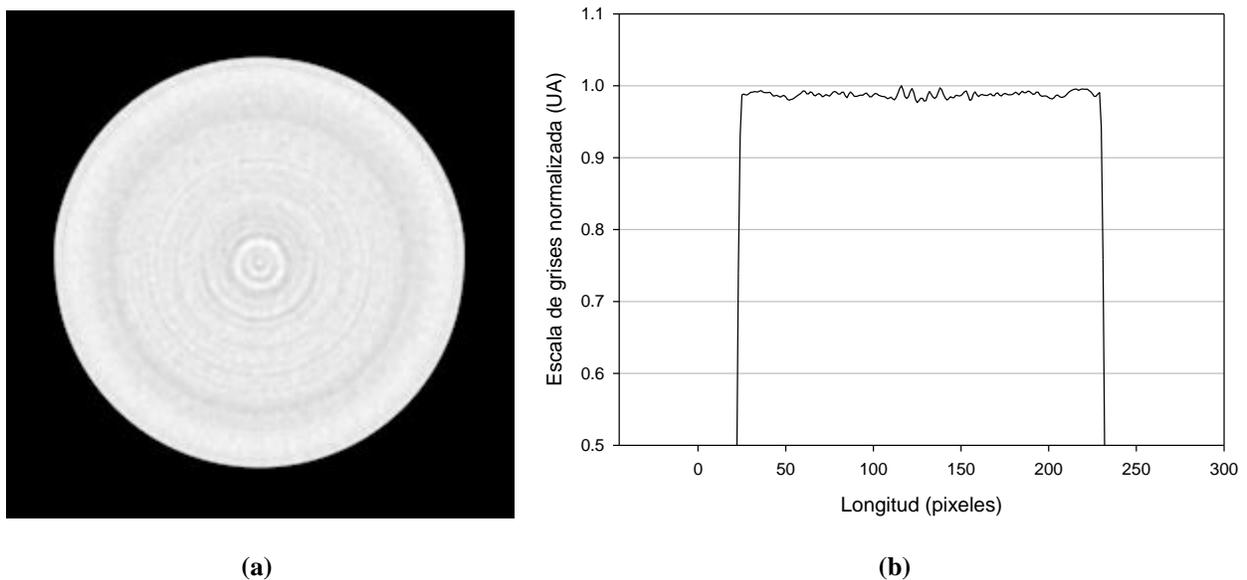
En primera instancia se agregó ruido tan sólo a las proyecciones simuladas del maniquí del cilindro de agua. Posteriormente, las proyecciones fueron corregidas mediante el método LSET con calibración de agua. Las imágenes de calibración simuladas para este primer caso se encuentran libres de ruido. Los resultados de la corrección se muestran en la Figura 3.20. La reconstrucción tomográfica mostrada en (a) muestra un anillo muy ligero cercano al borde del cilindro y un patrón de ruido distribuido de manera uniforme que se aprecia mejor en el perfil medido mostrado en (b). No se observan los anillos que aparecen en las imágenes corregidas obtenidas del microCT.

En la prueba siguiente se utilizaron las proyecciones simuladas del cilindro de agua libres de ruido, se implementó el método de corrección LSET con calibración de agua, pero en esta ocasión se agregó ruido a las imágenes simuladas de calibración. Los resultados de la corrección se presentan en la Figura 3.21. El corte tomográfico que se exhibe en (a) muestra un patrón de anillos como el que se presentan en las imágenes corregidas de la sección de resultados experimentales obtenidos con el microCT. El perfil graficado en (b) muestra incluso que el artefacto se acentúa en el centro de la imagen.



**Figura 3.21. (a) Reconstrucción tomográfica del maniquí de agua mediante proyecciones simuladas con el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de agua con los grosores establecidos en la Tabla 2.6. Se agregó ruido a las imágenes de calibración. (b) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción.**

Finalmente se repite el proceso agregando ruido tanto a las proyecciones simuladas del cilindro de agua, como a las imágenes simuladas de calibración. La imagen tomográfica corregida se puede observar en la Figura 3.22 (a). Se observa el mismo patrón de anillos que aparece en la Figura 3.21 (a), pero aunado a los artefactos de anillo se presenta un patrón de ruido uniformemente distribuido. El perfil medido mostrado en la Figura 3.22 (b) es casi idéntico al mostrado en la Figura 3.21 (b) con pequeñas fluctuaciones adicionales aportadas por el ruido que se distribuye uniformemente en la imagen.



**Figura 3.22. (a) Reconstrucción tomográfica del maniquí de agua mediante proyecciones simuladas con el espectro de prueba estándar. Las proyecciones fueron corregidas por el método LSET con calibradores de agua con los grosores establecidos en la Tabla 2.6. Se agregó ruido tanto a las imágenes de calibración como a las proyecciones de reconstrucción. (b) Perfil medido a lo largo del diámetro de la reconstrucción.**

## 4 Discusión y análisis de resultados

Los resultados de la implementación del método LSET a las proyecciones simuladas, presentados en la sección 3.1, permitieron validar su uso bajo condiciones ideales. Posteriormente se logró aplicar el método a proyecciones adquiridas a través de mediciones realizadas con el microCT del laboratorio y los resultados se exhiben en la sección 3.2.

A continuación se presentan las observaciones más significativas derivadas de los resultados obtenidos.

La simulación del maniquí compuesto por un cilindro de agua ejemplifica de la forma más sencilla los efectos que el endurecimiento de haz puede producir en las imágenes tomográficas de sujetos biológicos como roedores pequeños. Las proyecciones simuladas con el haz polienergético producen reconstrucciones tomográficas en las cuales se observa el efecto característico de copa, alcanzando una diferencia porcentual promedio (DPP) de 7.93%. La medición de la DPP para el caso ideal con proyecciones obtenidas con un haz monoenergético alcanza un 0.76%. En teoría se esperaba que la DPP fuera nula para el caso ideal, pero esta variación se puede deber a las irregularidades producidas en el proceso de reconstrucción. Para el caso de las reconstrucciones tomográficas obtenidas de las proyecciones simuladas con el haz de prueba estándar la DPP alcanza una DPP de 8.48%, una variación que altera significativamente la cuantificación de las reconstrucciones tomográficas.

La implementación del método de corrección por señal linealizada a grosor equivalente (LSET) resultó eficaz en la corrección por el artefacto de copa generado por el endurecimiento de haz. Sin embargo, las correcciones realizadas con los distintos materiales de calibración sugieren que el grado de corrección depende del material de calibración empleado, siendo considerablemente mejor cuando éste tiene propiedades de atenuación muy similares a las del material que compone el objeto de estudio. De hecho se obtiene una corrección completa cuando el material de calibración y el que compone el objeto de estudio es el mismo. Lo anterior se puede verificar observando los resultados de la Tabla 3.1, donde la corrección con calibración de agua alcanza un 0.76%, mientras que para la corrección con aluminio, material con propiedades atenuación mayor que las del agua, sobrecorrigió la imagen con una DPP de -9.59%. Las pruebas con este maniquí también mostraron que la corrección mejora si se utilizan intervalos de grosores menores, al

menos en los primeros intervalos de filtrado, donde la atenuación en función del grosor crece de forma más pronunciada que a grosores de filtro mayores.

Para llevar a cabo una evaluación más completa del método LSET, se implementó el método WCM sobre las proyecciones simuladas con el haz polienergético. De esta forma, los resultados con ambos métodos pudieron ser comparados. Para el caso del maniquí de agua, bajo las condiciones ideales que se mantuvieron en la simulación, ambos métodos corrigen el artefacto de copa, pero evidentemente la corrección es completa con el método con agua y logra alcanzar una DPP de 0.21%.

Las proyecciones simuladas con el maniquí tipo *Defrise* ejemplifican los efectos que resultan cuando un material más atenuante como el PMMA, se encuentra rodeando a un material menos atenuante como el poliestireno (ver Tabla 2.2 y Figura 2.3). Esta situación es común en sujetos biológicos, donde tejido blando como el cerebro o médula, se encuentra rodeado de tejido óseo como el cráneo o hueso. Se observa que el efecto tipo copa es menor en la zona que representa al material menos atenuante, su DPP asciende tan sólo a 1.15%. No obstante, el efecto se presenta de forma evidente en el material que presenta mayor atenuación, el PMMA, con una DPP de 3.54%.

Las correcciones realizadas mediante el método LSET muestran que si se utiliza la calibración compuesta por filtros del mismo material más atenuante, en este caso una calibración de PMMA, los artefactos tipo copa son eliminados de forma adecuada tanto en las zonas que representan al material menos atenuante (DPP de -0.28) como en aquellas en donde está presente el material con mayores propiedades de atenuación (DPP de 1.53%). Por otro lado, la corrección implementada con la calibración de aluminio no consigue una corrección adecuada al sobrestimarla y reemplazar el artefacto de copa por un aumento en la intensidad que va desde el borde de la imagen hacia el centro, resultando en una DPP negativa de -3.19 para la región que contiene el PMMA y de -3.15 para la región de poliestireno. Lo anterior sugiere una vez más, que es necesario utilizar materiales de calibración con propiedades de atenuación similares a los materiales del objeto del cual se desea obtener reconstrucciones tomográficas para obtener una corrección adecuada.

Para estudiar los artefactos de estrías, se reprodujeron mediante simulación las condiciones bajo las cuales se aprecian estos efectos. Se simularon inserciones de material con mayores propiedades de atenuación inmersos en material menos atenuante. El maniquí diseñado consiste en un cilindro de agua con inserciones cilíndricas de aluminio de mucho menor tamaño. Las imágenes reconstruidas con proyecciones simuladas con un haz monoenergético presentaron artefactos en forma de línea que surgen del proceso de reconstrucción a consecuencia de las marcadas diferencias de atenuación en ambos materiales y su DPP resulta en un 0.44%. Los cortes tomográficos de las proyecciones simuladas con el haz de prueba estándar mostraron, además de estas líneas, bandas más gruesas que se originan en las inserciones de aluminio, artefactos conocidos como estrías. Tanto en la imagen del corte tomográfico, como en el perfil medido a lo largo de ésta, fue evidente que este artefacto daña severamente la calidad de la imagen modificando los valores de intensidad en la zonas de la imagen donde se encuentra el material menos atenuantes, lo cual podría interpretarse como zonas en forma de banda donde se pudiera encontrar material menos absorbente que el agua. Además, se observó el artefacto de copa como una disminución en la intensidad de la imagen que va desde el borde hacia el centro de la imagen. Los artefactos también alteran cuantitativamente a los datos medidos en la reconstrucción tomográfica alcanzando una DPP de 4.22%.

Las correcciones efectuadas con el método LSET con calibración de aluminio resultan en imágenes en las cuales los artefactos son eliminados de forma completa. Sin embargo, el artefacto de copa es reemplazado por una sobrecorrección como la que se observa en el caso de la corrección de las imágenes del maniquí de *Defrise* con la calibración de aluminio, alcanzando una DPP negativa de -10.92, lo cual se puede decir que aunque no se aprecien artefactos de estrías, afecta de forma significativa la cuantificación de la información proporcionada por la imagen. En contraste, la corrección con la calibración de agua corrige de forma correcta el efecto de copa, pero únicamente reduce las bandas que conforman el artefacto de estrías y logra una DPP de -1.47%. Lo anterior sugiere que para eliminar los artefactos de estrías es necesario emplear la corrección por el método LSET con materiales con propiedades de atenuación similares al de los materiales más atenuantes del objeto que provoca los artefactos.

Los resultados de la implementación del método WCM en las proyecciones del maniquí de agua con inserciones de aluminio muestran que este método no logra corregir los artefactos de estrías

en las imágenes reconstruidas, y sólo reduce ligeramente el artefacto de copa con una DPP de -2.96%. Lo anterior ha permitido establecer que, al menos bajo las condiciones ideales en las que se obtuvieron las proyecciones simuladas, el método LSET funciona de una forma mucho más efectiva que el método WCM para eliminar las estrías.

Experimentalmente, el efecto de copa también se observó en los cortes tomográficos reconstruidos a partir de las proyecciones adquiridas con el microCT. El artefacto es considerable en la reconstrucción presentada del maniquí de agua y presenta una DPP del 7.93%. Para el caso del maniquí de *Defrise*, el artefacto se presenta en menor grado en la zona reconstruida que pertenece al cilindro de PMMA con una DPP de 3.66%, y debido a que el tubo de PMMA endurece el haz antes de que este alcance el disco de poliestireno, el artefacto es mucho menor en la zona que representa al poliestireno con una DPP de tan sólo 3.22%. El mismo resultado se presenta en las imágenes del roedor, aunque en este caso el tubo cilíndrico de PMMA que lo sostiene, endurece el haz y reduce el artefacto de copa en el corte que contiene el tejido blando del animal.

Para el caso del maniquí de agua, las correcciones realizadas con el método LSET funcionaron de forma adecuada. Tanto la calibración con agua sólida como la calibración con aluminio y PMMA corrigen en gran medida el artefacto de copa. Las reconstrucciones con la calibración de agua muestran una corrección significativa del artefacto de copa, y en el perfil medido se observa una reducción significativa en la caída de la intensidad hacia el centro de la imagen, resultado que puede ser corroborado con su DPP de 4.89% . En los resultados de la corrección con la calibración de aluminio, también se observa un perfil más plano en el centro de la imagen, aunque persiste una caída significativa cerca de los bordes del cilindro. Esto confirma el hecho de que la efectividad de la corrección mejora si se realiza una calibración con incrementos de grosor menores de filtro, en particular, al inicio de la caída de la señal debido a que la atenuación es mayor. En el caso de la corrección implementada con la calibración de PMMA, la corrección es mejor que con la calibración de agua, alcanzando una DPP de 3.38%. Lo anterior establece que a diferencia de los resultados obtenidos de las proyecciones simuladas, las propiedades de atenuación del material de calibración no necesariamente tienen que ser las mismas que las del objeto de estudio.

Al igual que en las simulaciones, se implementó en el microCT el método de corrección con agua (WCM). Si bien este método de corrección reduce el artefacto de copa, la efectividad del LSET es superior, como lo demuestran los perfiles medidos para ambos casos y los resultados cuantitativos presentados en la Tabla 3.4 y Tabla 3.5.

Es importante hacer notar que en ninguno de los resultados obtenidos a partir de la implementación del método en las proyecciones medidas con el microCT, se consigue corregir de forma completa el artefacto de copa, tal y como se logra con las proyecciones simuladas. Esto puede deberse a que los efectos de la radiación dispersa, los cuales no son tomados en cuenta para la simulación de proyecciones, contribuyen a la producción del artefacto de copa como lo sugiere la referencia Poludniowski [31]. Se sugiere, como trabajo futuro, realizar un estudio detallado de los efectos de la dispersión en las imágenes reconstruidas que se pueden obtener mediante el equipo de microCT del laboratorio de física médica, el cual tendría que complementado con simulaciones Monte Carlo.

En todas las reconstrucciones tomográficas obtenidas a partir de las proyecciones corregidas con el método LSET es posible notar un aumento en las fluctuaciones de la intensidad de la imagen que se traduce a la aparición de artefactos en forma de anillos. Si bien este artefacto se observa en la reconstrucción que no ha sido sometida al proceso de corrección, la intensidad del artefacto aumenta ligeramente en las imágenes corregidas.

Para entender el origen de este aumento en las fluctuaciones se realizaron pruebas con simulaciones en donde se agregó ruido artificial tanto a las proyecciones a corregir, como a las imágenes de calibración. El análisis demuestra que el ruido en las imágenes de calibración por sí sólo es el responsable del aumento en la intensidad de los artefactos en forma de anillo en las reconstrucciones tomográficas. El ruido en las imágenes de calibración puede provenir de diversas fuentes como el ruido electrónico que se genera en el sistema. Con el objetivo de reducir el ruido para cada grosor de filtro se obtuvo el promedio de seis imágenes. Aún así, esto no fue suficiente, ya que se presentó un aumento en la intensidad de los artefactos de anillo en las imágenes corregidas. Lo anterior sugiere que la estadística y el cociente señal a ruido deben aumentar en las imágenes de calibración para obtener mejores resultados en el proceso de corrección.

Las microtomografías obtenidas del maniquí diseñado para la calibración de unidades Hounsfield presentaron artefactos de “*streaking*” que se originan de las inserciones compuestas por material equivalente a hueso trabecular, hueso cortical y teflón. Para la reconstrucción tomográfica sin corrección por endurecimiento de haz se obtuvo una DPP de 14.24%. Estos artefactos no se aprecian en las imágenes del ratón probablemente porque ninguna de las estructuras óseas del animal son lo suficientemente grandes. Además, el contenedor cilíndrico que sostiene al animal endurece el haz y reduce los efectos en las zonas donde se encuentra reconstruida la anatomía del roedor. Las reconstrucciones también presentan el característico artefacto de copa. La implementación del método LSET con calibración de aluminio, elimina casi por completo los artefactos de estrías, e incluso disminuye el artefacto de copa alcanzando una DPP de 5.53%. El mismo resultado se observa con la implementación del método con la calibración de agua sólida. Las bandas y estrías que se originan del cilindro del material más atenuante, en este caso hueso cortical, desaparecen al aplicar el método de corrección LSET y se alcanza una DPP de 5.53%. Lo anterior permite concluir que, a diferencia de lo observado en el proceso simulado, no es necesario utilizar filtros como material de calibración con las mismas propiedades de atenuación que el objeto que produce los artefactos de estrías. Al igual que para otros casos, se implementó el método WCM. Los resultados demuestran que este método no logra corregir, ni siquiera reducir en forma apreciable los artefactos de estrías que se forman en las imágenes reconstruidas y se obtiene una DPP de 7.24%.

Para las pruebas realizadas con el maniquí para calibración de unidades Hounsfield se presentan en la Tabla 3.7 las mediciones de los valores de unidades Hounsfield de cada uno de las inserciones del maniquí. Las mediciones se comparan con los valores teóricos para la energía efectiva de 22.4 keV del haz de prueba estándar. Se esperaría que las unidades Hounsfield medidas en las reconstrucciones tomográficas corregidas fueran más cercanas a los valores teóricos, sin embargo, esto sólo sucede para algunos casos y para ciertos materiales de los que están compuestas las inserciones. No obstante, se puede observar que los valores medidos de unidades Hounsfield son más cercanos a los valores teóricos en la mayoría de los casos, excepto para el tejido-equivalente correspondiente a pulmón.

Finalmente se presenta la implementación del método de corrección LSET a un estudio de un ratón. La calibración empleada para la aplicación del método fue obtenida con los filtros de

aluminio. Aunque el artefacto de copa no es tan pronunciado, como ya se mencionó anteriormente, debido a que el espécimen se encuentra contenido en un cilindro de PMMA que endurece el haz. Gracias a la combinación del filtrado adicional de PMMA y la implementación del método LSET se alcanza una reconstrucción libre del artefacto de copa en la imagen reconstruida.

## 5 Conclusiones

En esta tesis se ha realizado un análisis del fenómeno de endurecimiento de haz enfocado a los estudios obtenidos con el microtomógrafo de rayos X (microCT) para animales pequeños que se encuentra en desarrollo en el laboratorio de Física Médica del Instituto de Física de la UNAM. Este trabajo cubre el estudio de los artefactos de copa y estrías en reconstrucciones tomográficas producidos por el fenómeno antes mencionado. También se describen las técnicas y métodos de corrección utilizados, mediante los cuales se reducen estos artefactos.

Es importante señalar que se requiere corregir los artefactos debidos a endurecimiento de haz para alcanzar una correcta cuantificación de la información obtenida de reconstrucciones tomográficas. El procedimiento que permitió llegar a dicha conclusión fue llevado a cabo a través de la simulación de proyecciones adquiridas bajo condiciones similares a las del microCT del laboratorio.

Los resultados de la simulación de proyecciones realizada con un haz monoenergético, libre de los efectos de endurecimiento de haz, sirvieron como referencia, resultando en una diferencia porcentual promedio (DPP) de 0.76%. Su comparación con los resultados de la simulación que incorpora un haz polienergético evidenció que la información fue modificada a un 7.93% de DPP para el caso de un maniquí virtual compuesto de un cilindro de agua de 3 cm de diámetro.

Se comprobó que el método de señal linealizada a grosor equivalente (LSET) reduce de forma significativa los artefactos de copa y estrías que se derivan del fenómeno de endurecimiento de haz. Para las pruebas simuladas del maniquí de agua se obtuvo una DPP igual a la del caso ideal (0.76%) una vez que se aplicó la corrección.

Para la corrección de artefactos de copa y estrías, los resultados obtenidos de las pruebas realizadas con proyecciones simuladas sugieren que se alcanzan mejores resultados si se utilizan materiales de calibración con propiedades de atenuación similares a las del material del que está compuesto el objeto de estudio. Para el caso del maniquí de agua, la implementación del método LSET con calibración de aluminio sobrecorrigió el artefacto de copa y resulta en una DPP negativa de hasta -9.95%. Los resultados del maniquí de agua con inserciones de aluminio muestran que el artefacto de estrías se reduce significativamente con la implementación del

método LSET utilizando la calibración de aluminio, mientras que con la calibración de agua, las estrías persisten en la reconstrucción.

Por otra parte, los resultados obtenidos en las pruebas realizadas con el microCT del laboratorio indican que la eficacia del método para corregir estos artefactos no varía de forma tan contrastante si se utilizan materiales de calibración con propiedades de atenuación distintas a las del objeto de estudio. Para el caso de un maniquí de agua, la DPP se logra reducir de un 7.93%, para el caso sin corrección, a un 3.38%, con la calibración de PMMA, mientras que para la calibración de aluminio y agua sólida se alcanzan una DPP de 4.03% y de 4.89% respectivamente. Lo anterior podría deberse a la presencia de radiación dispersada, la cual se sabe tiene un efecto en la producción de artefactos de copa y estrías [7, 31].

De los resultados anteriores obtenidos con el microCT se observa que la eficacia del método LSET no alcanza el mismo nivel de corrección cuando se compara con las pruebas realizadas a través de simulaciones. Los resultados no muestran una corrección completa del artefacto de copa, el cual es comparable a lo reportado en la literatura usando otros métodos, por ejemplo en las pruebas realizadas por Van de Castele [14] donde la DPP se reduce de un 10% a un 2%.

Con relación a las reconstrucciones tomográficas del maniquí diseñado para la calibración de unidades Hounsfield, el artefacto de estrías se reduce significativamente con la aplicación del método LSET, tanto con la calibración de aluminio, así como con la calibración de agua sólida. La medición de unidades Hounsfield en los diferentes materiales tejido equivalente resultó, excepto para pulmón, en valores más cercanos a los datos teóricos, en comparación con los valores medidos de las imágenes tomográficas sin corrección.

La eficacia del método LSET fue comparada con el método de corrección con agua (WCM). En las pruebas simuladas, el método WCM alcanza mejores resultados que el método LSET para la corrección del artefacto de copa. Sin embargo los resultados obtenidos con el método WCM para las pruebas realizadas con el microCT no superan los alcanzados con el método LSET. Tanto en las simulaciones, como en los experimentos con el microCT, la corrección del artefacto de estrías no se consigue de forma exitosa con el método WCM.

La corrección de un estudio de microtomografía compuesto por 360 proyecciones de 2048 x 1024 píxeles, requiere recursos computacionales superiores al promedio de lo que hoy en día se utiliza en un laboratorio, y aun así el proceso de corrección puede tardar horas. Por lo tanto, se sugiere como tema futuro de investigación, la paralelización del proceso, para tratar de reducir el tiempo de procesamiento. Otra desventaja del método LSET consiste en la aparición de artefactos de anillo en las reconstrucciones tomográficas corregidas. El análisis presentado en este trabajo permite concluir que las fluctuaciones que dan origen a estos artefactos provienen de las variaciones estadísticas presentes en las imágenes de calibración. Para evitar este problema se podría incrementar el número de imágenes de calibración.

Finalmente, se puede afirmar que la implementación del método LSET es relativamente sencilla y produce resultados satisfactorios, pues reduce significativamente tanto el artefacto de copa como el de estrías.

## Referencias

- [1] D. Vavrik, J. Jakubek, Radiogram enhancement and linearization using the beam hardening correction method, Nucl. Instr. and Meth. A607 212-214 (2009).
- [2] Beer, Bestimmung der absorption des roten lichts in farbigen lüssigkeiten, Ann. Phys. Lpz. 86 78-88 (1852).
- [3] National Institute of Standards and Techonology. Página Web disponible en: <http://physics.nist.gov> (último acceso: 1 de Septiembre de 2010).
- [4] R. Birch, M. Marshall, G.M. Ardran, Catalog of Spectral Data for Diagnostic X-rays, The Hospital Physicist Association: London (1979)
- [5] T. M. Buzug , Computed tomography, from photon statistics to modern cone-beam CT, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2008).
- [6] Real Academia Española, Diccionario de la lengua Española, vigésima segunda edición, 2001. <http://www.rae.es> (último acceso: 1 de Septiembre de 2010).
- [7] J. Hsieh, Computed tomography: principles, design, artifacts and recent advances, SPIE – The International Society for Optical Engineering (2003).
- [8] J. Bushberg, The essential physics on medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins (2002).
- [9] Z. H. Cho, General views on 3-D image reconstruction and computerized transverse axial tomography, IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-21, 44-71 (1974).
- [10] E. C. McCullough, H. L. Baker, O. W. Houser, et al, An evaluation of the quantitative and radiation features of a scanning x-ray transverse axial tomograph: The EMI scanner, Radiology, 111:709-715, (1974).
- [11] L. A. Shepp, B. F. Logan, The Fourier reconstruction of a head section, IEEE Trans Nucl Sci; NS-21:21–43 (1974).

- [12] R.A. Brooks, G. Di Chiro, Beam hardening in x-ray reconstructive tomography, *Phys. Med. Biol.*, 21(3):390–398 (1976).
- [13] G. T. Herman, Correction for beam hardening in computed tomography, *Phys. Med. Biol.* 24 81-106 (1979).
- [14] E. Van de Castele, D. Van Dyck, J. Sijbers, E. Raman, An energy-based beam hardening model in tomography, *Phys. Med. Biol.*, 47(23):4181–4190 (2002).
- [15] P. M. Joseph, R. D. Spital. A method for correcting bone induced artifacts in computed tomography scanners, *J. Comp. Assisted Tomography*, 2(1):100–108 (1978).
- [16] P. Stenner, T. Berkus, M. Kachelriess, Empirical dual energy calibration (EDEC) for cone-beam computed tomography, *Med. Phys.* 34 (2007) .
- [17] R. E. Alvarez and A. Macovski, Energy-selective reconstructions in x-ray computerized tomography, *Phys. Med. Biol.*, 21(5):733–744 (1976).
- [18] R. L. Siddon, Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array, *Med. Phys.* 2(2) 252-255, (1985).
- [19] O. O. Galván, Diseño y evaluación del desempeño de un microtomógrafo de rayos X, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica). México, DF: UNAM (2008).
- [20] O. Soberanis, Reconstrucción de imágenes de un microtomógrafo con geometría de haz de cono, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica). México, DF: UNAM, (2008).
- [21] M. Karolczak, Implementation of a cone-beam reconstruction algorithm for the single-circle source orbit with embedded misalignment correction using homogeneous coordinates, *Med. Phys.* 28 2050-2069 (2001).
- [22] H. Q. Woodard, D. R. White, The composition of body tissues, *Br. J. Radiol.* 59 708 1209-1218 (1986).

- [23] D. Nava, Fusión de imágenes de un microtomógrafo por emisión de positrones y un microtomógrafo computarizado, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica). México: UNAM (2010).
- [24] ImageJ, versión 1.43u, Wayne Rasband, National Institute of Health, EE.UU. Página Web disponible en: <http://www.rsb.info.nih.gov/ij>
- [25] L.A. Feldkamp, L.C. Davis, J.W. Kress, Practical Cone Beam Algorithm, JOSA A1 612-619 (1984).
- [26] O. Seger and M.M. Seger, A program for simulation of X-ray projections from 3D volume data, Linköping University internal report LiTH-ISY-R-2682 (2005).
- [27] J. Jakubek, Data processing and image reconstruction methods for pixel detectors, Nucl. Instr. and Meth. A576 223–234, (2007).
- [28] Matlab, versión 2007b, Mathworks. Página Web disponible en: <http://www.mathworks.com>
- [29] H. H. Barret, W. Swindell, Radiological imaging: the theory of image formation, detection and processing. Academic Press (1981)
- [30] L. Y. Du, J. Umoh, H. N. Nikolov, S. I. Pollmann, T. Y. Lee, D. W. Holdsworth, A quality assurance phantom for the performance evaluation of volumetric micro-CT system, Phys. Med. Biol. 52 7087-7108 (2007).
- [31] G. Poludniowski, P. M. Evans, V. N. Hanse, S. Webb, An efficient Monte Carlo-based algorithm for scatter correction in keV cone-beam CT, Phys. Med. Biol. 54 3847-3864 (2009).