



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

“ANÁLISIS DE FUNCIONES DE TRANSFERENCIA DE UN SISTEMA DE
MICROTOMOGRAFÍA DE RAYOS X CON HAZ DE CONO”

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADA EN FÍSICA BIOMÉDICA

PRESENTA:

GEMMA AIDDÉ OSORIO DURÁN

DIRECTOR DE TESIS:

DR. ARNULFO MARTÍNEZ DÁVALOS

INSTITUTO DE FÍSICA, UNAM

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR:

DRA. XÓCHITL LÓPEZ RENDÓN

DR. HÉCTOR ALVA SÁNCHEZ

DRA. KARLA PAOLA GARCÍA PELAGIO

DR. RODRIGO MARTÍN SALAS



CIUDAD UNIVERSITARIA, CIUDAD DE MÉXICO, 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A Dios, mi familia y a Erik

Son mi razón

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi asesor de tesis, el Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, por su apoyo y consejos en la realización de este trabajo, pero, sobre todo, por la gran paciencia que tuvo conmigo.

A los miembros del jurado, por su tiempo y valiosas aportaciones a esta tesis.

A mis profesores, por sus enseñanzas. Principalmente a aquellos que siempre tuvieron disposición para responder dudas, a los que me dieron su asesoría en los proyectos y a los que me permitieron ser su ayudante.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, a la Facultad de Ciencias y al Instituto de Física, por la oportunidad de estudiar en sus instalaciones, por todos los recursos académicos que aportaron a mi formación.

Al programa de Becas para estudiantes de pueblos indígenas y afrodescendientes de la UNAM, su apoyo fue parte muy importante para mi estancia en la licenciatura.

A mis padres, por su cariño. Ma, gracias por ser mi ejemplo de fortaleza, por todo lo que ha hecho por mis hermanos y por mí.

A mi hermano, por soportarme y cuidar de mí estos años. A Karen, por ser además de mi hermana, mi amiga y por cuidar a mis gatos.

A mi Erik, por su amistad y amor, por alegrarme los días y escucharme en los malos momentos. Gracias por acompañarme aún a la distancia.

A mis amigos de años antes y a los que conocí en la universidad. A Fer, por brindarme su amistad sincera desde los primeros semestres y por ser la mejor compañera de equipo; A Uriel, un agradecimiento especial a nombre de todos los que debieron mencionarlo en su tesis pero no lo hicieron jaja y personalmente, por soportar mis conversaciones sobre gatos e

idear historias creativas y divertidas sobre ellos. A Félix, por haber sido amable y un buen compañero de equipo y de trabajo. A Paco, porque, aunque no entiendo cómo llegamos a ser amigos, me cae muy bien. A todos, por el tiempo compartido, ya sea en clases, en la biblioteca o en la fila de la tía Aly.

RESUMEN

Los sistemas de microtomografía de rayos X (micro-CT) para estudios de animales pequeños son sistemas tomográficos de haz cónico que brindan imágenes con alta resolución espacial, por lo que permiten observar detalles finos de estructuras pequeñas. En el Laboratorio de Imágenes Biomédicas del Instituto de Física de la UNAM se trabaja con un sistema micro-CT de base giratoria conformada por un tubo de rayos X Oxford Apogee Serie 5000 y un detector Radicon Shad-o-box 2k.

En este trabajo se evaluó la calidad de imagen tanto del detector como del sistema micro-CT en términos de resolución espacial y ruido. Para esto se calculó su función de transferencia de modulación (MTF) y espectro de potencia de ruido (NPS), haciendo dicho análisis sobre proyecciones y sobre imágenes tomográficas, cuyas proyecciones fueron corregidas por dos métodos: corrección de campo plano (FFC) y corrección de ganancia polinomial (PGC).

Para calcular la MTF del detector (2D), se partió de obtener la función de transferencia de borde (ESF), analizando las proyecciones de un borde pulido, mientras que para el caso 3D se analizaron los cortes tomográficos de un maniquí QRM, el cual permite determinar directamente la función de respuesta a un impulso (PSF). En ambos casos se empleó un método de sobremuestreo para garantizar mayor cantidad de puntos de cada función de transferencia. Los valores de resolución espacial del detector y del sistema, calculados a partir de la frecuencia a la cual la MTF decae al 10 % están entre 52 a 61 μm y 95 a 105 μm , respectivamente. Los resultados obtenidos para el detector se compararon con las especificaciones dadas por el fabricante, mientras que las del sistema en general se compararon con el de otro trabajo que cuenta con un sistema de características similares pero en el que se adquirió a diferente magnificación [Panetta *et al.* , 2007].

Para evaluar el nivel de ruido se analizaron adquisiciones de campo plano e imágenes reconstruidas de un maniquí uniforme de agua. Se calcularon parámetros estadísticos como media y desviación estándar sobre regiones uniformes y se calculó el NPS en cada caso, haciendo variaciones en los parámetros de entrada de los algoritmos implementados. Los

valores obtenidos del NPS fueron consistentes con el análisis estadístico realizado.

Finalmente, se calculó el coeficiente de detectabilidad cuántica (DQE) a partir del NPS y MTF calculado sobre imágenes corregidas por FFC para analizar el rendimiento general del detector.

ABREVIATURAS

En esta tesis se utilizan varios términos que comúnmente se abrevian por sus siglas en inglés, para fines prácticos, a continuación se enlistan dichos términos en inglés y su respectiva expresión en español.

- CT.**- *Computed Tomography* - Tomografía computarizada.
CBCT.- *Cone Beam Computed Tomography* - Tomografía computarizada de haz de cono.
CCD.- *Charged Coupled Device* - Dispositivo de carga acoplada.
CMOS.- *Complementary Metal-Oxide Semiconductor* - Semiconductor complementario de óxido metálico.
CNR.- *Contrast Noise Ratio* - Cociente contraste a ruido.
DQE.- *Detective Quantum Efficiency* - Coeficiente de detectabilidad cuántica.
ESF.- *Edge Spread Function* - Función de respuesta a un borde.
FBP.- *Filtered Backprojection* - Retroproyección filtrada.
FDP.- *Flat Panel Detector* - Detector de panel plano.
FFC.- *Flat Field Correction* - Corrección de campo plano.
FWHM.- *Full Width at Half Maximum* - Anchura a media altura.
LSF.- *Line Spread Function* - Función de respuesta a una línea.
MTF.- *Modulation Transfer Function* - Función de transferencia de modulación.
NPS.- *Noise Power Spectrum* - Espectro de potencia de ruido.
PGC.- *Polynomial Gain Correction* - Corrección de ganancia polinomial.
PSF.- *Point Spread Function* - Función de respuesta a un impulso.
ROI.- *Region of Interest* - Región de interés.
TFT.- *Thin Film Transistor* - Transistor de película delgada.

ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUCCIÓN	1
2	PRINCIPIOS DE TOMOGRAFÍA POR RAYOS X	3
2.1	TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CON RAYOS X	3
2.2	TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ DE CONO	3
2.2.1	MICROTOMOGRAFÍA	4
2.3	PROCESO DE FORMACIÓN DE IMÁGENES	5
2.3.1	GENERACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X	5
2.3.2	INTERACCIÓN DE RAYOS X CON MATERIA	7
2.3.2.1	DISPERSIÓN RAYLEIGH	7
2.3.2.2	DISPERSIÓN COMPTON	7
2.3.2.3	EFFECTO FOTOELÉCTRICO	7
2.3.2.4	PRODUCCIÓN DE PARES	8
2.3.2.5	ATENUACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X	8
2.3.3	DETECTORES DE RAYOS X	10
2.3.4	RECONSTRUCCIÓN Y DESPLIEGUE	11
2.4	CALIDAD DE IMAGEN	14
2.4.1	RESOLUCIÓN ESPACIAL	14
2.4.1.1	FUNCIÓN DE RESPUESTA A UN IMPULSO	15
2.4.1.2	FUNCIÓN DE RESPUESTA A UNA LÍNEA	15
2.4.1.3	FUNCIÓN DE RESPUESTA A UN BORDE	16
2.4.1.4	FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN	16
2.4.2	CONTRASTE	17
2.4.3	RUIDO	17
2.4.4	DETECTABILIDAD CUÁNTICA	20
3	MATERIALES Y MÉTODOS	21
3.1	EQUIPO DE MICROTOMOGRAFÍA	21
3.2	CORRECCIÓN DE IMÁGENES PLANAS	22
3.3	RESOLUCIÓN ESPACIAL	23
3.3.1	MANIQUÍ DE BORDE	24

3.3.2	MANIQUÍ QRM MICRO-CT WIRE	24
3.3.3	FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL DETECTOR (MTF_{2D})	24
3.3.3.1	OBTENCIÓN DE LA IMAGEN CORREGIDA DEL MANIQUÍ DE BORDE	25
3.3.3.2	ÁNGULO DE INCLINACIÓN Y PUNTO DE REFERENCIA	25
3.3.3.3	ESF SOBREMUESTREADAS, ALINEACIÓN Y CÁLCULO DE SU PRO- MEDIO	26
3.3.3.4	LSF	27
3.3.3.5	CÁLCULO DE LA MTF_{2D}	27
3.3.4	FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL SISTEMA (MTF_{3D})	28
3.3.4.1	DEFINICIÓN DE LAS IMÁGENES Y PARÁMETROS DE ENTRADA .	28
3.3.4.2	CÁLCULO DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE LOS ALAMBRES .	28
3.3.4.3	PSF SOBREMUESTREADA	30
3.3.4.4	CÁLCULO DE LA MTF_{3D}	30
3.3.5	MTF_{3D} ANALÍTICA	30
3.4	RUIDO	30
3.4.1	CARACTERIZACIÓN DE PRIMER ORDEN	31
3.4.1.1	ANÁLISIS EN IMÁGENES PLANAS	31
3.4.1.2	ANÁLISIS EN IMÁGENES TOMOGRÁFICAS	31
3.4.2	ESPECTRO DE POTENCIA DE RUIDO (NPS)	32
3.4.2.1	DEFINICIÓN DE LA IMAGEN DE RUIDO ESTADÍSTICO	33
3.4.2.2	SELECCIÓN DE REGIONES DE INTERÉS	33
3.4.2.3	TRANSFORMADA DE FOURIER Y NPS	34
3.4.2.4	DESPLIEGUE DE RESULTADOS	34
3.4.3	DETECTABILIDAD CUÁNTICA	35
4	RESULTADOS Y ANÁLISIS	37
4.1	RESOLUCIÓN ESPACIAL	37
4.1.1	FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL DETECTOR (MTF_{2D})	37
4.1.2	FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL SISTEMA (MTF_{3D})	39
4.1.3	MTF_{3D} ANALÍTICA	42
4.1.4	COMPARACIÓN CON OTROS TRABAJOS	43
4.2	RUIDO	47
4.2.1	CARACTERIZACIÓN DE PRIMER ORDEN EN IMÁGENES PLANAS	47
4.2.2	CARACTERIZACIÓN DE SEGUNDO ORDEN EN IMÁGENES PLANAS	49
4.2.3	CARACTERIZACIÓN DE PRIMER ORDEN EN IMÁGENES TOMOGRÁFICAS .	52
4.2.4	CARACTERIZACIÓN DE SEGUNDO ORDEN EN IMÁGENES TOMOGRÁFICAS	53
4.2.5	DQE	57
5	CONCLUSIONES	59

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	GEOMETRÍA DE LOS SISTEMAS CBCT	4
2.2	GEOMETRÍA DE LOS SISTEMAS MICRO-CT	5
2.3	ESQUEMA TUBO DE RAYOS X	6
2.4	ESPECTROS DE RAYOS X BAJO DIFERENTES PARÁMETROS	6
2.5	ATENUACIÓN DE UN HAZ MONOENERGÉTICO	8
2.6	COEFICIENTES MÁSCOS DE ATENUACIÓN EN TEJIDO BLANDO	9
2.7	MANIQUÍ SHEPP-LONGAN BIDIMENSIONAL Y SINOGRAMA	10
2.8	DETECTORES DE CONVERSIÓN DIRECTA E INDIRECTA	11
2.9	TEOREMA DE CORTE CENTRAL DE FOURIER	12
2.10	RETROPROYECCIÓN Y FILTROS UTILIZADOS EN FBP	13
2.11	GEOMETRÍA DE HAZ DE ABANICO	13
2.12	FUNCIONES DE TRANSFERENCIA: PSF, LSF Y ESF	15
2.13	FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF)	17
2.14	ESPECTRO DE POTENCIA DE RUIDO (NPS)	19
3.1	ARREGLO EXPERIMENTAL	22
3.2	MANIQUÍ QRM MICRO-CT WIRE	24
3.3	IMAGEN DE BORDE CORREGIDA Y CÁLCULO DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN	26
3.4	PROCESO DE SOBREMUESTREO DE LAS ESF	26
3.5	ESF SOBREMUESTREADAS, ALINEACIÓN Y PROMEDIO	27
3.6	PSF UNIDIMENSIONAL EN LAS DIRECCIONES HORIZONTAL Y VERTICAL	29
3.7	PSFs DESPLAZADAS Y CÁLCULO DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN	29
3.8	IMÁGENES PLANAS DE RUIDO	31
3.9	IMÁGENES TOMOGRÁFICAS DE RUIDO ALEATORIO	32
3.10	SELECCIÓN DE ROIS POR EL ALGORITMO NPS	33
3.11	NPS BIDIMENSIONAL Y OBTENCIÓN DE PERFILES VERTICAL, HORIZONTAL Y RADIAL	34
4.1	RESULTADOS MTF_{2D}	38
4.2	COMPARACIÓN DE MTF_{2D} CON ESPECIFICACIONES DEL FABRICANTE	39
4.3	PSF SOBREMUESTREADAS EN DIRECCIÓN VERTICAL Y HORIZONTAL DE A_1	40
4.4	PSF SOBREMUESTREADAS EN DIRECCIÓN VERTICAL Y HORIZONTAL DE A_2	40
4.5	RESULTADOS MTF_{3D}	41

4.6	RESULTADOS MTF_{3D} ANALÍTICA	42
4.7	PSF REPORTADA POR OTROS AUTORES	45
4.8	COMPARACIÓN DE PSF DE ESTE TRABAJO CON OTROS AUTORES	45
4.9	MTF OBTENIDAS PARA LOS DIFERENTES DETECTORES Y MAGNIFICACIONES	46
4.10	COMPARACIÓN DE MTF REPORTADA POR OTROS AUTORES A DIFERENTES MAGNIFICACIONES	46
4.11	COMPARACIÓN DE MTF DE ESTE TRABAJO CON OTROS AUTORES	47
4.12	HISTOGRAMAS DE IMÁGENES DE CAMPO PLANO Y RUIDO ELECTRÓNICO	48
4.13	HISTOGRAMAS DE LA IMAGEN PROMEDIO DE RESTAS CONSECUTIVAS DE ADQUISICIONES DE CAMPO PLANO Y RUIDO ELECTRÓNICO	48
4.14	VARIACIÓN DE LA MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE IMÁGENES DE CAMPO PLANO	49
4.15	VARIACIÓN DE LA MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE IMÁGENES DE RUIDO ELECTRÓNICO	49
4.16	PERFILES RADIALES DEL NPS_{2D} VARIANDO EL RADIO	50
4.17	PERFILES RADIALES DEL NPS_{2D} VARIANDO EL TAMAÑO DE LAS ROIS	50
4.18	PERFILES RADIALES DEL NPS_{2D} VARIANDO LA IMAGEN DE RUIDO	50
4.19	PERFILES RADIALES DEL NPS_{2D} VARIANDO EL NÚMERO DE ROIS	51
4.20	RESULTADOS NPS_{2D}	52
4.21	HISTOGRAMAS DE IMÁGENES DE RUIDO TOMOGRÁFICAS	53
4.22	PERFILES RADIALES DEL NPS_{3D} VARIANDO EL RADIO	54
4.23	PERFILES RADIALES DEL NPS_{3D} VARIANDO EL NÚMERO DE ROIS	54
4.24	PERFILES RADIALES DEL NPS_{3D} VARIANDO EL TAMAÑO DE LAS ROIS	54
4.25	MAPAS BIDIMENSIONALES DEL NPS_{3D}	55
4.26	PERFILES RADIALES DEL NPS_{3D} CON CORRECCIÓN FFC	56
4.27	COMPARACIÓN DE PERFILES RADIALES DEL NPS_{3D} CON CORRECCIONES PGC Y FFC	56
4.28	RESULTADOS DQE COMPARADOS CON OTROS AUTORES.	57

ÍNDICE DE TABLAS

3.1	PARÁMETROS ESTÁNDAR DE OPERACIÓN DEL SISTEMA MICRO-CT	22
4.1	RESULTADOS FRECUENCIA Y RESOLUCIÓN ESPACIAL DEL DETECTOR	38
4.2	ÁNGULOS DE INCLINACIÓN DE CADA ALAMBRE Y EN CADA DIRECCIÓN	39
4.3	PARÁMETROS DE AJUSTES GAUSSIANOS DE LAS PSF	40
4.4	DESVIACIÓN ESTÁNDAR Y FWHM DE AJUSTES GAUSSIANOS DE LAS PSF	41
4.5	RESULTADOS FRECUENCIA Y RESOLUCIÓN ESPACIAL DEL SISTEMA	41
4.6	PARÁMETROS DE LA MTF_{3D} AJUSTADA	42
4.7	RESULTADOS DE FRECUENCIA Y RESOLUCIÓN ESPACIAL DEL SISTEMA A PARTIR DE MTF_{3D} AJUSTADA	43
4.8	RESUMEN DE LAS ESPECIFICACIONES DE LOS SISTEMAS MICRO-CT	43
4.9	COMPARACIÓN DE RESULTADOS DE RESOLUCIÓN ESPACIAL CON OTROS AUTORES	47
4.10	PARÁMETROS ESTADÍSTICOS DE IMÁGENES PLANAS DE RUIDO	49
4.11	PARÁMETROS DE ENTRADA ÓPTIMOS PARA CALCULAR EL NPS_{2D}	51
4.12	PARÁMETROS ESTADÍSTICOS DE IMÁGENES TOMOGRÁFICAS DE RUIDO	53
4.13	PARÁMETROS DE ENTRADA ÓPTIMOS PARA CALCULAR EL NPS_{3D}	55
4.14	ÁREA BAJO LA CURVA DE LOS PERFILES RADIALES DEL NPS_{3D}	56
4.15	COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DEL DQE CON OTROS AUTORES.	57

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Las imágenes tomográficas permiten visualizar el interior de objetos de estudio de manera no invasiva a partir de cortes del objeto tridimensional, de manera que las estructuras internas pueden observarse sin problemas de superposición. Esto ha significado un gran avance en el ámbito médico, ya que permite obtener información anatómica y/o funcional del estado del paciente con fines diagnósticos, de guía o para evaluación de tratamiento, siendo la tomografía computada (CT) una de las técnicas de imagen más utilizadas en la actualidad.

Desde el primer tomógrafo construido en la década de 1970 por Godfrey Housfield [**Housfield, 1973**] se han hecho mejoras significativas y desarrollado diversas generaciones de tomógrafos, variando el tipo de haz y el modo de adquisición, entre otros aspectos, de manera que hoy en día es posible reconstruir imágenes tomográficas en segundos. La tomografía computada de haz de cono (CBCT) es una variante en la cual, a diferencia de los equipos de CT convencionales, se emplea un haz de forma cónica. En ellos, también es usual emplear detectores de panel plano (FPD), lo que por un lado permite obtener proyecciones del objeto de estudio de forma rápida, pero tiene como desventaja que los algoritmos de reconstrucción se vuelven complicados y requieren ciertas consideraciones geométricas.

En este trabajo nos enfocaremos en la microtomografía con sistemas micro-CT; éstos tienen el objetivo de brindar imágenes con resolución del orden de decenas de micrómetros ($<100 \mu\text{m}$), lo que permite obtener detalles finos de estructuras pequeñas de manera no destructiva. Estos equipos son sumamente útiles en aplicaciones industriales, así como en investigación y estudios preclínicos con animales pequeños. Al ser equipos en los que se reduce el tamaño de los componentes, es importante hacer algunas consideraciones en sus parámetros de operación. Los factores como el tamaño de la mancha focal, tamaño de píxel del detector, eficiencia del sistema rotatorio, magnificación y filtrado usado en la reconstrucción son determinantes para obtener una buena calidad de imagen, es decir, se optimizan para poder

obtener una buena resolución espacial y bajos niveles de ruido.

El objetivo principal de esta tesis fue evaluar la calidad de imagen, en términos de resolución espacial y ruido, de un sistema micro-CT construido en el Laboratorio de Imágenes Biomédicas del Instituto de Física, UNAM. El estudio incluyó el análisis en imágenes planas y tomográficas, para lo cual se implementaron los algoritmos para calcular la función de transferencia de modulación (MTF) y el espectro de potencia de ruido (NPS). Un segundo objetivo fue evaluar dos métodos diferentes de corrección de proyecciones: el método estándar de corrección por campo plano (FFC) y el método de corrección por ganancia polinomial.

La relevancia de este trabajo es que no se había realizado un análisis a segundo orden del comportamiento de ruido de este sistema, ni un análisis del efecto en la calidad de imagen al aplicar otros métodos de corrección de proyecciones, como la corrección de ganancia polinomial. Además, no es usual reportar la MTF de un sistema CT en general, sino solo del detector, por lo que este análisis podría permitir analizar el efecto del proceso de reconstrucción en la resolución espacial y el ruido de las imágenes generadas por este equipo.

La presente tesis se divide en 6 capítulos. En el capítulo 2 se describen conceptos importantes sobre tomografía computarizada de haz cónico y microtomografía, los métodos de reconstrucción para esta geometría, así como principios fundamentales de calidad de imagen y la manera de evaluarla. En el capítulo 3 se describen los métodos para obtener la MTF y NPS del sistema micro-CT, desde las especificaciones de las imágenes empleadas y los algoritmos implementados, hasta los parámetros utilizados para el caso de imágenes planas como tomográficas, tanto de adquisición como de su análisis. Los resultados y discusión se presentan en el capítulo 4, con las gráficas de MTF y NPS obtenidas, las cuales se discuten comparando con las especificaciones dadas por el fabricante y con otro trabajo reportado para un sistema con características similares. Finalmente, el capítulo 6 resume las conclusiones obtenidas de este trabajo.

CAPÍTULO 2

PRINCIPIOS DE TOMOGRAFÍA POR RAYOS X

2.1 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CON RAYOS X

Los sistemas de adquisición de imágenes tomográficas requieren (además de los componentes esenciales: fuente de radiación, sistema de control de movimiento y detector sensible a la posición) de algoritmos que permitan la reconstrucción de imágenes en un volumen de interés. En las técnicas tomográficas que utilizan rayos X, la fuente consiste en un tubo de rayos X cuyo haz generado se hace incidir en el objeto de estudio desde diferentes ángulos. El sistema de detección registra las proyecciones, resultado de la atenuación del haz primario que atravesó al objeto y de la interacción en él mismo. El objetivo final es reconstruir la distribución espacial de los coeficientes de atenuación de las estructuras internas del objeto de estudio por los que atravesó el haz de rayos X, a partir de sus proyecciones [Buzug, 2008].

2.2 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ DE CONO

A pesar de seguir los mismos principios físicos, los sistemas de tomografía por rayos X no tienen una geometría única, sino que varía de acuerdo con las aplicaciones en las que se utiliza. Los equipos de tomografía computada con haz de cono, como su nombre indica, utilizan un haz cónico, lo que permite aprovechar en mayor medida los fotones generados por el tubo de rayos X. La Figura 2.1 esquematiza la geometría en los sistemas CBCT. En ellos es usual emplear detectores de panel plano, lo que por un lado permite obtener proyecciones del objeto de estudio de forma rápida pero tiene como desventaja que los algoritmos de reconstrucción se vuelven complicados y requieren de mayor poder computacional.

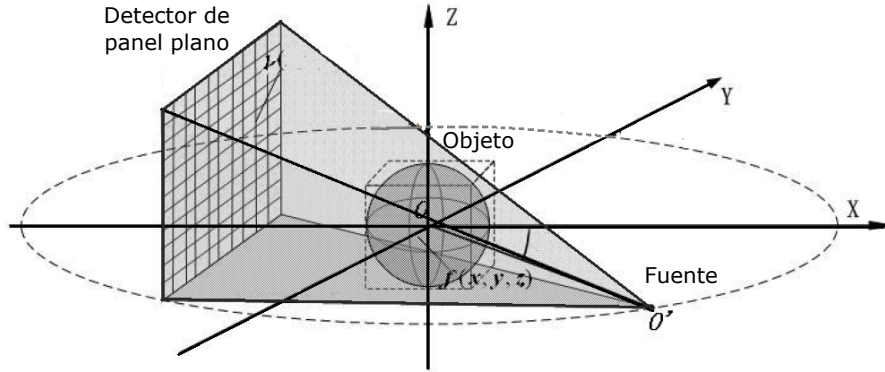


Figura 2.1 – Geometría de los sistemas CBCT [Miao *et al.*, 2009]

2.2.1 MICROTOMOGRAFÍA

Dentro de los sistemas CBCT, hay sistemas de microtomografía por rayos X (o micro-CT), cuyo objetivo es obtener imágenes de alta resolución ($<100 \mu\text{m}$), por lo que permiten obtener detalles finos de estructuras pequeñas. Al ser equipos en los que se reduce el tamaño de los componentes, es importante hacer algunas consideraciones en sus parámetros de operación. Uno de los más importantes es el uso de tubos de rayos X de microenfoque, con los cuales se busca generar una mancha focal muy pequeña, idealmente menor a $10 \mu\text{m}$ [Buzug, 2008]. La geometría de los sistemas micro-CT permite obtener proyecciones con magnificación variable al modificar las distancias fuente detector y fuente objeto. Además, la mancha focal debe ser pequeña, ya que a mayor tamaño produce un efecto de borrosidad (efecto penumbra).

Para la etapa de detección se emplean detectores de panel plano con tamaño físico de píxel de entre $50 \mu\text{m}$ y $120 \mu\text{m}$; debido a la forma del haz y los detectores, la fluencia no es igual en todos sus elementos, lo que requiere ajustes en los algoritmos de reconstrucción. El algoritmo de Feldkamp, Davis y Kress (FDK) ha permitido incluir dichas consideraciones geométricas, sin embargo las imágenes tomográficas pueden presentar problemas de distorsión en los bordes o zonas alejadas del centro [Shaw, 2014].

Respecto al modo de adquisición en microtomografía, hay dos arreglos posibles. Uno consiste en que el tubo de rayos X y el detector giren alrededor del objeto de estudio y otro en el que éstos permanezcan fijos, siendo el objeto el que se localiza sobre una base rotatoria [Badea y Panetta, 2014]. En la Figura 2.2 se muestran estas dos configuraciones, donde DFO es la distancia fuente-objeto, DFD es la distancia fuente-detector y se define la magnificación m como el cociente de DFD entre DFO .

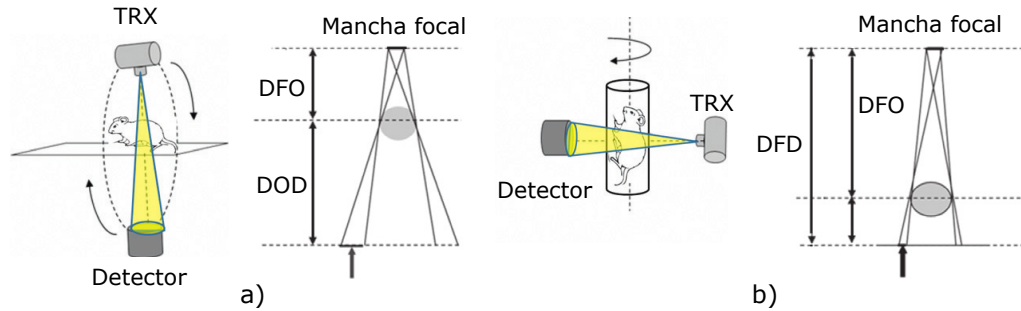


Figura 2.2 – Geometría de los sistemas micro-CT [Badea y Panetta, 2014].

En resumen, todos estos factores: tamaño de la mancha focal, tamaño de píxel del detector, eficiencia del sistema rotatorio, magnificación y filtrado usado en la reconstrucción, son determinantes para poder obtener una buena resolución espacial en la imagen final dada por el sistema, como se describirá más adelante [Buzug, 2008; Holdsworth y Thornton, 2002].

2.3 PROCESO DE FORMACIÓN DE IMÁGENES

2.3.1 GENERACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

El haz primario de radiación es generado en un tubo de rayos X (Figura 2.3), el cual consiste en un contenedor al vacío en cuyo interior se localiza un filamento hecho de un material de alto número atómico y alto punto de fusión, generalmente tungsteno. Por este filamento se hace circular una corriente, y se calienta a temperaturas del orden de 2400° K, brindando la energía suficiente para que los electrones del material sean emitidos formando una nube electrónica en su superficie [Buzug, 2008]; este fenómeno es conocido como emisión termoiónica. Los electrones emitidos por el filamento son acelerados hacia el ánodo debido a una diferencia de potencial y son dirigidos mediante un sistema de enfoque hacia un área específica del ánodo, en la que formarán la mancha focal. Al interactuar con los átomos del material blanco, los electrones pueden:

- Ser desacelerados por interacción con los núcleos del blanco, en cuyo caso la pérdida de energía cinética resulta en la emisión de radiación de frenado o Bremsstrahlung, o colisionar directamente con el núcleo, resultando en la máxima conversión posible de la energía cinética del electrón incidente. Esto apenas constituye el 1 % de la energía cinética de los electrones rápidos que llegan al ánodo.
- Producir ionizaciones de los electrones de la capa K, propiciando la emisión de rayos X característicos del blanco durante la transición de capas para llenar la vacancia o que en lugar de emitir dicho fotón, éste sea absorbido por el átomo emitiendo un electrón Auger [Buzug, 2008].

En tubos de rayos X utilizados en equipos médicos, el voltaje aplicado al tubo es de entre 20 kV y 150 kV [Bushberg, 2012] y éste determina la energía máxima del espectro de rayos X. Cabe hacer notar la existencia de diversas componentes aleatorias durante este proceso, desde las trayectorias que siguen los electrones rápidos, el sitio donde interactúan con el blanco, así como el tiempo y la dirección en la que son emitidos los rayos X producidos.

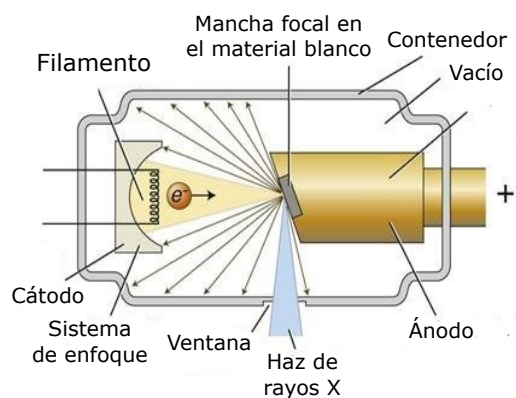


Figura 2.3 – Diagrama esquemático de un tubo de rayos X.

El haz generado por el tubo de rayos X tiene un espectro de energías que se ve afectado directamente por parámetros como el voltaje, la corriente, el tiempo de exposición, el material del blanco y el filtrado del haz, como se ejemplifica en la Figura 2.4. La parte continua del espectro corresponde a radiación de frenado y se encuentra superpuesta con valores discretos de los rayos X característicos, que son específicos para cada material.

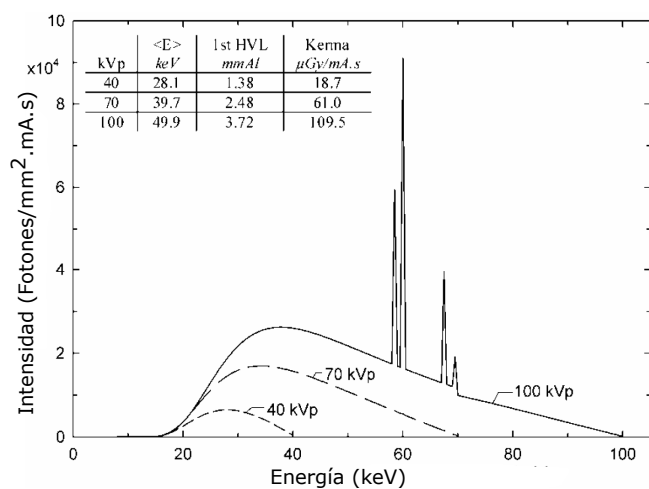


Figura 2.4 – Espectros de rayos X de un tubo con ánodo de W [Dance, 2014].

En microtomografía se utilizan tubos de rayos X de microenfoco, que tienen la característica de generar una mancha focal muy pequeña. Esto requiere una reducción en los niveles de corriente (entre 50 a 1000 mA), ya que los electrones inciden en un área menor. Lo

anterior tiene el efecto de disminuir la fluencia de fotones, por lo que es necesario usar mayores tiempos de exposición por proyección para producir una buena relación señal a ruido. Además, los intervalos de energía utilizados son menores que en equipos CT clínicos, normalmente de entre 20 y 100 KeV [Badea y Panetta, 2014].

2.3.2 INTERACCIÓN DE RAYOS X CON MATERIA

Los rayos X pueden interactuar con la materia mediante eventos de dispersión, absorción, o bien atravesarla sin interactuar. Que ocurra determinado evento depende de la energía de los fotones incidentes, del número atómico y de la densidad del material. A energías de interés clínico los fenómenos posibles son la dispersión Rayleigh, la dispersión Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares.

2.3.2.1 DISPERSIÓN RAYLEIGH

Ocurre por excitación del átomo producida por un fotón incidente y da como resultado la emisión de otro fotón con la misma energía y longitud de onda pero con una trayectoria ligeramente distinta a la inicial. Este efecto tiene mayor probabilidad de ocurrencia a bajas energías, de modo que constituye como máximo el 10% de las interacciones a 30 keV [Bushberg, 2012].

2.3.2.2 DISPERSIÓN COMPTON

Ocurre por ionización del átomo debido a la interacción de los rayos X con los electrones de valencia. La energía del fotón incidente (E_0) se reparte entre el electrón expulsado y el fotón dispersado a un ángulo θ respecto a la trayectoria original y con una energía menor (E_d), dada por la ecuación 2.1.

$$E_d = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511\text{keV}}(1 - \cos \theta)} \quad (2.1)$$

Este efecto tiene lugar en un amplio intervalo de energías, pero representa un problema importante para la calidad de imagen en técnicas que utilizan rayos X para fines diagnósticos (entre 20 y 150 keV). De acuerdo a la ecuación 2.1, en dicho intervalo los rayos X transfieren la mayor parte de su energía al fotón dispersado, teniendo éstos energía suficiente para llegar al detector y contribuir a la imagen final, reduciendo el contraste y aumentando el ruido [Bushberg, 2012].

2.3.2.3 EFECTO FOTOELÉCTRICO

Consiste en un fenómeno de ionización del átomo por interacción de sus electrones con los rayos X y en el cual toda la energía del fotón incidente es transferida al electrón expulsado. Requiere que la energía del fotón sea mayor que la energía de ligadura del electrón. Además,

si la ionización ocurre en capas internas del átomo, la vacancia se ocupa por transiciones de las capas externas hacia las internas, de modo que pueden producirse rayos X característicos o electrones Auger. La probabilidad del efecto fotoeléctrico depende del número atómico del material (Z) y de la energía (E) de los rayos X en una relación de aproximadamente Z^3/E^3 , por lo que, en general, predomina cuando interaccionan rayos X de baja energía con materiales de alto Z [Bushberg, 2012].

2.3.2.4 PRODUCCIÓN DE PARES

Consiste en la formación de un par electrón positrón por interacción de un fotón incidente con el campo eléctrico de un átomo. El fotón transfiere toda su energía en el proceso y para que esto pueda suceder la energía debe ser 1022 keV como mínimo, por leyes de conservación de masa y energía, de modo que sólo tiene relevancia a partir de dicha energía.

2.3.2.5 ATENUACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

Estos fenómenos son responsables de la atenuación del haz primario emitido desde el tubo de rayos X y que atraviesa al objeto de estudio. De forma muy simplificada, se tiene que para un haz monoenergético que atraviesa un grosor Δx de determinado material (Figura 2.5), el número de fotones que logran pasar sin ser atenuados sigue un comportamiento exponencial decreciente dado por la Ley de Beer-Lambert (ecuación 2.2).

$$I = I_0 e^{-\mu \Delta x} \quad (2.2)$$

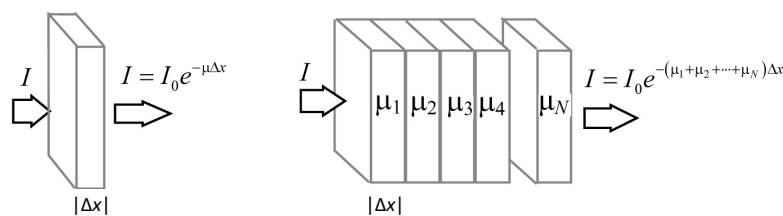


Figura 2.5 – Atenuación de un haz monoenergético [Hsieh, 2009].

Donde I_0 es la intensidad del haz incidente, I la del haz transmitido y μ corresponde al coeficiente lineal de atenuación. Para un material dado, μ depende de la energía de los fotones con los que interacciona el material y para una energía dada depende de la densidad del material. El coeficiente lineal de atenuación considera todas las contribuciones debido a los efectos de dispersión o absorción, como se representa en la Figura 2.6. En el intervalo de rayos X utilizados para diagnóstico (entre 20 y 150 keV), el efecto de producción de pares

no contribuye.

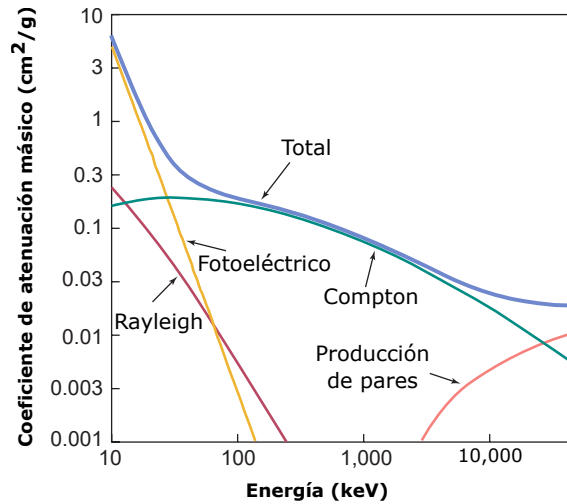


Figura 2.6 – Coeficientes másicos de atenuación de tejido blando en el intervalo de energías de interés clínico [Bushberg, 2012].

Si se considera que el haz de rayos X atraviesa una serie de materiales de distinto coeficiente lineal de atenuación (Figura 2.5) en forma de rayos paralelos, el haz de cada rayo estaría dado por la ecuación 2.3. Lo anterior puede expresarse desde el punto de referencia de un sistema rotado un ángulo θ , como se ejemplifica en la Figura 2.7, haciendo tender a cero a Δx ; en este caso la suma se expresa como una integral de línea sobre la trayectoria del rayo (ecuación 2.4).

$$I = I_0 e^{-\Delta x \sum_{n=1}^N \mu_n} \quad (2.3)$$

$$I_\theta(x_r) = I_0 e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(x,y) dy_r} \quad (2.4)$$

Si dividimos entre I_0 y tomamos el logaritmo natural obtenemos la ecuación 2.5, que representa la integral de línea de los coeficientes lineales de atenuación sobre un rayo del haz de rayos X, y a esta cantidad se le denomina *proyección* ($p_\theta(r)$). Cada proyección contiene información del objeto de estudio y el conjunto de adquisiciones alrededor del mismo es ordenada en un espacio bidimensional (x_r, θ) denominado sinograma (Figura 2.7).

$$p_\theta(r) = -\ln \left(\frac{I_\theta(x_r)}{I_0} \right) = \int_{L_{r,\theta}} \mu(x,y) dy_r \quad (2.5)$$

Sin embargo, lo anterior es válido sólo en condiciones ideales de un haz monoenergético y geometría de haz paralelo. En condiciones reales el haz emitido por el tubo de rayos X es polienergético y en forma de abanico o cónico. Lo primero afecta el valor de μ , ya

que es dependiente de la energía y lo segundo implica correcciones por la geometría del sistema. Éstas son solo dos de varias consideraciones del proceso general de adquisición de proyecciones y reconstrucción de imágenes.

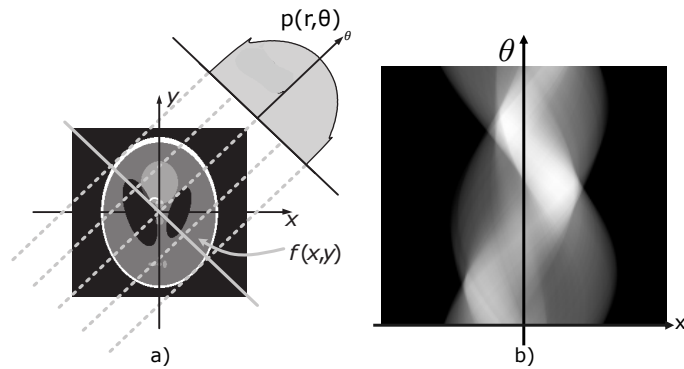


Figura 2.7 – a) Ejemplo de una proyección del maniquí Shepp-Logan bidimensional y b) sinograma del mismo en el intervalo de 0° a 180° .

2.3.3 DETECTORES DE RAYOS X

La forma y disposición de los elementos del detector dependen de la geometría de adquisición. Para el caso de CBCT, los detectores de panel plano (FDP) son los más utilizados. Éstos consisten en un arreglo 2D de elementos con tamaño entre 50 y 120 μm por lado, denominados píxeles. Los FDPs se clasifican en dos modalidades (Figura 2.8), los paneles planos de conversión directa en los que se utiliza un material semiconductor, y los de conversión indirecta, que emplean un material centellador como elemento sensible con el que interaccionan los rayos X. En los primeros, los rayos X generan pares electrón-hueco en el semiconductor y los electrones son colectados por electrodos individuales, produciendo señales eléctricas directamente proporcionales a la energía depositada por los rayos X incidentes. El Silicio y Selenio amorfo son ampliamente utilizados en este tipo de detectores [Shaw, 2014]. Para la detección por conversión indirecta, los rayos X inciden en el centellador provocando que éste emita luz visible, la cual es captada y convertida a carga por fotodetectores. Los materiales de centelleo más utilizados en la actualidad son el yoduro de cesio dopado con talio, CsI:Tl, y el oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio, $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ [Badea y Panetta, 2014].

Posterior a la capa de material detector se localiza la electrónica de lectura; ésta ha evolucionado desde los primeros sistemas micro CT [Holdsworth *et al.*, 1993], los cuales utilizaban intensificadores de imagen unidos a dispositivos de carga acoplada (CCD). Más adelante los intensificadores fueron sustituidos por detectores de centelleo acoplados con fibra óptica a CCDs, los cuales tienen la ventaja de poseer nivel de ruido bajo incluso a bajas fluencias de rayos X [Badea y Panetta, 2014].

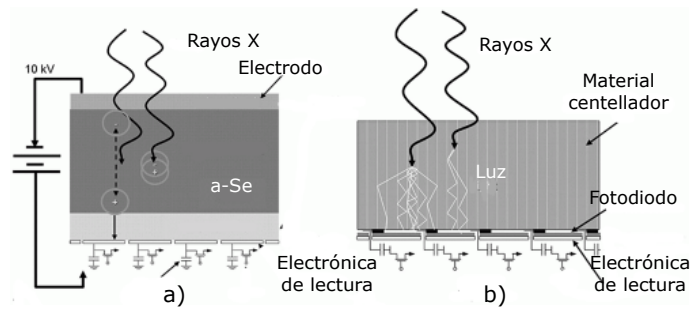


Figura 2.8 – Sección transversal de detectores de conversión a) directa e b) indirecta [Kandarpa y Machan, 2011].

En la actualidad, la mayoría de los FDPs modernos contienen arreglos CMOS en su electrónica de lectura, que permiten alcanzar altas velocidades de lectura. Además, existen modos de lectura con transistores de película delgada (TFT) e incluso detectores que pueden operar en el modo de adquisición por conteo de fotones [Wang *et al.*, 2011]. La etapa de detección da como resultado una imagen digital, que es una representación del haz de rayos X atenuado al interactuar con las estructuras del objeto de estudio y con el detector. Como se ve, la formación de la imagen involucra procesos de conversión (entre ellas la analógica-digital) en los detectores y en sus componentes, lo que da lugar a fluctuaciones en los valores de píxel. Parte de ellas corresponden a ruido estructurado y otras son debidas a fenómenos estocásticos, por lo tanto, la respuesta de los detectores no es uniforme y requiere métodos de corrección posteriores.

2.3.4 RECONSTRUCCIÓN Y DESPLIEGUE

Hasta aquí se cuenta con las proyecciones adquiridas alrededor del objeto de estudio, que para CBCT constan de proyecciones 2D dadas directamente por el detector de panel plano. Cada valor de píxel corresponde a la integral de línea de los coeficientes lineales de atenuación de las estructuras por las que atravesó cada rayo. El objetivo de los algoritmos de reconstrucción es obtener la distribución espacial de dichos coeficientes en un volumen de interés a partir de sus proyecciones. Partiremos de la manera de relacionar una imagen con sus proyecciones en el caso más sencillo, lo cual es posible mediante el teorema de corte central de Fourier, que en pocas palabras establece que “la transformada de Fourier de una proyección paralela a un objeto $f(x, y)$ obtenido en el ángulo θ , es igual a una línea de la transformada de Fourier 2D de $f(x, y)$ tomada en el mismo ángulo” [Hsieh, 2009] (Figura 2.9). Si se adquiere un número suficiente de proyecciones y se toman sus transformadas de Fourier 1D para construir la representación de la imagen en el espacio de frecuencias, la reconstrucción se puede obtener mediante la transformada inversa bidimensional de Fourier [Hsieh, 2009; Shaw, 2014].

Sin embargo, al aplicar la Transformada de Fourier el patrón de muestreo producido es polar, no cartesiano y para realizar la transformada rápida inversa de Fourier 2D, estas muestras deben interpolarse a coordenadas cartesianas. Dado que en el dominio de Fourier cada punto representa determinada frecuencia espacial, un error afectaría toda la imagen resultante [Hsieh, 2009; Natterer, 1986]. De modo que este método es poco práctico de implementar desde el punto de vista computacional.

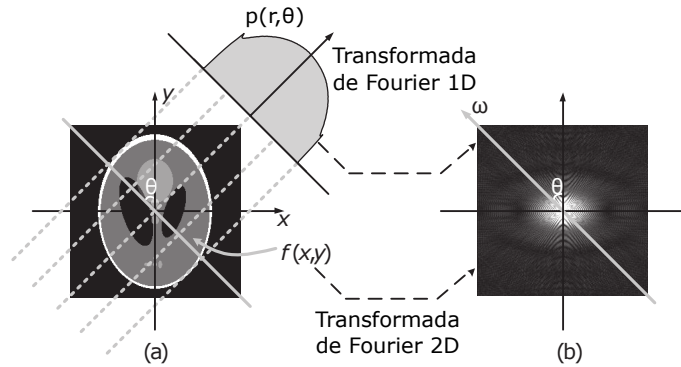


Figura 2.9 – Teorema de corte central de Fourier [Shaw, 2014]. a) Proyección del objeto de estudio y b) espacio de frecuencias al aplicar la Transformada de Fourier 2D.

Existe un método derivado del anterior y ampliamente usado por su eficiencia: la reconstrucción por retroproyección filtrada (FBP). A grandes rasgos, la FBP consiste en redistribuir cada proyección a lo largo de la trayectoria de los rayos X de manera equitativa. En este caso cada proyección se convoluciona (o multiplica en el espacio de frecuencias) con un filtro que permita atenuar la respuesta a altas frecuencias (Figura 2.10a). El uso de filtros permite reducir los efectos de borrosidad inducidos por el proceso de retroproyección, los más utilizados son el filtro rampa, Hamming, Hanning, Parzen y se muestran en la Figura 2.10b. El filtro utilizado se define con una frecuencia de corte que debe ser menor a la frecuencia de Nyquist (ecuación 2.6) para evitar pérdida de información (*aliasing*). En la ecuación 2.6, Δx representa el intervalo de muestreo, que en términos generales está determinado por el tamaño físico de los píxeles en el detector.

$$f_{Ny} = \frac{1}{2\Delta x} \quad (2.6)$$

Es importante mencionar que tanto las proyecciones como la imagen final no se representan como funciones continuas, sino discretizadas para su tratamiento computacional, y que los métodos descritos son válidos bajo condiciones de haz paralelo. En la actualidad la mayoría de los sistemas CT tienen haces divergentes, donde la relación entre la imagen y sus proyecciones no es tan directa [Shaw, 2014], por lo que el principal desafío en reconstrucción de sistemas de haz de abanico y cónico es corregir por efectos geométricos.

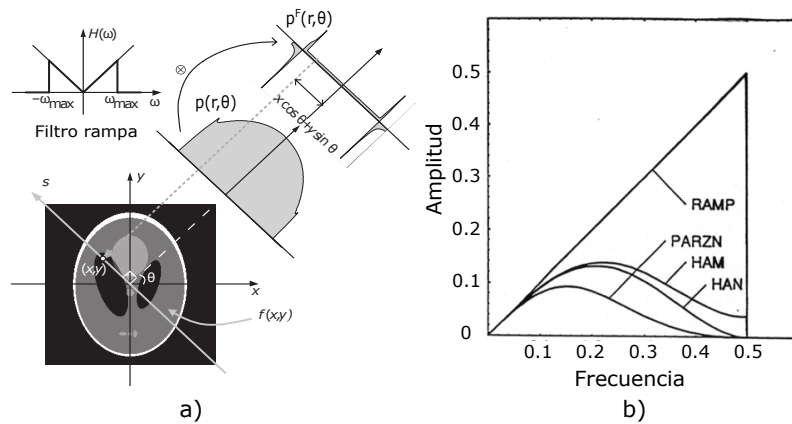


Figura 2.10 – a) Convolución de una proyección obtenida con el filtro rampa y b) filtros utilizados en FBP [Shaw, 2014].

Para el caso de un haz de abanico asociado a un detector plano (Figura 2.11a), se tiene que los elementos del detector se localizan equiespaciados pero con intervalos angulares distintos a lo largo del detector [Hsieh, 2009; Shaw, 2014]. En esta geometría, cada rayo del haz de abanico puede definirse a partir del ángulo θ y la distancia (s) del centro de rotación (isocentro) a la intersección del rayo con un detector virtual localizado en el centro (ver Figura 2.11b). Al relacionar geoméricamente estos parámetros con el ángulo del haz (β), la distancia t y el radio R , la información de las proyecciones de haz de abanico (líneas punteadas) puede ser reordenada como información obtenida con haz paralelo (líneas negras), como se esquematiza en la Figura 2.11b. Este procedimiento se denomina (*rebinning*) y posteriormente es posible aplicar el método FBP para haz paralelo.

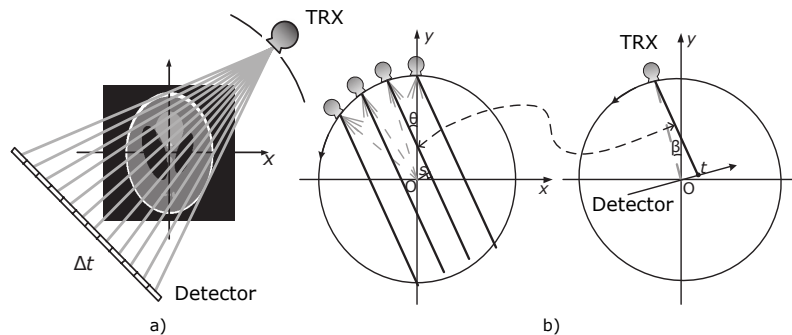


Figura 2.11 – a) Geometría de haz de abanico sobre un detector plano y b) proceso de *rebinning* [Shaw, 2014].

Para el caso de haz cónico, detector plano y trayectoria circular solo existen métodos de reconstrucción aproximados, de los cuales el algoritmo Feldkamp, Davis y Kress (FDK), propuesto en 1984, ha permitido obtener reconstrucciones de manera muy eficiente [Feldkamp *et al.*, 1984]. Este método sigue el principio de reacomodar la información de las proyecciones de haz cónico a paralelo para después aplicar FBP [Shaw, 2014], y por tanto puede

considerarse como una extensión del método FBP para haz de abanico y detector plano, ya que el haz cónico puede pensarse como una serie de haces de abanico con diferentes angulaciones respecto al haz central. El algoritmo FDK brinda una reconstrucción con buena aproximación si se utilizan ángulos de haz cónico pequeños y las imágenes reconstruidas presentan mejor correspondencia en el plano central, de modo que empeora conforme se alejan de éste. Una vez que se tiene la reconstrucción del volumen de interés, éste se presenta como una serie de imágenes digitales donde cada corte tomográfico es un mapa 2D de los coeficientes lineales de atenuación. Para fines prácticos, se hace una normalización de la intensidad o valor de cada píxel con respecto al del agua, para obtener una cantidad conocida como número CT que se expresa en unidades Hounsfield, aplicando la ecuación 2.7.

$$\text{Número CT} = \frac{\mu - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1000 \quad (2.7)$$

2.4 CALIDAD DE IMAGEN

En las técnicas de adquisición de imágenes médicas es crucial asegurar su calidad, de modo que cumplan con los objetivos para los que fueron tomadas. Es por ello que en la práctica se realizan pruebas periódicas de rendimiento de los sistemas formadores de imagen. Recordemos que durante el proceso de formación de imagen la señal inicial es transformada y transmitida a través de varias etapas hasta su despliegue en una imagen digital, donde los valores asociados a cada píxel están relacionados con la información anatómica y/o funcional del objeto de estudio.

En términos de procesamiento de señales, los sistemas de formación de imagen se encargan de dar una señal de salida en función de la señal recibida. La manera en que se evalúa la respuesta del sistema es enviando un impulso o una señal bien definida [Buzug, 2008] y analizando sus funciones de respuesta, también llamadas funciones de transferencia. Éstas ayudan a evaluar de manera objetiva la calidad de imagen, que en general se caracteriza cualitativa o cuantitativamente en términos de resolución espacial, contraste y ruido. Las funciones de transferencia en el dominio espacial son la función de respuesta a un impulso (PSF), la función de respuesta a una línea (LSF) y la función de respuesta a un borde (ESF), mientras que en el dominio de frecuencia tenemos la función de transferencia de modulación (MTF). Todas ellas se describen a continuación, y las Figuras 2.12 y 2.13 muestran la señal de entrada necesaria para determinar cada función de transferencia, así como la respuesta esperada al pasar por el sistema formador de imagen.

2.4.1 RESOLUCIÓN ESPACIAL

La resolución espacial se entiende como la mínima distancia en la que dos objetos pequeños y separados aún se distinguen como distintos, y representa el nivel de detalle de la imagen [Prince y Links, 2015; Shaw, 2014]. Esta característica se ve afectada por factores como el

tamaño de la mancha focal, el tamaño de píxel del sistema detector, así como los algoritmos de reconstrucción [Boone *et al.*, 2012; Bushberg, 2012]. La manera de determinar la resolución espacial de un detector o del sistema involucra el análisis de sus funciones de transferencia, PSF, LSF o ESF en el dominio espacial o MTF en el de frecuencia.

2.4.1.1 FUNCIÓN DE RESPUESTA A UN IMPULSO

La función de respuesta a un impulso representa la salida del sistema correspondiente a una señal de entrada idealmente puntual. También podemos entenderla como el nivel de borrosidad que es inducida al pasar la señal por el sistema formador de imagen [Bushberg, 2012], es decir, la imagen resultante es la convolución del objeto real con la PSF del sistema. En la práctica, para que la fuente se considere puntual, su tamaño debe ser de entre 5 y 10 veces menor que el tamaño del píxel del detector que se evalúa. Esto se logra colocando una placa de un material atenuador de rayos X con un pequeño agujero; en el caso de imágenes tomográficas se utiliza un alambre muy delgado e inclinado respecto al eje central y tomando las respectivas adquisiciones a niveles de exposición altos, de manera que se tenga una señal medible [Bushberg, 2012].

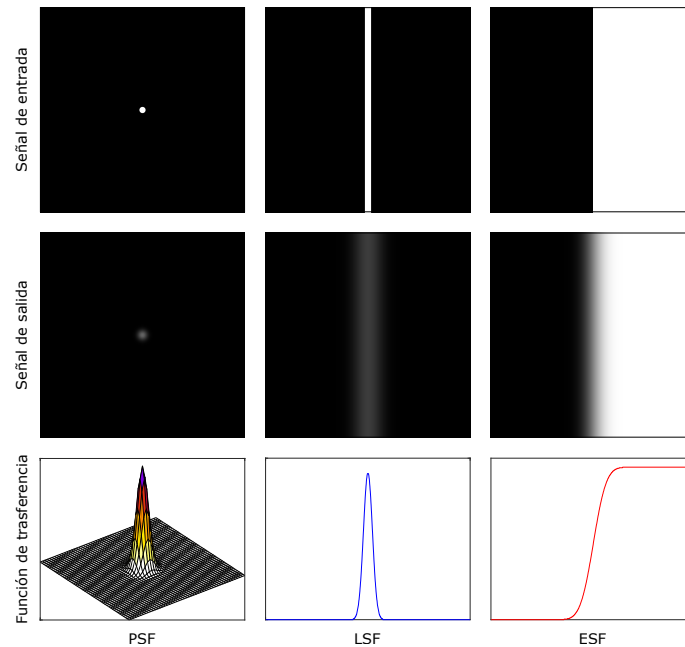


Figura 2.12 – Figura ilustrativa de las funciones de respuesta a un impulso (PSF), a una línea (LSF) y a un borde (ESF) [Boone *et al.*, 2012].

2.4.1.2 FUNCIÓN DE RESPUESTA A UNA LÍNEA

Como su nombre lo indica, corresponde a la respuesta del sistema a una señal emitida por una fuente lineal. La manera de obtenerla es exponiendo una placa de material atenuador

con una rendija si se trata de imágenes planas, mientras que para tomográficas se coloca una placa delgada en dirección del eje central, de modo que en los cortes tomográficos se observe una línea [Bushberg, 2012].

2.4.1.3 FUNCIÓN DE RESPUESTA A UN BORDE

La función de respuesta a un borde es la señal de salida al usar una placa atenuadora con borde pulido como señal de entrada, de modo que se tiene una zona de alta atenuación y una de baja atenuación. En la práctica es más factible obtener la ESF ya que brinda una mejor diferenciación de la señal que en el caso de una rendija o agujero. En estos dos casos para que la señal recibida sea suficiente se requiere una mayor exposición, además, los maniqués son más difíciles de construir y por lo tanto son más costosos [Bushberg, 2012].

Las ecuaciones 2.8 y 2.9 relacionan matemáticamente las funciones de transferencia y son válidas siempre que la PSF sea rotacionalmente simétrica [Boone *et al.*, 2012; Bushberg, 2012], lo que permite la elección de uno u otro método de evaluación.

$$LSF(x) = \int_{y=-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy \quad (2.8)$$

$$ESF(x) = \int_{x=-\infty}^x LSF(x') dx' \quad (2.9)$$

2.4.1.4 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN

La función de transferencia de modulación establece la relación en el espacio de frecuencias entre la modulación de entrada y la de salida de una señal al pasar por un sistema, es decir, mide la respuesta del sistema en función de su frecuencia [Hsieh, 2009]. Se relaciona con la PSF mediante la transformada de Fourier (ecuación 2.10), lo que permite pasar la respuesta del sistema del dominio espacial al de frecuencia [Buzug, 2008].

$$MTF(u, v) = |\mathfrak{F}(PSF(x, y))| \quad (2.10)$$

La MTF del sistema depende de varios factores involucrados en el proceso, siendo los principales el tamaño de la mancha focal del tubo de rayos X, el sistema detector y el algoritmo de reconstrucción [Holdsworth *et al.*, 1993]. Además, permite determinar la resolución espacial de un sistema, que se calcula como el inverso de la frecuencia espacial a la cual la MTF decae al 10%, lo cual se considera como la distancia mínima que el sistema es capaz de resolver.

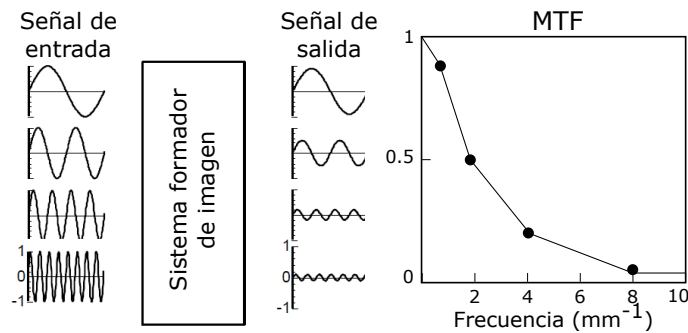


Figura 2.13 – Efecto de modulación de la amplitud de una señal en términos de la frecuencia de entrada (MTF) [Ayala, 2010].

En un sistema ideal la MTF correspondiente es constante en todo el intervalo de frecuencias, pero en la realidad se obtiene una MTF como la que se muestra en la Figura 2.13, donde se observa cómo las señales de bajas frecuencias (objetos grandes) se transfieren de buena manera, mientras que a frecuencias mayores la amplitud de la señal disminuye drásticamente, lo que afecta los detalles finos y los bordes de la imagen, y a la vez significa que se pierde contraste.

2.4.2 CONTRASTE

El contraste de una imagen permite cuantificar diferencias entre intensidades dentro de la misma imagen, ya sea con objetos cercanos o con el fondo, de manera que un alto contraste permite diferenciar entre diferentes tipos de tejido [Prince y Links, 2015]. El contraste se ve afectado principalmente por los rayos X dispersados, ya que éstos contribuyen al fondo de la imagen final [Shaw, 2014].

La forma más sencilla de calcular el contraste entre dos regiones correspondientes a diferentes estructuras está dada por una resta de sus respectivos valores de píxel promedio. Usualmente también se define el término resolución de contraste, que hace referencia a la mínima diferencia detectable entre coeficientes lineales de atenuación cuya métrica está dada por el cociente contraste a ruido (CNR).

$$CNR = \frac{\bar{p}_a - \bar{p}_b}{\sigma} \quad (2.11)$$

Donde $\bar{p}_a - \bar{p}_b$ es el contraste (resta de los valores promedio de una región A y B) y σ el ruido.

2.4.3 RUIDO

En imagenología por rayos X el ruido hace referencia a fluctuaciones en los valores de píxel o voxel de la imagen [Bushberg, 2012; Hsieh, 2009; Prince y Links, 2015] es decir, aquellas variaciones que no están asociadas a diferencias reales del coeficiente lineal de atenuación del objeto de estudio [Shaw, 2014] y cuya presencia afecta negativamente la calidad de

la imagen. Su fuente proviene de la naturaleza de los fenómenos físicos involucrados en el proceso de formación de la imagen, desde la generación del haz, la interacción con la materia, la detección del haz atenuado hasta la conversión analógica digital y despliegue. De manera que la instrumentación, los parámetros de adquisición, la electrónica empleada, incluso los propios algoritmos de reconstrucción, terminan por sumar ruido a la imagen y, por tanto, afectan su calidad. Al hablar de ruido es importante diferenciar entre dos tipos principales: el ruido patrón o estructurado y el ruido aleatorio.

El ruido estructurado consiste en un patrón debido a variaciones en la ganancia de los detectores; dichas variaciones son constantes en todas las adquisiciones, lo que facilita su corrección con procesamiento de imágenes. El ruido aleatorio no tiene una distribución fija, es decir, es diferente en cada imagen, aún cuando se adquieran bajo las mismas condiciones; está directamente relacionado por los parámetros de adquisición, tales como voltaje, mAs del tubo de rayos X, velocidad de escaneo, así como por la eficiencia de los detectores [Hsieh, 200].

En CBCT y debido a que la fluencia de fotones no es equivalente en todos los elementos del detector, tendremos que el ruido varía de acuerdo a la posición en la que se mide, por lo que se dice que no es estacionario. En este trabajo se abordan dos caracterizaciones aplicadas al ruido aleatorio, una de primer orden o estadística y otra de segundo orden a partir del análisis de la potencia espectral de ruido (NPS).

La caracterización a primer orden tiene sus bases en la naturaleza aleatoria del fenómeno para adquirir las imágenes, como se mencionó antes; las emisiones de rayos X ocurren en momentos y en direcciones aleatorias, su interacción con el objeto de estudio y en los elementos del detector son procesos que siguen un comportamiento estadístico, específicamente uno binomial. En la interacción de los electrones rápidos con el ánodo del tubo de rayos X, la probabilidad de que se produzcan rayos X es muy baja (apenas 1 %) comparada con el total de interacciones, además que dichos eventos son independientes entre sí, por lo que la función de distribución de Poisson es útil para describir este proceso [Prince y Links, 2015].

La ecuación 2.12 expresa esta función de probabilidad, donde N es la variable aleatoria y discreta, n el número de ocurrencias y λ el valor esperado de N . Dicha distribución es aplicable a los procesos de interacción de los rayos X en el objeto de estudio y en el detector, y tiene la característica que su media es igual a su varianza. Además, si el número de rayos X aumenta, el Teorema del límite central asegura que el comportamiento se aproxima a una distribución gaussiana, ver ecuación 2.13 [Buzug, 2008].

$$P[N = n] = \frac{\lambda^n}{n!} e^{-\lambda} \quad (2.12)$$

$$P[N = n] \approx \frac{1}{\sqrt{2\pi\lambda}} e^{-\frac{(\lambda-n)^2}{2\lambda}} \quad (2.13)$$

Es posible analizar el ruido como una desviación del valor esperado dentro de una región uniforme [Prince y Links, 2015; Shaw, 2014]. Sin embargo, este análisis es muy superficial y no brinda suficiente información respecto al ruido, por lo que un análisis más profundo requiere evaluar la textura del ruido en términos de su frecuencia, en lo que se llama caracterización de segundo orden. El espectro de potencia de ruido, o espectro de Wiener, es la métrica en este caso y determina el nivel de ruido en el espacio de frecuencias espaciales. La Figura 2.14 muestra un ejemplo de cómo la señal es afectada al pasar por el sistema formador de imagen, se observa cómo la amplitud decrece conforme aumenta la frecuencia.

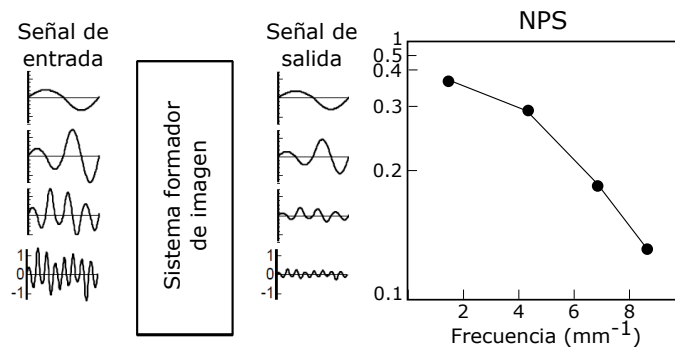


Figura 2.14 – Modulación de la amplitud de las componentes de ruido como función de la frecuencia espacial (NPS) [Ayala, 2010].

La transformada de Fourier es una herramienta fundamental para su cálculo; ésta permite representar una función como una superposición de funciones sinusoidales con fases y frecuencias distintas. La transformada de Fourier bidimensional se expresa matemáticamente con la ecuación 2.14.

$$\mathfrak{F}(u, v) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)} dx dy \right| \quad (2.14)$$

Para obtener el NPS de una imagen $I(x, y)$, se seleccionan N regiones de interés sobre una región de ruido, a las que se resta su media para fijarla en cero; de esta diferencia se obtiene el valor absoluto al cuadrado de la transformada de Fourier bidimensional, de modo que para cada ROI la potencia espectral de ruido se obtiene con la ecuación 2.15, donde dx y dy son el tamaño de píxel en las direcciones x e y , Nx y Ny son el tamaño de la región de interés seleccionada; posteriormente éstas son promediadas entre las N ROIs.

$$NPS_{ROI}(u, v) = \left| \mathfrak{F}(ROI(x, y) - \overline{ROI(x, y)}) \right|^2 \frac{dxdy}{NxNy} \quad (2.15)$$

La ecuación anterior puede extenderse al caso tridimensional, si la región seleccionada es un volumen, en cuyo caso se emplearía la transformada de Fourier 3D. Se tiene además la propiedad de que la integral del NPS hasta la frecuencia de Nyquist es igual a la varianza [Shaw, 2014].

2.4.4 DETECTABILIDAD CUÁNTICA

Otro factor que evalúa el rendimiento del detector, pero de forma general, es la eficiencia de detectabilidad cuántica (DQE), que relaciona el ruido debido a las fluctuaciones aleatorias con la eficiencia de los detectores. En otras palabras, cuantifica cómo el detector degrada la imagen que contiene ruido en su información y se calcula como un cociente adimensional de la respuesta del sistema expresado en términos de la MTF entre el ruido, dado por el NPS (ecuación 2.16).

$$DQE(u) = \frac{q|MTF(u)|^2}{NPS(u)} \quad (2.16)$$

Donde q es la fluencia de rayos X, el DQE puede tomar valores entre 0 y 1, un valor mayor se interpreta como un mejor rendimiento del detector [Beutel *et. al*, 2000].

CAPÍTULO 3

MATERIALES Y MÉTODOS

En este capítulo se describen los métodos, condiciones y parámetros utilizados en la adquisición de las imágenes analizadas para este trabajo, las cuales fueron obtenidas con el microtomógrafo de rayos X del Laboratorio de Imágenes Biomédicas del IFUNAM. Se describe el procedimiento aplicado para su corrección y en su caso, reconstrucción. Se explica el procedimiento para la obtención de las funciones de transferencia del detector y del sistema, los maniqués empleados en cada caso y los códigos implementados.

3.1 EQUIPO DE MICROTOMOGRAFÍA

El micro-CT del Laboratorio de Imágenes Biomédicas del IFUNAM es un sistema con base giratoria en la que se coloca el objeto de estudio, de manera que el tubo de rayos X y el detector permanecen fijos. La disposición del arreglo experimental se muestra en la Figura 3.1, en la que se pueden observar sus componentes principales:

- Tubo de rayos X Oxford Apogee Serie 5000, ánodo de W, mancha focal de $35 \mu\text{m}$ y apertura de haz de 22° . El voltaje de operación máximo es de 50 kV y la corriente de 1 mA; cuenta con ventana de Be y un filtro añadido de 1 mm de Al.
- Detector de panel plano Radicon Shad-o-Box 2k, que consiste en un arreglo de 2048×1024 fotodiodos CMOS acoplado a una pantalla de centelleo de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ (oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio). El tamaño físico de cada píxel es de $48 \mu\text{m}$ de lado. Las dimensiones del detector son $10 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ y está dividido en 4 paneles. Las señales son digitalizadas en 12 bits de resolución por píxel.
- Platina de rotación Standa 8MR150-1, permite rotar en pasos de 0.01° . La platina está conectada a un adaptador donde se coloca el objeto de interés.

Todas las adquisiciones se obtuvieron con los parámetros de operación estándar, que se resumen en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 – Parámetros estándar de operación del sistema Micro-CT.

Voltaje	Corriente	Tiempo de exposición por proyección
50 kVp	1 mA	500 ms

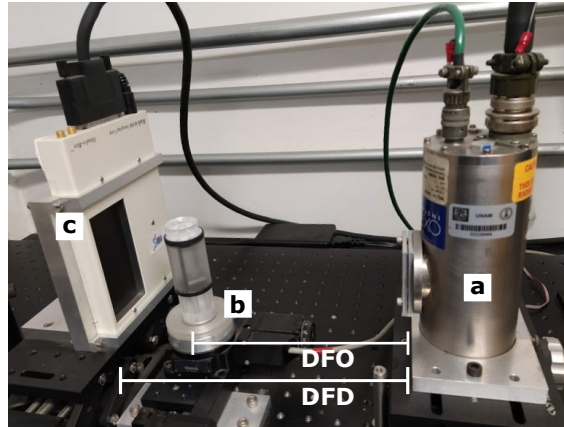


Figura 3.1 – Arreglo experimental, donde se muestran la distancia fuente detector (DFD) y la distancia fuente objeto (DFO). a) Tubo de rayos X, b) base giratoria y c) detector de panel plano.

Para las imágenes tomográficas, las adquisiciones fueron tomadas considerando la distancia fuente detector de 297.20 mm y la distancia fuente objeto de 219.76 mm, lo que dio como resultado un factor de magnificación de 1.35.

3.2 CORRECCIÓN DE IMÁGENES PLANAS

Las imágenes *crudas* (proyecciones sin procesar) que produce el detector tienen componentes de ruido estructurado. Además, la respuesta del detector no es igual en todos los píxeles, por lo que es necesario hacer una corrección por no uniformidad. El método más utilizado es la corrección por campo plano (FFT), aunque también existen métodos más complejos, como los de ganancia polinomial (PGC).

Antes de aplicar alguno de estos métodos es importante determinar la posición de los píxeles que tienen una sub- o sobre-respuesta, normalmente denominados *outliers*, es decir, de aquellos píxeles que presentan valores muy por encima o por debajo del valor promedio de sus vecinos. Esto se realiza por software y para este trabajo se utilizó el programa de código abierto ImageJ [ImageJ, 2021]. Para eliminar un *outlier* es necesario determinar el área sobre la cual se calcula la mediana de los valores de píxel, especificada mediante un radio con centro en el píxel a modificar, así como el valor umbral que define la diferencia del valor de píxel respecto a la mediana a partir del cual será estimado el nuevo valor de píxel. Para

este trabajo el radio se fijó en 2 píxeles y el umbral en 50.

La corrección por campo plano utiliza imágenes que contienen información del ruido electrónico y de la respuesta de los detectores. Las adquisiciones de imágenes del ruido electrónico (*dark*) se obtienen con el tubo de rayos X apagado, y las imágenes de campo plano se obtienen sin objeto de estudio pero con el tubo de rayos X encendido, lo que permite analizar la respuesta de los detectores. Con el fin de reducir las fluctuaciones estadísticas, se hacen varias adquisiciones bajo cada condición y se obtiene una imagen promedio de ruido electrónico y una de campo plano, a las que nombramos D y F respectivamente. Para este trabajo se adquirieron 16 imágenes de cada una. Posteriormente se aplica la corrección dada por la ecuación 3.1 a cada proyección.

$$C = k \frac{R - D}{F - D} \quad (3.1)$$

En este caso C es la imagen corregida, R la imagen cruda (sin corregir) y k es un factor de la escala, al que se asignó un valor de 4095 debido a la profundidad en bits del conversor analógico-digital del detector (12 bits), con el fin de evitar pérdidas de información. Esta corrección supone una respuesta lineal a la exposición por parte del detector, pero en la realidad la respuesta es ligeramente no lineal, especialmente a valores muy bajos de exposición.

El método de corrección de ganancia polinomial tiene como objetivo aproximar de mejor manera la respuesta real del detector, para lo cual se usa un polinomio de segundo o tercer grado que relaciona la señal promedio del detector como función de la exposición [Cao, 2008]. Idealmente, son necesarias varias adquisiciones de campo plano obtenidas a valores de exposición que aumentan de manera uniforme y posteriormente se hace un ajuste cuadrático por mínimos cuadrados de los valores de píxel. El caso más sencillo es utilizando dos imágenes de entrada, la primera a un valor de exposición y la segunda a la mitad de dicho valor [Graeve, 2001], lo que facilita el sistema de ecuaciones establecido entre los puntos conocidos y los que se busca determinar.

3.3 RESOLUCIÓN ESPACIAL

La resolución espacial del detector de panel plano y la del sistema micro-CT en general se determinaron a partir de la frecuencia a la cual la MTF decae al 10%. La MTF se calcula directamente como la transformada de Fourier de la función de respuesta a un impulso (ecuación 2.10); sin embargo, no siempre se cuenta con una fuente puntual para hacer este análisis por lo que es necesario obtenerla a partir de medidas de la LSF o ESF. Para este trabajo se utilizó un maniquí de borde para estimar la ESF de imágenes planas (proyecciones) y un maniquí de alambre que permite determinar la PSF del sistema directamente de las imágenes reconstruidas. Para fines prácticos el subíndice 2D hace referencia al análisis

realizado sobre imágenes planas y 3D para el análisis hecho sobre imágenes tomográficas. A continuación se describen los algoritmos implementados en Matlab para la obtención de la MTF del detector y del sistema, así como los maniqués empleados en las adquisiciones.

3.3.1 MANIQUÍ DE BORDE

Consiste en una placa de acero de 6 cm × 12 cm y 1 mm de espesor con uno de sus bordes pulido con gran precisión; este maniquí se construyó en el Taller Mecánico del Instituto de Física de la UNAM. Al colocar la placa, ésta debe ir inclinada un ángulo pequeño respecto al eje ánodo-cátodo. La inclinación de la placa debe ser menor a 5 grados, de manera que las funciones de respuesta a un borde de cada renglón se desfasen una pequeña distancia, con lo cual se puede realizar el sobremuestreo, como se detalla más adelante.

3.3.2 MANIQUÍ QRM MICRO-CT WIRE

El maniquí utilizado (Micro-CT Wire, QRM, Alemania) consiste en un contenedor cilíndrico de plástico muy delgado. En su interior contiene aire y se localizan dos alambres de tungsteno de 10 μm de diámetro ligeramente inclinados respecto a su eje, uno localizado en el centro y otro cerca de la periferia. Las dimensiones del cilindro son de 32 mm de diámetro y 40 mm de altura (Figura 3.2), los soportes de los alambres se localizan en la parte superior e inferior del maniquí.

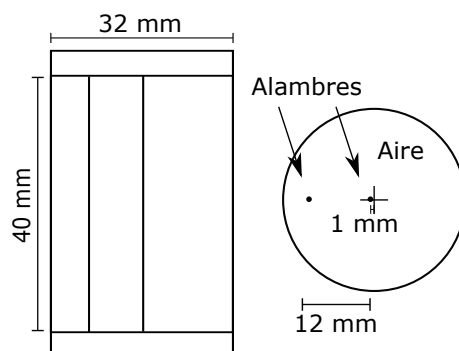


Figura 3.2 – Vista lateral (izquierda) y superior (derecha) del Maniquí QRM Micro-CT Wire.

3.3.3 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL DETECTOR (MTF_{2D})

El algoritmo para el cálculo de la MTF_{2D} fue implementado en Matlab R2017b, y está basado en el método descrito por [Fujita *et al.*, 1992], donde se calcula la MTF a partir de la función de respuesta a una línea o de un borde con un proceso de sobremuestreo. El procedimiento consiste en los siguientes pasos:

1. Obtener una imagen (corregida) del maniquí de borde.
2. Calcular el ángulo de inclinación de la placa sobre la imagen.
3. Establecer un punto de referencia a lo largo de la imagen del borde.

4. Obtener un conjunto de ESFs en una ROI centrada en el punto de referencia.
5. Alinear las ESFs y calcular su promedio.
6. Obtener la LSF mediante la derivada numérica de la ESF.
7. Calcular la MTF mediante la transformada de Fourier de la LSF.

3.3.3.1 OBTENCIÓN DE LA IMAGEN CORREGIDA DEL MANIQUÍ DE BORDE

Las imágenes de entrada corresponden a un promedio de 16 imágenes planas del maniquí de borde colocado a contacto con la superficie del detector, las cuales fueron previamente corregidas por FFC y PGC, además de haberse eliminado los valores atípicos u *outliers*. El tamaño de píxel es de $48 \mu\text{m}$ y la magnificación de 1. La Figura 3.3 muestra un ejemplo de la imagen de borde donde la región oscura corresponde a la placa, dada la alta atenuación de los rayos X, mientras que la zona de color claro corresponde a la señal generada en el detector por los rayos X que llegan directamente del tubo sin ser atenuados.

3.3.3.2 ÁNGULO DE INCLINACIÓN Y PUNTO DE REFERENCIA

Seleccionamos una región de interés (ROI) localizada en el centro de la imagen de 250×500 píxeles (Figura 3.3). Si bien es posible trabajar con la imagen completa, dado que el borde abarca toda la imagen, la mejor estadística y por tanto la mejor relación señal a ruido se localiza en el centro. A continuación se extrajeron los perfiles superior e inferior de la ROI del borde, a los que nombramos ESF_1 y ESF_2 , respectivamente. Los perfiles se graficaron respecto al eje x escalado en mm (Figura 3.3) considerando el tamaño de píxel de 0.048 mm. Nótese que hay un desfase entre las ESFs, y que cada una puede caracterizarse con una función sigmoide (ecuación 3.2). Se realizó un ajuste de los perfiles medidos por mínimos cuadrados usando dicha función con ayuda del software SciDAVis [SciDAVis, 2021] (ecuación 3.3).

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (3.2)$$

$$f(x) = \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{\left(\frac{x-x_0}{dx}\right)}} + A_2 \quad (3.3)$$

En el modelo dado por la ecuación 3.3, A_1 y A_2 representan la amplitud de la señal en la transición de la zona oscura a la clara, x_0 es la posición del borde (al cual $f(x) = (A_1 + A_2)/2$) y dx es el desplazamiento entre dos muestras. El parámetro que nos interesa es x_0 , dado que podemos asociarlo a la posición donde se localiza el borde de la placa en un renglón determinado de la imagen. El ángulo de inclinación de la placa (α) se puede obtener a partir del desplazamiento en píxeles entre los perfiles (correspondiente a 249 renglones)

y la diferencia entre los centros de los ajustes para ESF_1 y ESF_2 , como se ejemplifica en la Figura 3.3.

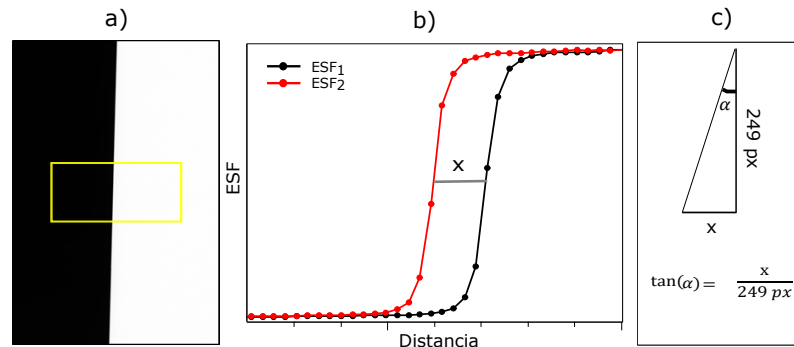


Figura 3.3 – a) Imagen de borde corregida con la ROI seleccionada, b) perfiles correspondientes a ESF_1 y ESF_2 y c) método para calcular el ángulo de inclinación.

Con el valor de α determinamos el desplazamiento d entre los perfiles correspondientes a cada renglón de la imagen con $d = \frac{p_x}{\tan(\alpha)}$ donde p_x corresponde al tamaño de píxel ($48 \mu\text{m}$). Para determinar el punto de referencia, es decir, al que asignaremos el cero de la ESF y que sirve como punto de partida para seleccionar los bloques, se seleccionó el renglón central de la imagen (renglón 1024) y mediante un ajuste sigmoïdal a la ESF de dicho renglón se localizó el píxel en el que se encuentra el borde.

3.3.3.3 ESF SOBREMUESTREADAS, ALINEACIÓN Y CÁLCULO DE SU PROMEDIO

La idea de sobremuestrear es que cada renglón de la imagen es "desplazado" respecto al anterior por el desfase correspondiente a un píxel, es decir, sumar a cada valor del eje x una distancia d para alinearlos. En la práctica y para cada bloque (B_i) de tamaño $N \times C$, donde $N = 1/\tan(\alpha)$, que es el número de ESF necesarias para sobremuestrear dada la inclinación α , cada renglón corresponde a una ESF y la ESF sobremuestreada se construye colocando las columnas de B_i de manera consecutiva, como se ejemplifica en la Figura 3.4.

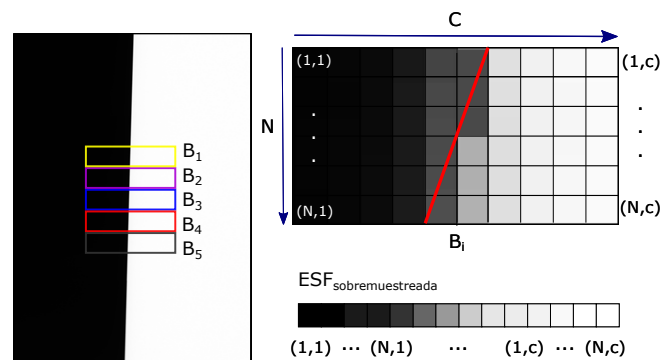


Figura 3.4 – Selección de bloques en la imagen de borde (izquierda) y procedimiento para sobremuestrear las ESF de cada una (derecha).

El código implementado permite seleccionar un número impar de bloques, lo hace a partir del punto de referencia y de cada uno se obtiene una ESF sobremuestreada (ESF_s). La razón de elegir un número impar es para alinear todas respecto a un bloque central, pero esto no es una condición estricta. A su vez, todas las ESF_s son alineadas respecto a la del bloque central, ya que entre ellas hay un corrimiento de N elementos y finalmente, se obtiene su promedio (ESF_{prom}), como se ejemplifica en la Figura 3.5.

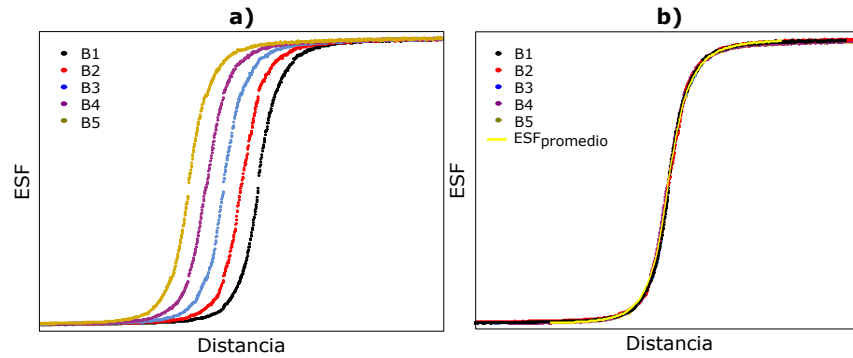


Figura 3.5 – a) ESF sobremuestreadas correspondientes a bloques centrales de la imagen de borde y b) ESF alineadas, así como su promedio.

3.3.3.4 LSF

La LSF se obtuvo calculando la derivada numérica de la ESF_{prom} considerando tres puntos. Para el cálculo de la derivada en un punto, es necesario conocer el valor anterior y el siguiente, como se ve en la ecuación 3.4, por lo que se pierde información del primer y último punto de la LSF final. La LSF obtenida se normalizó respecto a su máximo y se centró en el origen.

$$f'(x) \approx \frac{f(x+h) - f(x-h)}{2h} \quad (3.4)$$

Donde h es el tamaño de paso, en nuestro caso corresponde al desplazamiento d .

3.3.3.5 CÁLCULO DE LA MTF_{2D}

De acuerdo con lo descrito en el capítulo anterior, lo siguiente es obtener la transformada de Fourier de la LSF, usando la transformada rápida de Fourier de Matlab y tomando su valor absoluto. Debido al sobremuestreo, la frecuencia de Nyquist correspondiente es $1/2d$, pero nos interesa conocer la MTF de 0 a $1/2p_x$ que es la frecuencia de Nyquist correspondiente al tamaño de píxel. La MTF_{2D} así obtenida se grafica en dicho intervalo y se normaliza respecto al máximo. Se calcula la frecuencia a la cual la MTF decae al 10% haciendo una interpolación entre los puntos obtenidos y cercanos al punto $(f_{10\%}, MTF_{10\%})$ y finalmente se calcula la resolución espacial como $1/2f_{10\%}$.

3.3.4 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL SISTEMA (MTF_{3D})

El algoritmo implementado para la MTF_{3D} se describe a continuación:

1. Definición de las imágenes y parámetros de entrada.
2. Cálculo del ángulo de inclinación de los alambres.
3. PSF sobremuestreada.
4. Cálculo de la MTF mediante la Transformada de Fourier.

3.3.4.1 DEFINICIÓN DE LAS IMÁGENES Y PARÁMETROS DE ENTRADA

Para obtener las imágenes que nos permitieran calcular la MTF del sistema se adquirieron proyecciones del maniquí QRM Micro-CT Wire, con los parámetros estándar de operación (Tabla 3.1), a pasos angulares de 0.5° , por lo que se obtuvieron 720 proyecciones en total. A partir de éstas se obtuvo la reconstrucción con el algoritmo FDK, con filtrado Hamming y frecuencia de corte 1.0. El tamaño de píxel de las imágenes reconstruidas es de $35.5 \mu\text{m}$ debido a la magnificación de 1.35. La Figura 3.6a muestra una de las imágenes tomográficas reconstruidas donde se distinguen los dos alambres, uno central y otro ubicado en la periferia, a los que denominamos A_1 y A_2 respectivamente. Para este análisis se seleccionaron regiones de interés que incluyeran cada alambre, de 32×32 píxeles a lo largo de 200 cortes tomográficos, lo que representa un volumen de $32 \times 32 \times 200$ vóxeles para cada uno. De modo que las imágenes con las que trabajamos fueron:

- Stack de 200 imágenes tomográficas del alambre 1, de 32×32 píxeles
- Stack de 200 imágenes tomográficas del alambre 2, de 32×32 píxeles

La Figura 3.6b muestra también el ejemplo de una ROI seleccionada donde podemos apreciar la PSF del sistema a la que llamaremos PSF_{3D} .

3.3.4.2 CÁLCULO DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN DE LOS ALAMBRES

El proceso es igual para cada alambre. Para empezar, consideramos la información de cada *stack* de imágenes como una matriz tridimensional de tamaño $a \times b \times c$. Necesitamos proyectar cada PSF_{3D} tanto en dirección horizontal (H) como vertical (V), con lo que obtendremos una PSF por cada dirección de proyección, como se ejemplifica en la Figura 3.6b.

Para cada dirección tendremos 200 PSFs contenidas en una matriz de tamaño $c \times a$ para las horizontales y $c \times b$ para las verticales, las cuales se encuentran desfasadas entre sí debido a la inclinación del alambre, es decir, en cada corte la PSF está desplazada una distancia d . Esta información se utiliza para obtener una PSF sobremuestreada en un método similar al

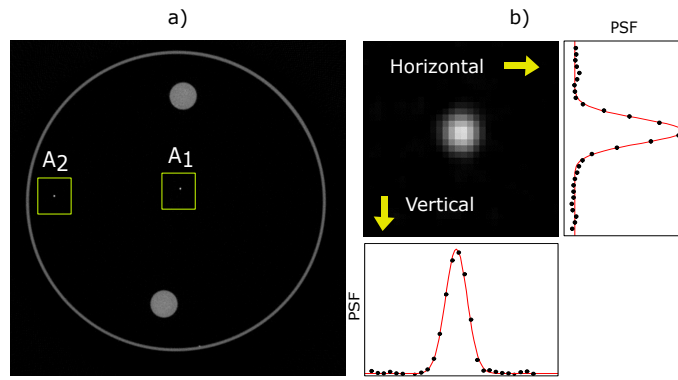


Figura 3.6 – a) Imagen tomográfica del maniquí QRM con las ROIS seleccionadas y b) ejemplo de la PSF unidimensional obtenida en las direcciones horizontal y vertical.

utilizado para la ESF de imágenes planas, pero aquí sin considerar bloques.

Para conocer el desfase entre cada PSF primero se calculó el ángulo de inclinación del alambre, para lo cual se seleccionaron la primera y última PSF, es decir, la del corte 1 y 200 respectivamente. Para cada una se obtuvo un ajuste gaussiano de los puntos con la herramienta *curve fitting* de Matlab, usando la ecuación 3.5 como modelo, de modo que c^2 es igual a $2\sigma^2$, con σ^2 la varianza.

$$f(x) = Ae^{-\left(\frac{x-b}{c}\right)^2} \quad (3.5)$$

Con los datos del ajuste, se obtuvieron las coordenadas del punto al cual alcanzaban su máximo (b), es decir, a la media de cada gaussiana se le calculó su diferencia y sabiendo que entre ellas además hay 199 píxeles de diferencia en la otra dirección, se obtuvo el ángulo de inclinación del alambre como se ejemplifica en la Figura 3.7, esto se hizo para cada alambre y para cada dirección.

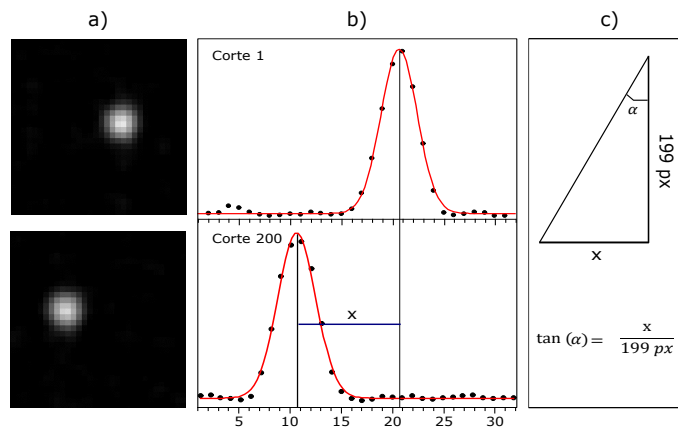


Figura 3.7 – a) Imagen que muestra dos PSFs desplazadas, b) PSF correspondientes a cada corte y c) procedimiento para calcular el ángulo de inclinación.

3.3.4.3 PSF SOBREMUESTREADA

Con los valores conocidos de α para cada caso se determinó el desfase (d) entre las PSF correspondientes a cada renglón con: $d = p_x * \tan(\alpha)$, así como el número de PSF necesarias para sobremuestrear (N). Con lo anterior se obtuvo el eje x y la PSF sobremuestreada de manera análoga que en el caso 2D (Figura 3.4).

3.3.4.4 CÁLCULO DE LA MTF_{3D}

Posteriormente, se calculó la transformada de Fourier usando la función *fft* de Matlab, se obtuvo el valor absoluto y se normalizó respecto al máximo. De los resultados obtenidos se graficó la MTF de 0 a la frecuencia de Nyquist sin considerar el sobremuestreo.

3.3.5 MTF_{3D} ANALÍTICA

Además de la MTF obtenida directamente de los puntos dados por el sobremuestreo de la PSF, se calculó la MTF_{3D} analítica, que nombramos así porque se obtuvo al aplicar la transformada de Fourier a la ecuación de ajuste de la PSF sobremuestreada.

Los primeros pasos del procedimiento para obtenerla coinciden con el descrito en la sección anterior hasta el apartado 3.3.4.3.

Una vez que obtenemos los puntos de la PSF sobremuestreada para cada caso, se seleccionó una región que incluyera la parte central de la PSF y se obtuvo un ajuste gaussiano con la herramienta *curve fitting* de Matlab, usando la ecuación 3.5 como modelo. Con los parámetros obtenidos se determinó cada función gaussiana (ecuación 3.6) y se calculó analíticamente su transformada de Fourier, la cual es otra función gaussiana en el espacio de frecuencias dada por la ecuación 3.7.

$$f(x) = Ae^{-ax^2} \quad (3.6)$$

$$\mathfrak{F}(\omega) = A\sqrt{\frac{\pi}{a}}e^{-\frac{\pi^2\omega^2}{a}} \quad (3.7)$$

3.4 RUIDO

Para este trabajo se evaluó el nivel de ruido del detector y del sistema haciendo un análisis estadístico así como uno de segundo orden por medio del espectro de potencia de ruido. En ambos casos los subíndices 2D y 3D hacen referencia al análisis sobre imágenes planas y tomográficas respectivamente.

3.4.1 CARACTERIZACIÓN DE PRIMER ORDEN

El análisis estadístico consistió en obtener los histogramas, la media y desviación estándar sobre regiones de interés de imágenes de ruido aleatorio.

3.4.1.1 ANÁLISIS EN IMÁGENES PLANAS

En el caso 2D se utilizó una serie de 16 imágenes de campo plano, obtenidas sin colocar objeto de estudio entre la fuente y el detector y otra de 16 imágenes con el tubo de rayos X apagado (*Dark*) (Figura 3.8). Dado que no hay objeto de estudio, el tamaño de píxel se considera de $48 \mu\text{m}$ y la magnificación de 1. Cada serie se guarda en una matriz M de tamaño $2048 \times 1024 \times 16$ y para que sólo contenga ruido estadístico, se obtuvieron restas entre imágenes consecutivas, es decir de $M(:, :, i + 1) - M(:, :, i)$, con $i = 1, 2, \dots, 15$.

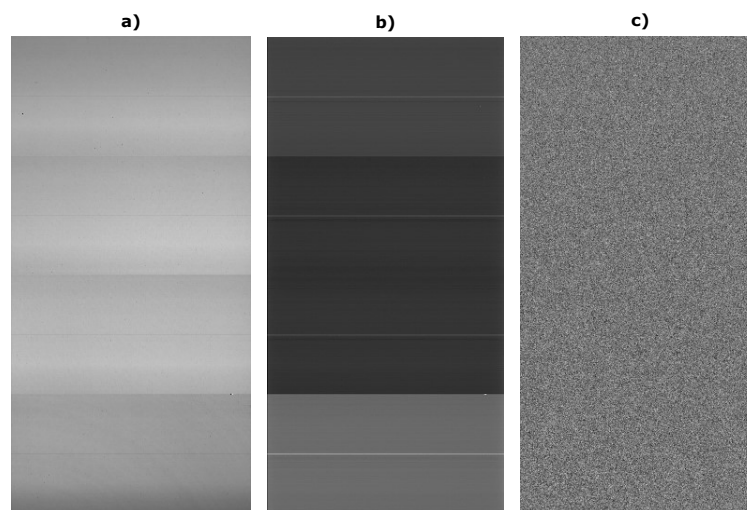


Figura 3.8 – Imágenes de ruido utilizadas para el análisis a primer y segundo orden. a) Ejemplo de imagen de campo plano, b) imagen de ruido electrónico, c) diferencia entre dos adquisiciones consecutivas de campo plano.

Las funciones requieren como entrada la serie de imágenes contenidas en una matriz y devuelve un vector con los valores promedio y otro con las desviaciones estándar calculadas para cada imagen restada; el cálculo se efectuó considerando cada imagen completa.

3.4.1.2 ANÁLISIS EN IMÁGENES TOMOGRÁFICAS

Para el caso 3D se adquirieron 360 proyecciones de un maniquí uniforme, que consiste en un contenedor plástico de aproximadamente 2.5 cm de diámetro interno lleno con agua. Dichas adquisiciones se obtuvieron con los parámetros estándar de operación y a pasos angulares de 1° . Posteriormente fueron corregidas tanto por FFC como PGC y a partir de ellas se obtuvo la reconstrucción con el algoritmo FDK, con filtrado Hamming y frecuencia de corte 1.0.

El tamaño de píxel de las imágenes reconstruidas es de $35.5 \mu\text{m}$ debido a la magnificación de 1.35. Las imágenes utilizadas en el análisis corresponden a la diferencia entre dos cortes consecutivos a diferentes alturas a lo largo del maniquí:

- 6 cortes a 3 alturas diferentes (200 y 201, 1005 y 1006, 1750 y 1751) con corrección FFC.
- 2 cortes al centro del maniquí (1005 y 1006) con corrección PGC.

De lo anterior se obtuvieron sustracciones de cortes consecutivos a cada altura y para cada tipo de corrección. La Figura 3.9 muestra un ejemplo de un corte tomográfico del maniquí, así como de una sustracción entre cortes consecutivos; las operaciones se hicieron en ImageJ. En la figura se logran apreciar artefactos de anillo, producidos comúnmente por errores en un elemento del detector o canal de lectura y que se propagan al reconstruir [Buzug, 2008].

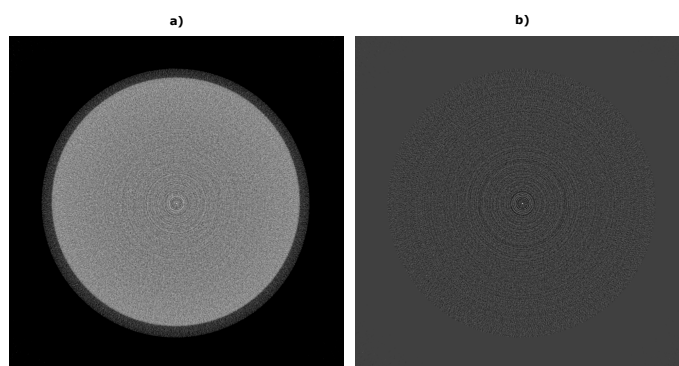


Figura 3.9 – Imágenes de ruido aleatorio utilizadas para el análisis a primer y segundo orden. a) Ejemplo de imagen reconstruida del maniquí de agua y b) sustracción de cortes tomográficos consecutivos.

3.4.2 ESPECTRO DE POTENCIA DE RUIDO (NPS)

El procedimiento para obtener el espectro de potencia de ruido está basado en el protocolo del Reporte No. 87 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas [ICRU, 2012]. El algoritmo se implementó en Matlab, es aplicable tanto para imágenes planas como tomográficas y se describe a continuación.

1. Definición de la imagen de ruido estadístico.
2. Selección de las regiones de interés y resta de su media aritmética.
3. Transformada de Fourier y NPS.
4. Despliegue de resultados.

3.4.2.1 DEFINICIÓN DE LA IMAGEN DE RUIDO ESTADÍSTICO

Las imágenes utilizadas son las que se especifican en la sección 3.4.1

Se implementó una función en Matlab para calcular el NPS de un número dado n de regiones de interés cuadradas de tamaño N_x por N_y , de una imagen de tamaño $R \times C$. Requiere como entrada el nombre de la imagen y ésta debe ser tipo *double*, el radio (r) a partir del centro, los ángulos inicial y final, el número de ROIs a considerar, el tamaño de píxel de la imagen, así como el tamaño deseado de las ROIs que preferentemente deben ser cuadradas. Las Figuras 3.8c y 3.9b muestran los ejemplos de imágenes de ruido utilizadas en cada caso.

3.4.2.2 SELECCIÓN DE REGIONES DE INTERÉS

Las ROIs se seleccionan equidistantes al centro de la imagen una distancia r , como se esquematiza en la Figura 3.10. Es importante que el valor del radio más la mitad del tamaño del lado de la ROI no exceda la mitad del tamaño de la imagen, de otro modo, habrá ROIs que no tengan información por hallarse fuera de la imagen o matriz de valores.

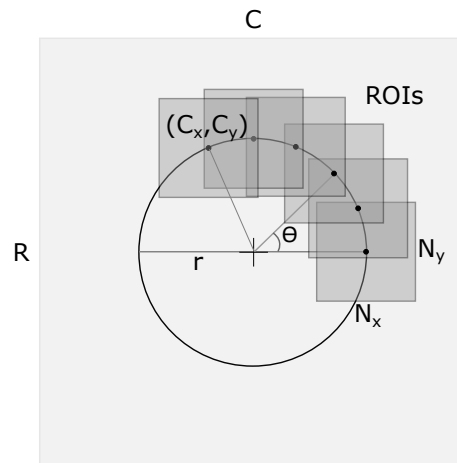


Figura 3.10 – Esquema de la selección de ROIs del algoritmo para la NPS.

Lo primero es determinar los centros de las ROIs, que estarán sobre la circunferencia de radio r dado, pero a ángulos distintos respecto a la horizontal. Dichos ángulos se obtienen dividiendo el rango del ángulo inicial y el final entre el número de ROIs. Las coordenadas del centro (C_x, C_y) se obtienen con las ecuaciones 3.7 y se redondean para tener los valores de píxel en números enteros.

$$\begin{aligned} C_x &= r \sin \theta \\ C_y &= r \cos \theta \end{aligned} \tag{3.8}$$

Con los valores C_x y C_y se ubica el centro real de la ROI sumando (C_x, C_y) a las coordenadas del centro de la imagen $(R/2, C/2)$ y luego las ROIs se seleccionan sobre la región de la imagen a partir del centro, de $-N_x/2$ a $(N_x/2) - 1$ y de $-N_y/2$ a $(N_y/2) - 1$.

3.4.2.3 TRANSFORMADA DE FOURIER Y NPS

Lo siguiente es calcular la transformada de Fourier bidimensional discreta con la función *fft2* de Matlab, de la cual se toma el valor absoluto y se aplica a cada ROI menos su promedio, esto es para fijar la media en 0. Posteriormente se obtiene el promedio de las transformadas bidimensionales; la ecuación 3.8 describe cómo se calcula el NPS bidimensional.

$$NPS = \frac{1}{N} \sum_{I=1}^N \left| DFT_{2D}[ROI - \overline{ROI}] \right|^2 \frac{\Delta x \Delta y}{N_x N_y} \quad (3.9)$$

Donde Δx y Δy es el tamaño de píxel en las direcciones x e y . Al final, se tiene una matriz o mapa bidimensional de tamaño $N_x \times N_y$ con los valores del NPS.

3.4.2.4 DESPLIEGUE DE RESULTADOS

Los valores del NPS pueden presentarse por medio de una imagen donde cada píxel representa la intensidad del NPS o bien extraer los perfiles horizontal, vertical o radial y graficarlos a partir del centro (Figura 3.11). Los perfiles horizontal y vertical se obtuvieron seleccionando directamente el renglón y la columna central de la matriz de valores del NPS, mientras que el perfil radial se obtuvo con una función implementada en Matlab, la cual obtiene un valor promedio de perfiles seleccionados radialmente sobre un círculo que tiene como diámetro el tamaño de la ROI y cuyo centro se eligió como el centro de la matriz. Las gráficas se reportan hasta la frecuencia de Nyquist (f_{Ny}) y generalmente en escala logarítmica base 10.

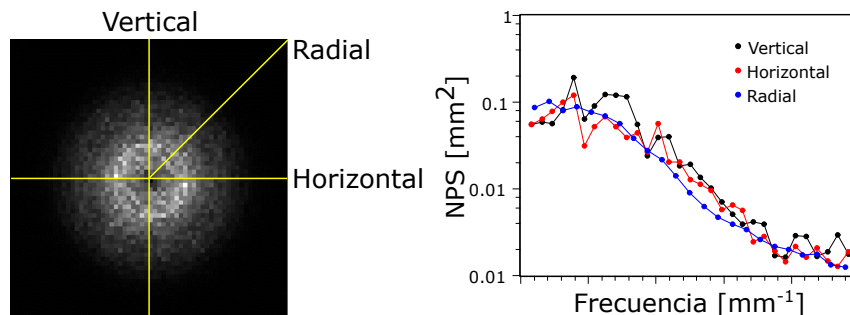


Figura 3.11 – NPS bidimensional (izquierda) y perfiles vertical, horizontal y radial (derecha).

3.4.3 DETECTABILIDAD CUÁNTICA

El coeficiente de detectabilidad cuántica (DQE) se evalúa sobre el detector, por lo que se consideraron los resultados de la MTF_{2D} y el NPS_{2D} con corrección de campo plano, las imágenes utilizadas se encuentran ya linearizadas por el método de corrección, pero para efectuar el cociente dado por la ecuación 2.16, primero es necesario interpolar los puntos del MTF_{2D} a las mismas frecuencias del NPS_{2D} . Los resultados obtenidos se grafican hasta la frecuencia de Nyquist.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se presentan los resultados de la evaluación de calidad de imagen del micro-CT del Laboratorio de Imágenes Biomédicas del IFUNAM. Se describen las funciones de transferencia del detector y del sistema obtenidos con los códigos implementados, así como el análisis de ruido en términos estadísticos y con el espectro de potencia de ruido. Finalmente, se muestran los valores de resolución espacial y ruido de las imágenes planas y tomográficas.

4.1 RESOLUCIÓN ESPACIAL

La resolución espacial tanto del detector del micro-CT, como del sistema en general, se determinó a partir de la frecuencia a la cual la MTF decae al 10%. Para este trabajo se utilizó un maniquí de borde para obtener la ESF del detector a partir de las proyecciones, y un maniquí de alambre para determinar la PSF del sistema directamente de las imágenes tomográficas. El subíndice 2D hace referencia al análisis realizado sobre imágenes planas y 3D para el análisis hecho sobre imágenes tomográficas; para el primer caso la frecuencia de Nyquist es 10.4 mm^{-1} , mientras que para el caso 3D es 14.3 mm^{-1} , por la magnificación.

4.1.1 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL DETECTOR (MTF_{2D})

El algoritmo para la MTF_{2D} implementado y descrito en la metodología requiere los parámetros e imágenes de entrada, que corresponden a un promedio de 16 proyecciones del borde en formato *tiff*. Las imágenes fueron previamente corregidas por FFT y PGC, y se corrigieron los *outliers*. En este caso el tamaño de píxel es de $48 \mu\text{m}$ y la magnificación de 1. El punto de referencia se asignó al píxel (1024, 498), es decir, al renglón 1024 y columna 498.

El ángulo de inclinación del borde fue de 1.1° , por lo que son necesarios 52 renglones para sobremuestrear una ESF. Se seleccionaron 5 bloques a partir del punto de referencia, y se obtuvo una ESF sobremuestreada (ESF_s) de cada uno.

A su vez, todas las ESF_s fueron alineadas respecto a la del bloque central, ya que entre ellas hay un corrimiento de N elementos y finalmente se obtuvo su promedio (ESF_{prom}). La LSF se calculó con la ecuación 3.4, aplicada a la ESF_{prom} con h el tamaño de paso igual al desfase d . Una vez calculada, se normalizó respecto a su máximo y se centró en el origen. De acuerdo con la ecuación 2.10 se obtuvo la MTF del detector empleando una sola imagen corregida (se seleccionó la adquisición 8) o su promedio y para ambos métodos de corrección. Los resultados se muestran normalizados respecto al máximo y hasta de la frecuencia de Nyquist (Figura 4.1).

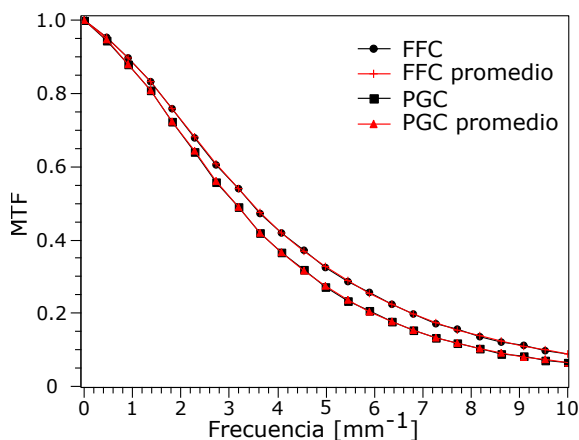


Figura 4.1 – MTF_{2D} de imágenes de borde corregidas con FFC y PGC, considerando una sola imagen corregida, así como el promedio de 16 adquisiciones.

Posteriormente se calculó la frecuencia a la cual la MTF decae al 10% y la resolución espacial del detector, los resultados para cada caso se muestran en la Tabla 4.1. Como se observa, prácticamente no hay diferencias entre calcular la MTF_{2D} sobre una imagen o el promedio de ellas, pero sí al variar el método de corrección. Se obtienen mejores resultados de resolución espacial si se hace la corrección por campo plano. El primer resultado es esperado, ya que calcular el promedio de las adquisiciones tiene un efecto de suavizado, por lo que afecta principalmente el nivel de ruido, más que a la resolución.

Tabla 4.1 – Valores de frecuencia al 10% de la MTF y resolución espacial considerando una imagen y la imagen promedio con cada corrección.

	FFC promedio	FFC	PGC promedio	PGC
Frecuencia [mm^{-1}]	9.51	9.44	8.28	8.25
Resolución [μm]	52.6	53.0	60.4	60.6

Estos resultados se compararon con la MTF dada por el fabricante, los datos de la curva se extrajeron de la hoja técnica del detector con la herramienta *WebPlotDigitizer* y se muestran

en la Figura 4.2. Como se observa, los resultados obtenidos en este trabajo son muy cercanos a lo reportado por el fabricante.

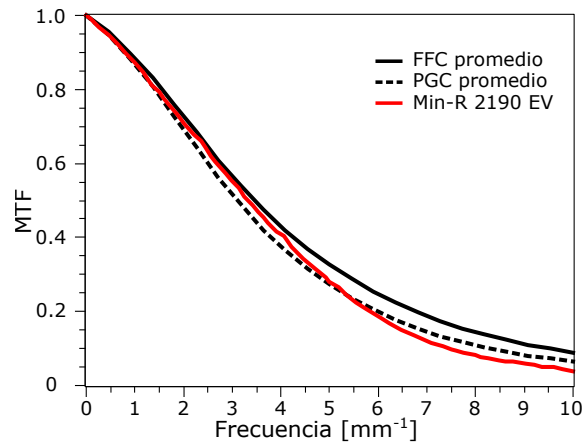


Figura 4.2 – MTF del detector con proyecciones corregidas por FFC Y PGC comparados con la MTF reportada por el fabricante (línea roja).

4.1.2 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN DEL SISTEMA (MTF_{3D})

El algoritmo implementado para la MTF_{3D} requiere como entrada las imágenes del maniquí QRM Micro-CT Wire, reconstruidas con el algoritmo FDK, con filtrado Hamming y frecuencia de corte 1.0. El tamaño de píxel de las imágenes reconstruidas es de $35.5 \mu\text{m}$ y la magnificación de 1.35. Para este análisis se seleccionó un volumen de $32 \times 32 \times 200$ vóxeles para cada alambre.

El primer paso consistió en determinar los ángulos de inclinación (α) y el número de imágenes mínimas necesarias ($N = 1/\tan(\alpha)$) para obtener una PSF sobremuestreada; la Tabla 4.2 muestra dichos resultados tanto para el alambre central (A_1) como para el de la periferia (A_2), así como para cada dirección de proyección (V vertical y H horizontal).

Tabla 4.2 – Ángulos de inclinación y número de imágenes mínimas necesarias para sobremuestrear.

	Alambre 1		Alambre 2	
	α	N	α	N
Horizontal	2.9°	20	0.27°	212
Vertical	0.3°	191	-0.55°	104

Con lo anterior fue posible determinar el desfase d entre las PSFs de cada corte, así como las PSFs sobremuestreadas en cada caso, las cuales se muestran en las Figuras 4.3 y 4.4 con su respectiva curva de ajuste, las cuales se obtuvieron con la herramienta *Curve fitting* de Matlab.

Los parámetros importantes para cada ajuste (ecuación 3.5) se resumen en la Tabla 4.3, no se incluyen los de la media (b), ya que se consideran todos los datos centrados en 0. Como se observa las PSFs siguen un comportamiento gaussiano.

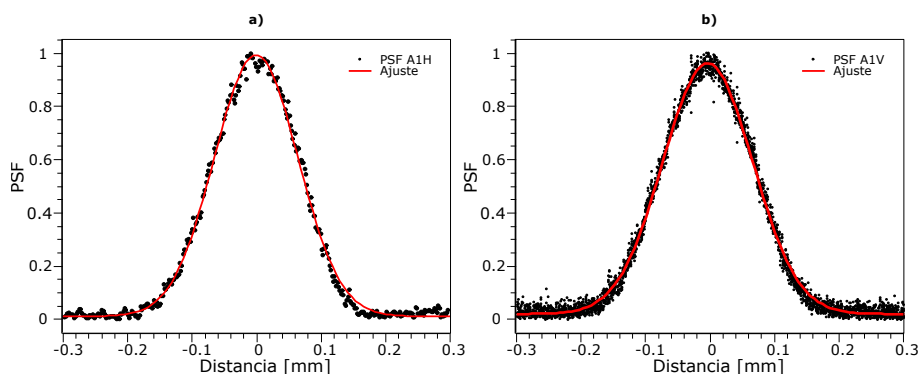


Figura 4.3 – PSF sobremuestreadas en dirección vertical y horizontal de A_1 , con su curva de ajuste.

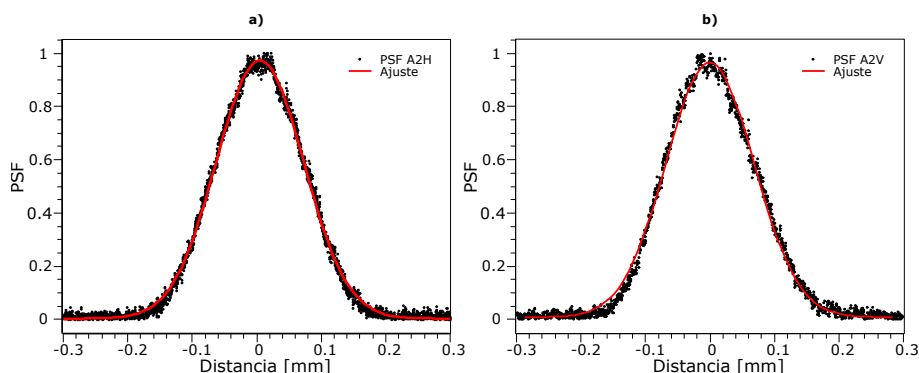


Figura 4.4 – PSF sobremuestreadas en dirección vertical y horizontal de A_2 , con su curva de ajuste.

Tabla 4.3 – Parámetros de ajuste y coeficiente R^2 dados por la herramienta *Curve fitting* de Matlab para cada PSF sobremuestreada.

	Alambre 1			Alambre 2		
	A	c [mm]	R^2	A	c [mm]	R^2
Horizontal	0.9922	0.0931	0.9954	0.9734	0.0961	0.9968
Vertical	0.9564	0.1013	0.9564	0.9636	0.0975	0.9942

A partir de los parámetros obtenidos se calcularon la desviación estándar ($\sigma = c/\sqrt{2}$) y la anchura a media altura (FWHM), aproximada como 2.355σ ; estos valores se muestran en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4 – Valores de desviación estándar y FWHM de las PSF's ajustadas para cada caso.

	Alambre 1		Alambre 2	
	σ [mm]	FWHM [mm]	σ [mm]	FWHM [mm]
Horizontal	0.0658	0.1550	0.0679	0.1599
Vertical	0.0716	0.1686	0.0689	0.1623

Se obtuvo la MTF_{3D} para las PS's sobremuestreadas con el método descrito en la sección 3.3.4, los resultados se grafican hasta la frecuencia de Nyquist sin considerar el sobremuestreo, además de normalizar respecto al máximo (Figura 4.5). En la Tabla 4.5 se resumen los valores de frecuencia a la cual la MTF decae al 10 % y la resolución espacial correspondiente.

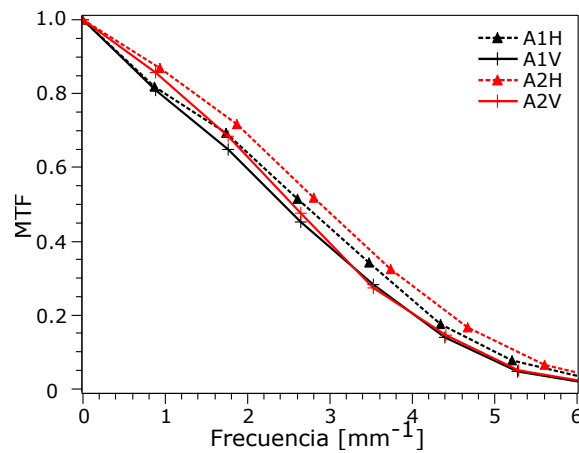


Figura 4.5 – MTF_{3D} obtenidas en dirección vertical (V) y horizontal (H) de los alambres A_1 y A_2 .

Se observa que hay ligeras diferencias entre la MTF obtenida en diferentes direcciones para cada uno de los alambres, pero que para cada dirección la posición del alambre no es tan significativa, siendo más evidente en el caso vertical. Se obtuvieron ligeramente mejores valores de resolución espacial para las MTFs sobre la dirección horizontal.

Tabla 4.5 – Frecuencia al 10 % de la MTF y resolución espacial, obtenida para cada alambre y en cada dirección.

	Alambre 1		Alambre 2	
	Horizontal	Vertical	Horizontal	Vertical
Frecuencia [mm^{-1}]	5.01	4.77	5.27	4.83
Resolución [μm]	99.8	104.8	94.8	103.5

Se observa que la resolución empeora al pasar por la etapa de reconstrucción, de manera que la distancia mínima que el micro-CT puede resolver para magnificación de 1.35 es de entre 95 y 105 micrómetros aproximadamente.

4.1.3 MTF_{3D} ANALÍTICA

A partir de los ajustes gaussianos de las PSF sobremuestreadas (Tabla 4.3) se calculó una MTF_{3D} de ajuste, la cual tiene la forma de una gaussiana, y por tanto se determinó utilizando la ecuación 3.6, donde el parámetro a equivale al inverso cuadrado de c (ecuación 3.5). La Tabla 4.6 resume los parámetros principales de la MTF_{3D} ajustadas y las gráficas correspondientes se muestran en la Figura 4.6. Los resultados varían ligeramente respecto a los obtenidos sobre los puntos de cada PSF sobremuestreada.

Tabla 4.6 – Parámetros de la MTF_{3D} obtenidas mediante ajuste de una función gaussiana.

	Alambre 1			Alambre 2		
	A	π^2/a	σ [mm]	A	π^2/a	σ [mm]
Horizontal	0.1637	0.0855	2.4183	0.1658	0.0911	2.3427
Vertical	0.1717	0.1013	2.2217	0.1665	0.0938	2.3088

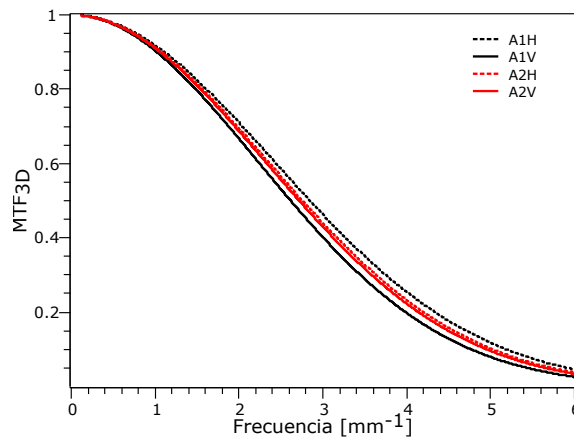


Figura 4.6 – MTF_{3D} analítica de los alambre 1 y 2 en cada dirección de proyección.

Finalmente la Tabla 4.7 resume los valores de frecuencia a la cual la MTF_{3D} de ajuste decaen al 10% y la resolución espacial correspondiente en este caso. Se observa que, de igual manera, los valores de resolución espacial son menores y por tanto mejores al proyectar la PSF sobre la dirección horizontal. Al usar este método los resultados son muy similares con los obtenidos en la Tabla 4.5, por lo que la única ventaja es que se cuenta con una ecuación que describe la MTF del sistema en todos los puntos de nuestro intervalo de interés.

Tabla 4.7 – Frecuencia al 10 % de la MTF_{3D} ajustada y resolución espacial, obtenida para cada alambre y en cada dirección.

	Alambre 1		Alambre 2	
	Horizontal	Vertical	Horizontal	Vertical
Frecuencia [mm^{-1}]	5.19	4.77	5.03	4.95
Resolución [μm]	96.3	104.9	99.5	100.9

4.1.4 COMPARACIÓN CON OTROS TRABAJOS

Los resultados obtenidos en esta tesis se compararon con los reportados por Panetta y colaboradores [Panetta *et al.*, 2007], quienes describen un sistema con características similares al de este trabajo. El rendimiento de su sistema micro-CT, en términos de resolución espacial fue de $38.4 \mu m$ bajo las condiciones mostradas en la Tabla 4.8.

Tabla 4.8 – Resumen de las especificaciones de los detectores, tubo de rayos X, parámetros de adquisición y reconstrucción utilizados por Panetta *et al.* y para este trabajo.

	Panetta 2007	Este trabajo
Detector	Rad-icon Rad-Eye 4	Rad-icon Shad-o-box 2048
Material, grosor	Gd ₂ O ₂ S:Tb, –	Gd ₂ O ₂ S:Tb, 80 μm
Lectura	CMOS	CMOS
Tamaño físico del píxel	48 μm	48 μm
Tamaño del detector	2048×1024	2048×1024
Resolución fabricante al 10 % de la MTF	8.5 lp/mm	10 lp/mm
Detección	Indirecta	Indirecta
Tubo de rayos X y parámetros	Hamamatsu 60KVMFX	Oxford, Apogee XTG5011
Ánodo	W	W
Ápertura del haz	32 °	22 °
Ventana	Be 150 μm	Be 177 mm (0.005 ")
Filtro añadido	-	1 mm de Al
Tiempo de adquisición por proyección	1630 ms	500 ms
Mancha focal	7 ± 1 μm	35 μm
Magnificación	2.05	1.35
Voltaje	60 kVp	50 kVp
Amperaje	0.25 mA	1 mA
Proyecciones	500 en 360°	720 en 360°
Algoritmo de reconstrucción	FDK modificado	FDK
Filtrado	-	Hamming, fc = 1.0
Método MTF Sistema micro CT	Alambre de W inclinado	Alambre de W inclinado
Frecuencia al 10 % de la MTF del sistema	13 mm^{-1}	5 mm^{-1}
Resolución espacial	38.4 μm	100 μm

Se sabe que el tamaño de la mancha focal, la magnificación (m), el algoritmo de reconstrucción y la resolución del detector afectan la MTF del sistema [Holdsworth *et al.*, 1993], y por tanto afectan a la resolución espacial. Dicho poder de resolución a bajas magnifica-

ciones es determinado mayormente por la resolución espacial del detector, mientras que a valores crecientes de m el comportamiento está limitado por el tamaño de la mancha focal [Badea y Panetta, 2014]. Las diferencias más importantes a destacar respecto al sistema micro-CT empleado en este trabajo son el tamaño de la mancha focal del tubo de rayos X y la magnificación. Panetta *et al.* describen en la metodología que, para evaluar a diferentes magnificaciones, se opera sobre las proyecciones obtenidas por un factor de escala, variando el tamaño de píxel de acuerdo a la ecuación 4.1 y posteriormente obtienen la reconstrucción correspondiente, es decir:

$$\Delta x_{im} = \frac{\Delta x_{fis}}{m} \quad (4.1)$$

donde Δx_{fis} corresponde al tamaño físico del píxel del detector, Δx_{im} al tamaño de píxel en la imagen reconstruida y m es la magnificación. El objetivo es comparar los resultados obtenidos con uno de los detectores utilizados por Panetta *et al.*, que tiene tamaño físico del píxel de $48 \mu\text{m}$. Dado que tienen el mismo Δx_{fis} , si consideramos las dos magnificaciones m_1 y m_2 , obtendremos dos tamaños de píxel Δx_{im1} y Δx_{im2} , de modo que podemos obtener las siguientes igualdades:

$$\Delta x_{fis} = m_1 \cdot \Delta x_{im1} = m_2 \cdot \Delta x_{im2} \quad (4.2)$$

De lo cual es sencillo obtener la ecuación 4.3.

$$\frac{\Delta x_{im1}}{\Delta x_{im2}} = \frac{m_2}{m_1} \quad (4.3)$$

Algo importante de mencionar es que, dado que la magnificación empleada por Panetta es mayor a la de este trabajo, no es viable modificar nuestros datos para igualar su magnificación, ya que no es posible obtener mayor información de las proyecciones. Por ello fue necesario extraer y modificar sus datos; para ello se utilizó el programa en línea *WebPlotDigitizer*. El procedimiento consistió en extraer la PSF del sistema micro-CT correspondiente al detector Rad-icon RadEye 4; a continuación, se restó el *offset* correspondiente y se obtuvo una normalización de la PSF. Los valores del eje x correspondientes a la PSF normalizada se multiplicaron por el factor de escala dado por la ecuación 4.3, en términos de las magnificaciones $m_2 = 2.05$ y $m_1 = 1.35$, esta última es a la que se pretende reducir. Es decir, hacemos un reescalamiento del tamaño de píxel de la imagen.

La Figura 4.7 muestra las PSF obtenidas de la normalización y la esperada a magnificación 1.35, así como su respectivos ajustes gaussianos. Nótese que al reducir a $m_1 = 1.35$, la gaussiana se ensancha, tal como se esperaría. Una vez que se obtuvieron los ajustes, se evaluó en el mismo intervalo que nuestros datos sobremuestreados.

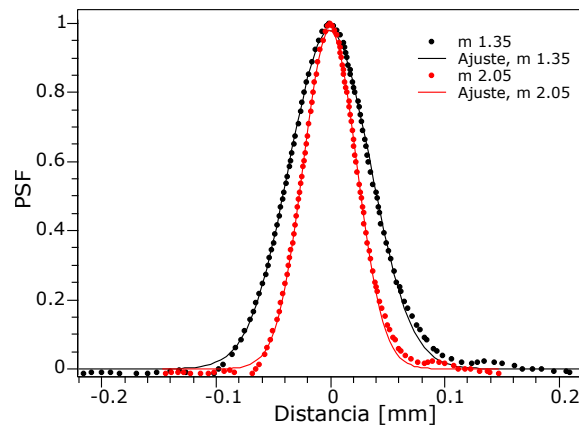


Figura 4.7 – PSF normalizada a magnificación original de 2.05 ([Panetta *et al.*, 2007]) y PSF modificada a magnificación de 1.35, así como sus respectivos ajustes gaussianos.

La Figura 4.8 muestra las PSF correspondientes: la del detector Rad-ikon RadEye 4 a magnificación 2.05 y 1.35, así como una de las obtenidas en este trabajo. Para esta parte del análisis se comparó con la PSF sobremuestreada y evaluada para el alambre 2 del maniquí QRM Micro-CT Wire en la dirección horizontal (A2H). Se observa que, a pesar de haber modificado por el factor de escala, la PSF de nuestro sistema tiene una mayor anchura.

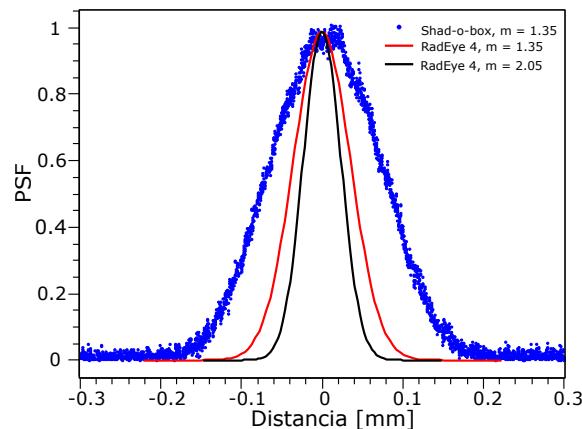


Figura 4.8 – Comparación del ajuste de la PSF original reportada por Panetta ($m = 2.05$), el ajuste de la PSF modificada ($m = 1.35$) y la PSF obtenida en este trabajo ($m = 1.35$).

Posteriormente calculamos la MTF del sistema aplicando la transformada de Fourier a cada PSF de la figura anterior; los resultados normalizados se muestran en la Figura 4.9. Para corroborar la validez de nuestro método, también se extrajeron algunos puntos de la MTF reportada por Panetta y colaboradores, de manera que podamos comparar con lo que obtuvimos con el método descrito anteriormente. A dichos datos se les hizo un reescalamiento para analizar si nuestro método es equivalente a multiplicar directamente sobre los valores de su MTF, considerando que en este caso nuestro factor de escala sería el inverso de la ecuación 4.3, dado que en el eje horizontal tenemos frecuencia espacial.

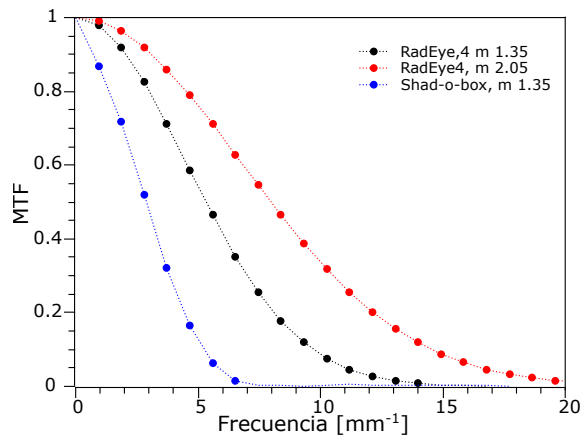


Figura 4.9 – MTFs calculadas a partir de los ajustes a la PSF del detector RadEye 4, a magnificación 1.35 y 2.05, comparadas con la MTF_{3D} de A2H.

Tal como se esperaría, se observa el mismo comportamiento y coincide en lo general con la MTF calculada. La Figura 4.10 muestra dicha comparación a la magnificación original de 2.05 y a la calculada a 1.35. Vemos que hay algunas diferencias en algunas secciones, pero esto puede deberse a que en nuestro método la MTF la obtuvimos de un ajuste, que además fue evaluado en un intervalo sobremuestreado.

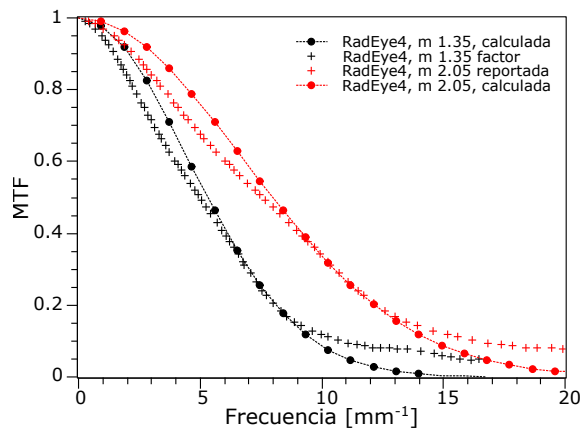


Figura 4.10 – Comparación de MTF calculada a partir de la PSF con la reportada por Panetta, a magnificación original de 2.05 y 1.35 obtenida de multiplicar por el factor de escala inverso.

Finalmente, comparamos con el resto de nuestras MTF_{3D} , correspondientes a los alambres 1 y 2 del maniquí QRM, en la direcciones horizontal y vertical. La Figura 4.11 muestra estos resultados, las líneas punteadas son sólo para facilitar la visualización del comportamiento de cada MTF.

La Tabla 4.9 resume la frecuencia al 10% de cada MTF y su correspondiente resolución espacial a magnificación 1.35.

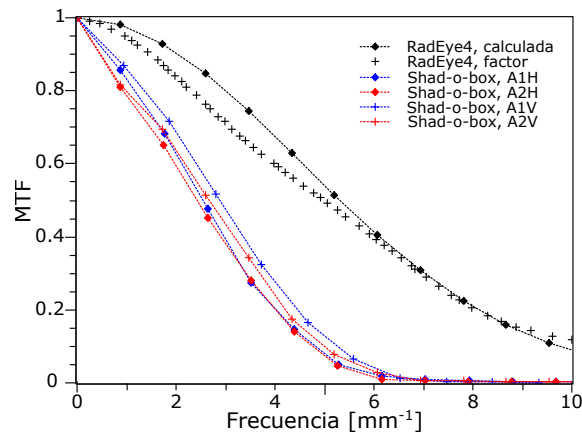


Figura 4.11 – Comparación de MTFs del detector RadEye 4 y Shad-o-box a magnificación 1.35.

Tabla 4.9 – Valores de resolución espacial al 10% de la MTF a magnificación 1.35.

	Shad-o-box 2048		RadEye 4			
	A1H	A2H	A1V	A2V	Calculada	Reportada \odot factor
Frecuencia [mm^{-1}]	5.01	4.77	5.27	4.83	9.75	10.5
Resolución [μm]	99.8	104.8	94.8	103.5	51.3	47.6

De este análisis tenemos que la MTF del sistema reportado por Panetta *et al.* presenta mejores valores y por tanto mejor resolución espacial, a pesar de tener un detector similar y hacer el ajuste en sus valores de magnificación, de manera que los factores restantes que influyen en un mejor rendimiento de su sistema deben ser el tamaño de la mancha focal del tubo de rayos X, el grosor de la pantalla centelladora, el método de reconstrucción y el filtrado.

4.2 RUIDO

En este trabajo se evaluó el nivel de ruido del detector y del sistema haciendo análisis estadístico tanto de primer orden como de segundo orden por medio del espectro de potencia de ruido. En ambos casos los subíndices 2D y 3D hacen referencia al análisis sobre imágenes planas y tomográficas, respectivamente.

4.2.1 CARACTERIZACIÓN DE PRIMER ORDEN EN IMÁGENES PLANAS

El análisis estadístico consistió en obtener histogramas, y los correspondientes valores de la media y desviación estándar de imágenes de ruido aleatorio. Las imágenes de ruido se obtuvieron de la resta de imágenes consecutivas en adquisiciones de campo plano (*Bright*) y de ruido electrónico (*Dark*) así como para el promedio de las mismas. La Figura 4.12 muestra los histogramas que incluyen los datos de las 15 imágenes de ruido obtenidas de la serie *Bright* y *Dark*, mientras que la Figura 4.13 se obtuvo de la imagen promedio. En cada histograma se aprecia el comportamiento gaussiano característico del ruido aleatorio.

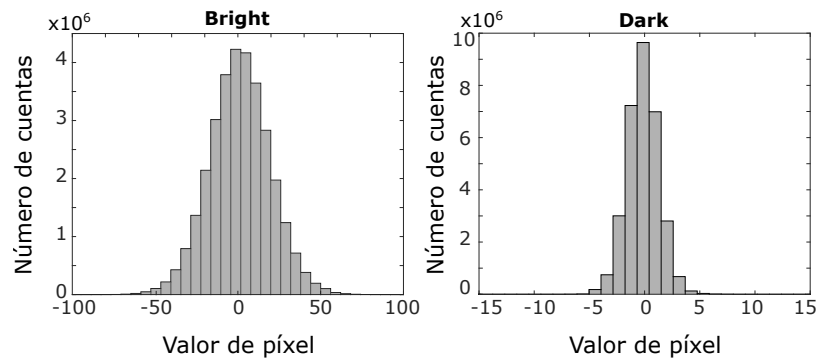


Figura 4.12 – Histogramas del ruido aleatorio de: a) 15 imágenes Bright y b) 15 imágenes Dark.

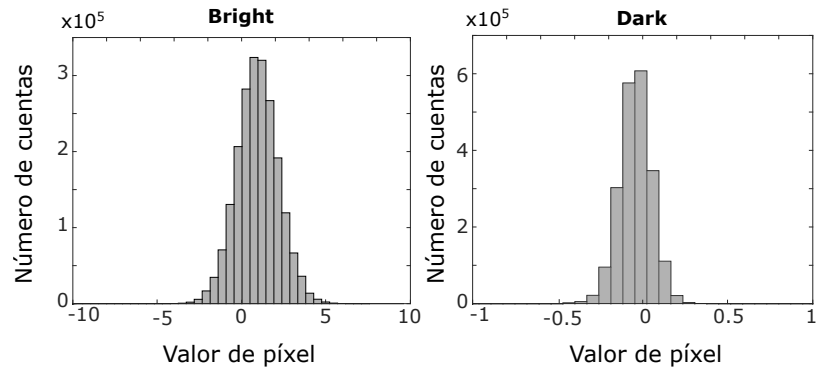


Figura 4.13 – Histograma de la imagen promedio de las series: a) Bright y b) Dark.

Las Figuras 4.14 y 4.15 muestran la variación de las medias y desviaciones estándar calculadas para cada imagen de ruido, tanto para las de campo plano como para las de ruido electrónico. Se observa que entre la primera y segunda adquisición de campo plano la diferencia entre los valores de píxel son mayores que entre las demás adquisiciones consecutivas. Esto se debe a que la primera imagen de la serie se obtiene justo antes de que el tubo de rayos X alcance una corriente estable, y por tanto la primera imagen tiene un valor medio ligeramente menor que el resto de la serie. Para el caso de ruido electrónico, éste presenta un comportamiento ligeramente ascendente entre adquisiciones, mientras que su valor medio se mantiene aproximadamente constante. El comportamiento ascendente del ruido se debe a la contribución térmica debido a las interacciones de los rayos X con el detector conforme se hacen las adquisiciones.

Finalmente, se tiene que la media fue 0.94 para las imágenes de campo plano y -0.03 para las de ruido electrónico. Además que no varía al considerar 15 imágenes de ruido y el promedio de ellas, tal como se espera. La Tabla 4.10 resume los valores de desviación estándar. Se observó que el nivel de ruido disminuye al promediar y en una razón de 15:1, que fue precisamente el número de imágenes de ruido que se promediaron. Esto ocurre tanto para las imágenes de campo plano como las de ruido electrónico, por lo que el efecto

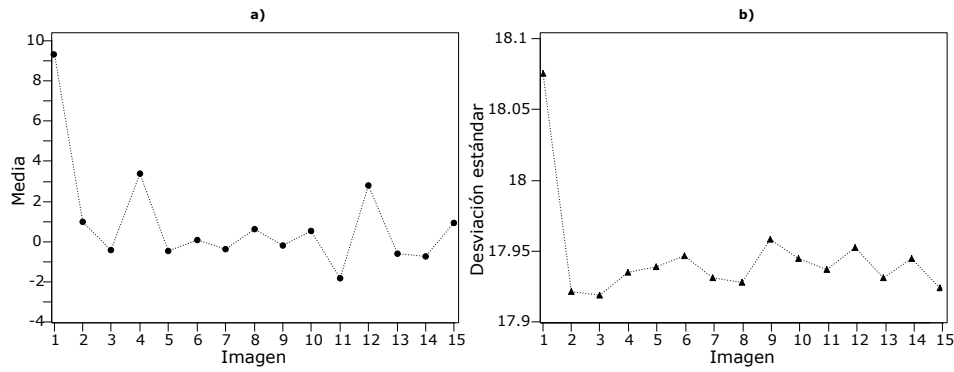


Figura 4.14 – Variación de la media y desviación estándar de la serie Bright.

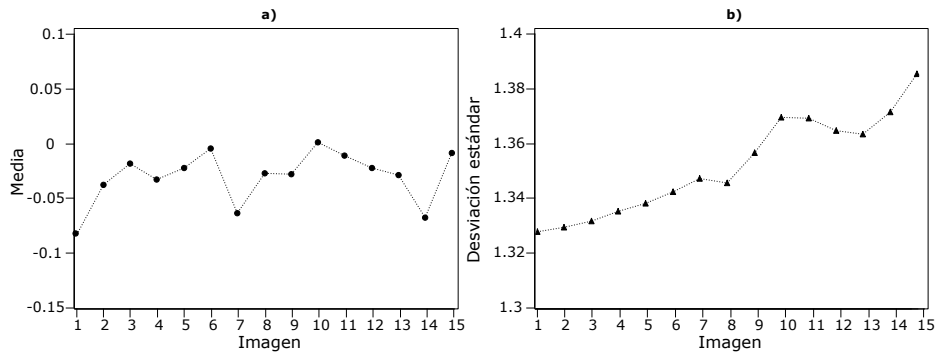


Figura 4.15 – Variación de la media y desviación estándar de la serie Dark.

de promediar n imágenes de ruido aleatorio permite obtener una imagen cuya desviación estándar es menor en una razón de n : 1.

Tabla 4.10 – Media y desviación estándar calculadas considerando 15 imágenes de ruido y su promedio.

	15 imágenes Bright	15 imágenes Dark	Bright AVG	Dark AVG
Desviación estándar	18.13	1.35	1.22	0.09

4.2.2 CARACTERIZACIÓN DE SEGUNDO ORDEN EN IMÁGENES PLANAS

A continuación se muestran los resultados del espectro de potencia de ruido de imágenes planas y tomográficas, así como pruebas para elegir los parámetros de entrada óptimos para su cálculo, como son la imagen de entrada, número de regiones de interés, posición y tamaño de la ROI, variando un parámetro a la vez. Para el caso 2D las pruebas se realizaron sobre la serie de imágenes de ruido obtenidas de restas consecutivas de las adquisiciones de campo plano y los resultados obtenidos se muestran en las Figuras 4.16 a 4.19, donde se grafican los perfiles radiales del NPS_{2D} hasta la frecuencia de Nyquist y en escala logarítmica en el eje y .

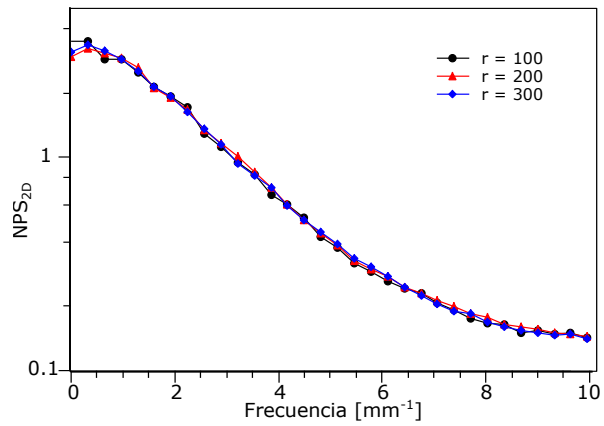


Figura 4.16 – Perfiles radiales del NPS_{2D} variando la posición (distancia radial) de la ROI.

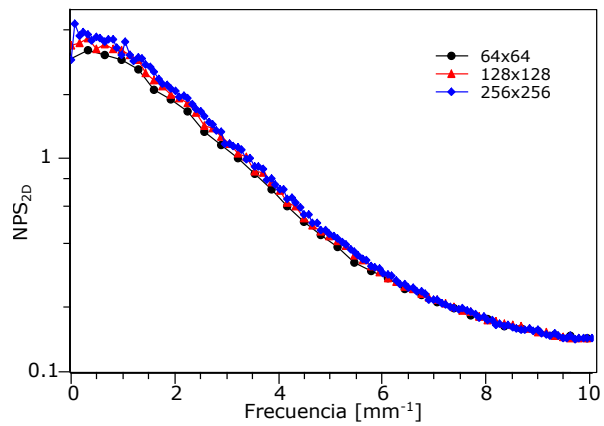


Figura 4.17 – Perfiles radiales del NPS_{2D} variando el tamaño de las ROIs seleccionadas.

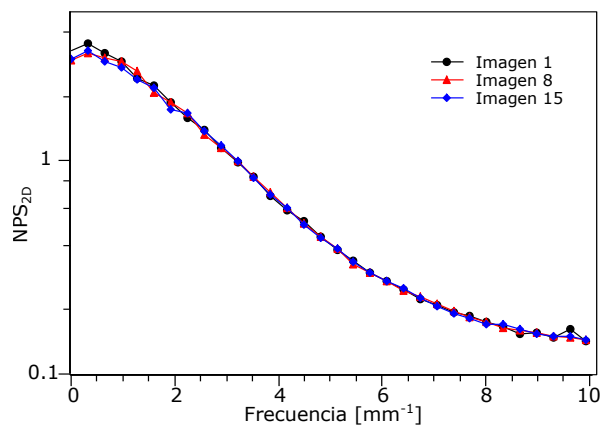


Figura 4.18 – Perfiles radiales del NPS_{2D} variando la imagen de ruido.

Se observa que al variar la distancia radial de la ROI no hay diferencias entre el NPS_{2D} obtenido en el intervalo de frecuencias que nos interesa (Figura 4.16). De la Figura 4.17 se tiene que al aumentar el tamaño de la región de interés el ruido aumenta ligeramente,

además de que se tienen más puntos del NPS_{2D} y de su perfil radial, lo que tiene la desventaja de que requiere mayor poder computacional si se mantiene el número de regiones de interés. De la Figura 4.18, se observa que el NPS_{2D} obtenido al variar la imagen de ruido no depende de la imagen de ruido que se utilice. Finalmente se tiene que si se aumenta el número de regiones de interés no tiene un efecto en la NPS calculada (Figura 4.19).

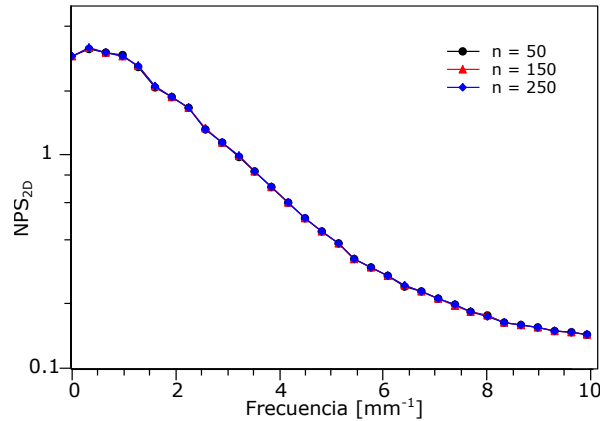


Figura 4.19 – Perfiles radiales del NPS_{2D} variando el número de regiones de interés seleccionadas.

De lo anterior se eligieron los parámetros de la Tabla 4.11, de manera que se minimicen las fluctuaciones en el NPS. En el caso de la distancia radial se eligió un valor intermedio, dado que no hay diferencias significativas con este parámetro. Para el tamaño de ROI y número de ROIs se eligieron los valores más pequeños para requerir menor tiempo de cálculo. Estos parámetros se ingresaron en la función implementada y se aplicó al resto de imágenes por analizar.

Tabla 4.11 – Parámetros de entrada óptimos.

Imagen	r	ROI	px	n	A_0	A_f
8	200	64×64	48 μm	50	0°	360°

En la Figura 4.20 se muestran los espectros de potencia de ruido del detector en escala de color, obtenidos de la imagen de campo plano y de ruido electrónico, además se grafican sus respectivos perfiles radiales.

Los perfiles se integraron hasta la frecuencia de Nyquist y se obtuvo que el área bajo la curva en el caso de la imagen de campo plano fue de 9.362 y 0.019 para la imagen de ruido electrónico, estos resultados no son iguales, pero sí consistentes con la desviación estándar obtenida de las imágenes Bright y Dark sin promediar (Tabla 4.10).

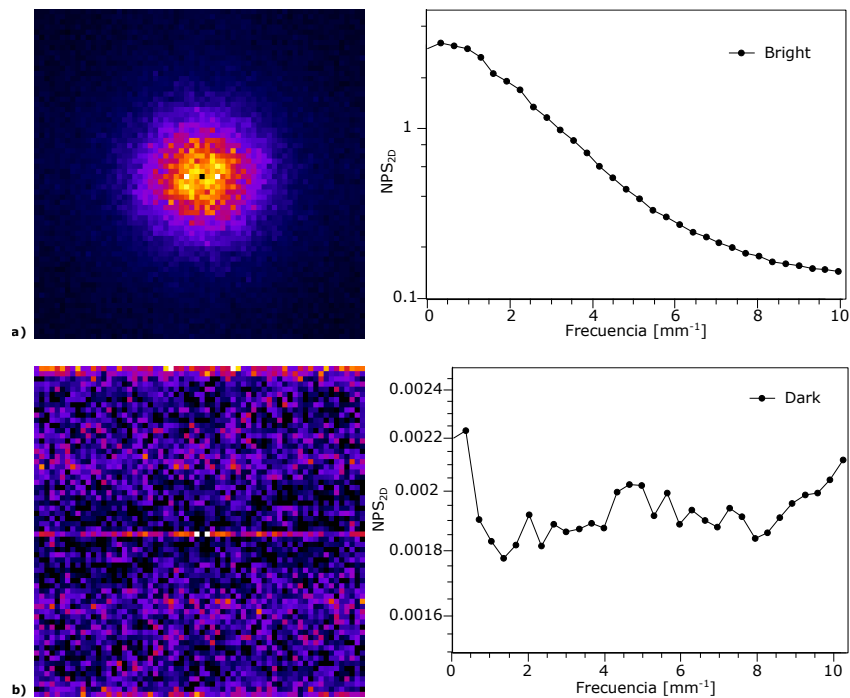


Figura 4.20 – Espectro de potencia de ruido obtenido de la imagen de ruido a) Bright y b) Dark, así como su respectivo perfil radial.

4.2.3 CARACTERIZACIÓN DE PRIMER ORDEN EN IMÁGENES TOMOGRÁFICAS

Tanto el análisis del espectro de potencia de ruido del sistema como el análisis estadístico se evaluó sobre imágenes de ruido obtenidas de sustraer cortes consecutivos del maniquí homogéneo (Figura 3.9), reconstruidas de proyecciones con corrección FFC y PGC, empleando el algoritmo FDK, con filtrado Hamming y frecuencia de corte 1.0, con tamaño de píxel de $35.5 \mu\text{m}$ y magnificación 1.35. Se busca comparar el NPS de las imágenes de ruido con corrección FFC a 3 diferentes alturas, donde la imagen central es el resultado de sustraer el corte 1005 y 1006 (FFC 1005), la superior de la resta de los cortes 200 y 201 (FFC 200) y la inferior de los cortes 1750 y 1751 (FFC 1750). Además, se hace una comparación entre los métodos de corrección FFC con PGC empleando las imágenes de ruido centrales (FFC 1005 y PGC 1005).

A continuación se muestran los histogramas obtenidos para cada imagen de ruido aleatorio (Figura 4.21) y los valores de media y desviación estándar obtenidas para cada caso (Tabla 4.12). Tal como se espera presentan un comportamiento gaussiano y cuya media es muy cercana a cero. En cuanto a la desviación estándar se tiene que existen diferencias en el nivel de ruido al comparar entre métodos de corrección de las proyecciones, siendo la obtenida de corrección por PCG la que presenta menor nivel de ruido. Al comparar entre las imágenes de ruido obtenidas a diferentes alturas pero con corrección FFC, se tiene que la imagen central es la más ruidosa.

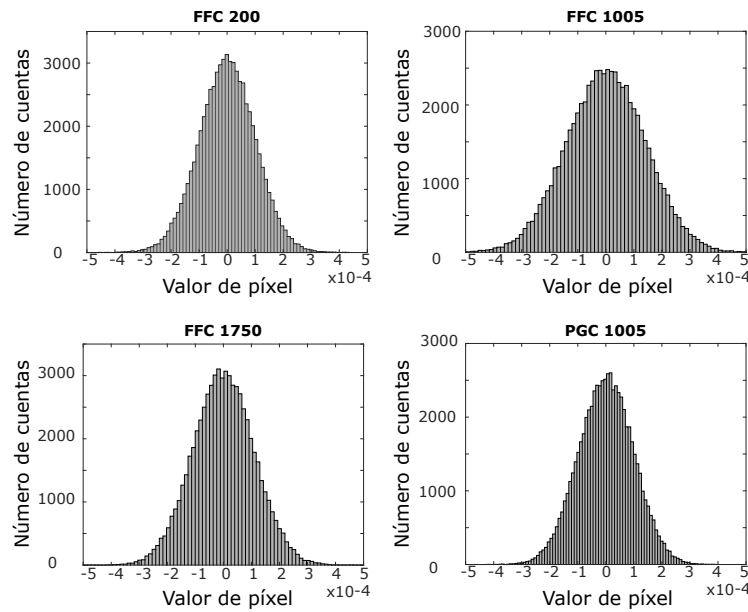


Figura 4.21 – Histogramas de imágenes de ruido tomográficas.

Tabla 4.12 – Media y desviación de las imágenes de ruido tomográficas.

	FFC 200	FFC 1005	FFC 1750	PGC 1005
Media	1.801e-08	3.340e-07	3.086e-07	4.651e-07
Desviación estándar	1.007e-04	1.418e-04	1.096e-04	9.802e-05

4.2.4 CARACTERIZACIÓN DE SEGUNDO ORDEN EN IMÁGENES TOMOGRÁFICAS

En esta sección se muestran los resultados del NPS_{3D} , así como pruebas para elegir los parámetros de entrada óptimos de la función, es decir el radio, número de regiones de interés y tamaño de ROI, variando un parámetro a la vez. Las pruebas se realizaron sobre la imagen de ruido FFC 1005. Las gráficas se reportan hasta la frecuencia de Nyquist y en escala logarítmica base 10 en el eje y .

La Figura 4.22 muestra los resultados de las pruebas. Se observa que el ruido disminuye ligeramente conforme la distancia radial de la ROI aumenta, sobre todo a bajas frecuencias. Sin embargo, éste es un parámetro que está limitado por el tamaño de la imagen a analizar y el tamaño de las regiones de interés, de tal manera que no salgan de la región uniforme correspondiente al maniquí, por lo que se considera que seleccionar un valor de radio intermedio sería adecuado. Por otro lado y de manera similar a lo ocurrido en el caso 2D, modificar el número de regiones de interés no tiene efecto sobre el nivel de ruido, es prácticamente el mismo en todo el intervalo de frecuencias (Figura 4.23).

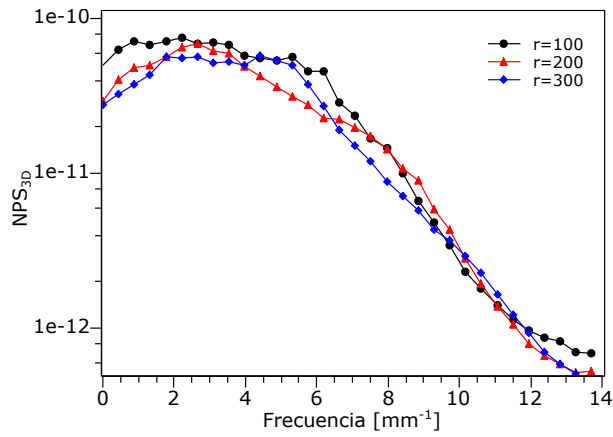


Figura 4.22 – Perfiles radiales del NPS_{3D} variando el radio de selección (r).

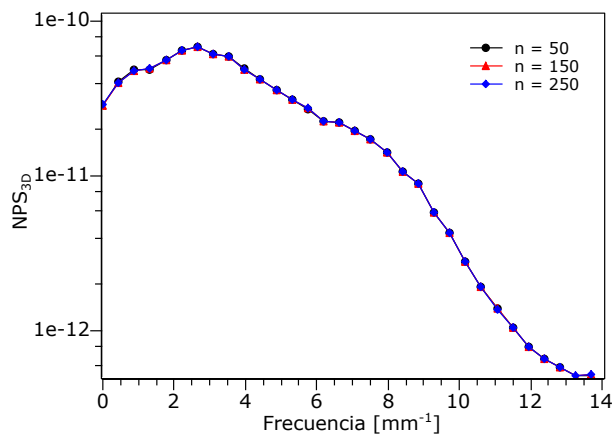


Figura 4.23 – Perfiles radiales del NPS_{3D} variando el número de regiones de interés (n).

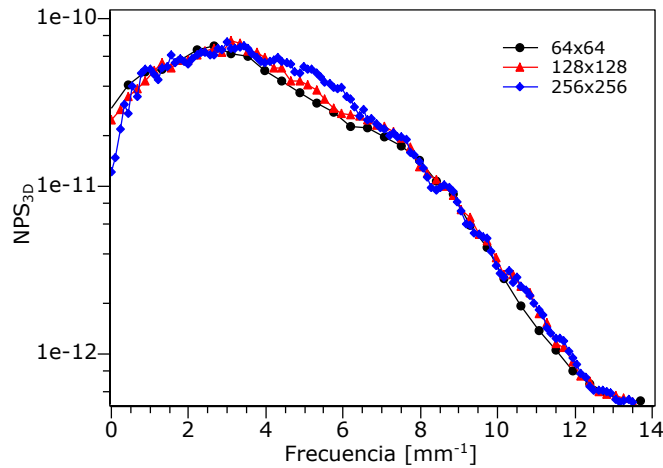


Figura 4.24 – Perfiles radiales del NPS_{3D} variando el tamaño de las regiones de interés.

Finalmente y de acuerdo a la Figura 4.24, se observa que aumentar el tamaño de las regiones de interés no representa una disminución en el nivel de ruido, por lo que por practicidad y para optimizar los tiempos de cálculo del NPS usaremos regiones de 64×64 píxeles.

Los parámetros de entrada que se emplearon para el resto de las imágenes se resumen en la Tabla 4.13. Se obtuvo el NPS_{3D} para imágenes reconstruidas de proyecciones con corrección FFC a tres alturas distintas a lo largo del eje axial, y solo en el corte central con corrección PGC.

Tabla 4.13 – Parámetros de entrada óptimos para calcular el NPS de imágenes de ruido tomográficas.

r	ROI	px	n	A_0	A_f
200	64×64	35.5 μm	50	0°	360°

La Figura 4.25 muestra los espectros obtenidos para cada caso en escala de color, sus respectivos perfiles radiales se grafican en las Figuras 4.26 y 4.27, y el cálculo del área bajo cada curva. Los resultados se resumen en la Tabla 4.14.

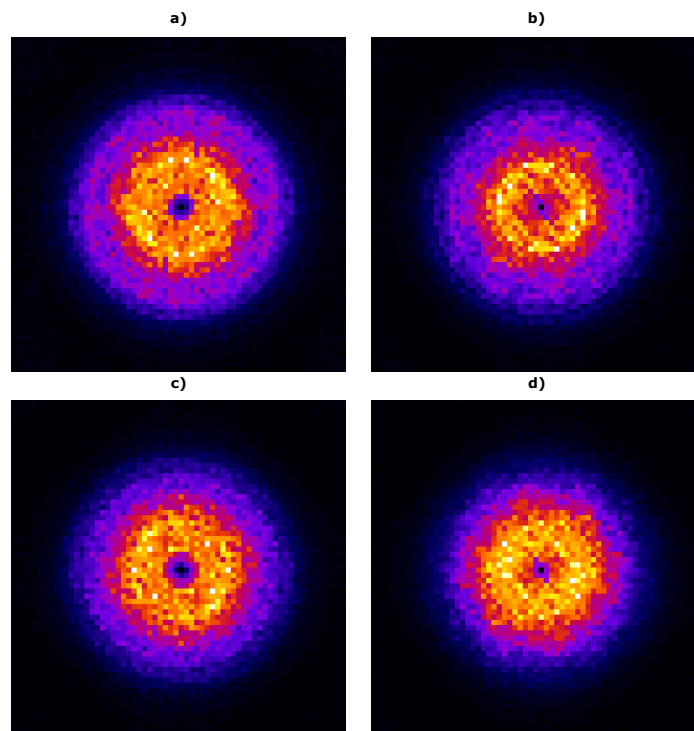


Figura 4.25 – Espectro de potencia de ruido del sistema, obtenido de la imagen de ruido a) FFC 200, b) FFC 1005, c) FFC 1750 Y d) PGC 1005

De la comparación de los perfiles radiales de las imágenes de ruido con corrección FFC a diferentes alturas se tiene que la región con menor nivel de ruido es la región superior y el mayor nivel es en la región central; también se observa que a mayores frecuencias los valores se superponen con los de la imagen de ruido de la sección inferior.

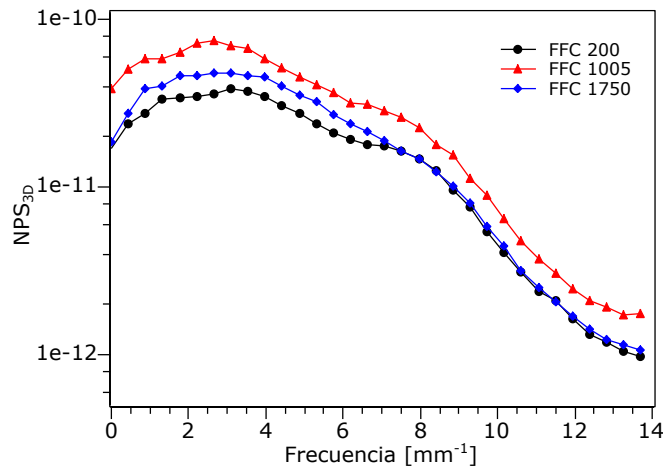


Figura 4.26 – Perfiles radiales del NPS_{3D} a diferentes cortes tomográficos, corrección FFC.

Si comparamos entre métodos de corrección, observamos que corregir por PGC permite reducir la magnitud del ruido estadístico.

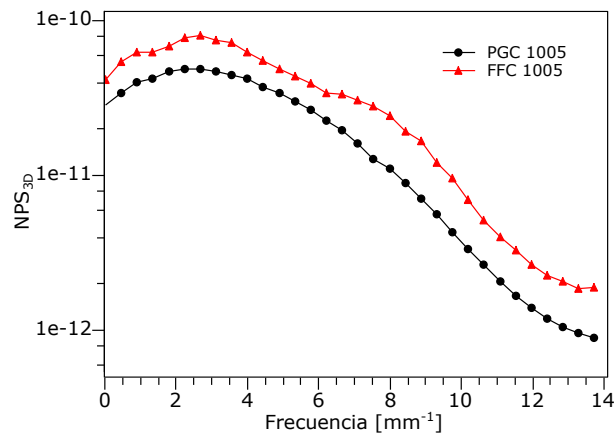


Figura 4.27 – Perfiles radiales del NPS_{3D} de cortes tomográficos, corrección FFC y PGC.

Los resultados de la Tabla 4.14 difieren en varios órdenes de magnitud con los valores de desviación estándar de la Tabla 4.12. Sin embargo, son consistentes en que, de los 4 casos analizados, la imagen más ruidosa es FFC 1005, mientras que las menos ruidosas son FFC 200 y PGC 1005. Podemos decir también que, en general, lo discutido del análisis estadístico es consistente con lo obtenido en la caracterización de segundo orden.

Tabla 4.14 – Área bajo la curva de los perfiles radiales del NPS_{3D} para cada caso.

	FFC 200	FFC 1005	FFC 1750	PGC 1005
Área	1.613e-10	3.486e-10	2.147e-10	1.911e-10

4.2.5 DQE

La Figura 4.28 muestra los resultados del coeficiente de detectabilidad cuántica obtenido en este trabajo al analizar proyecciones corregidas por el método FFC. Los resultados se comparan con los de dos detectores estudiados por [Cho *et al.*, 2008] y [Goertzen *et al.*, 2004], el primero muy similar al utilizado en este trabajo y el segundo de tipo CCD acoplado a una pantalla de oxisulfuro de gadolinio (GOS). Los datos se obtuvieron utilizando la herramienta en línea WebPlotDigitizer. La Tabla 4.15 resume algunas de las características de los detectores con los que se compara.

Tabla 4.15 – Especificaciones de los detectores utilizados por otros autores y para este trabajo.

	Cho <i>et al.</i> , 2008	Goertzen <i>et al.</i> , 2004	Este trabajo
Detector	Rad-icon RadEye	CCD Dalsa-MedOptics	Rad-icon Shad-o-Box 2k
Material centellador	MinR 2000 Gd ₂ O ₂ S:Tb	MinR GOS	Gd ₂ O ₂ S:Tb
Grosor	84 μm	-	80 μm
Tamaño de píxel	48 μm	67.5 μm	48 μm
Parámetros de adquisición			
Tubo de rayos X	Toshiba E7239X	Oxford XTF5011	Oxford Apogee Serie 5000
Voltaje	70 kV	40 kV	50 kV
Filtro añadido	21 mm de Al	1 mm de Al	1 mm de Al

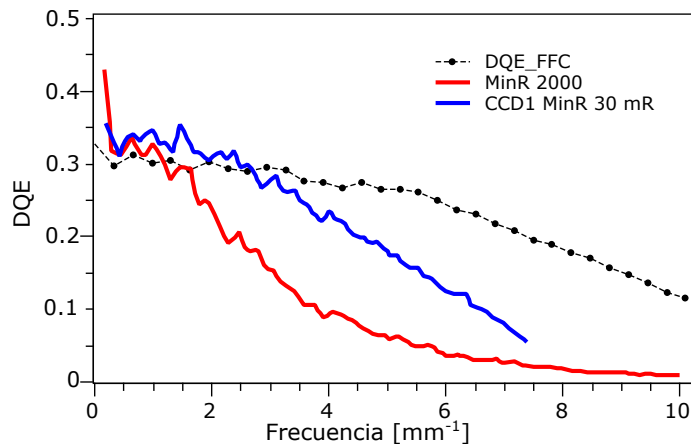


Figura 4.28 – Comparación resultados DQE comparados con los detectores analizados por [Cho *et al.*, 2008] y [Goertzen *et al.*, 2004].

De la figura, observamos que el DQE del detector Rad-icon MinR 2000 tiene una disminución muy drástica a partir de 1 mm^{-1} . En lo reportado por [Cho *et al.*, 2008], tenemos que el 10% de la MTF del detector se encuentra alrededor de 3 mm^{-1} , por lo que su resolución espacial es de $166 \mu\text{m}$ aproximadamente. Se asocia la caída drástica del DQE con la mala

resolución espacial del detector.

Para el detector CCD1 MinR, observamos el comportamiento típico de la DQE; en este caso los valores de DQE disminuyen a partir de 3 mm^{-1} y de una manera suave, a diferencia del caso anterior. Cabe hacer notar que este detector se basa en un CCD y tiene un tamaño de píxel mayor a los otros dos casos, lo que afecta su resolución espacial y por tanto a la DQE. De acuerdo a lo reportado por [Goertzen *et al.*, 2004], el 10 % de la MTF del detector se encuentra alrededor de 7.4 mm^{-1} , que es precisamente su frecuencia de Nyquist, lo que significa una resolución igual al tamaño de píxel, ($67.5 \mu\text{m}$).

Finalmente, la DQE del detector Rad-icon Shad-o-Box 2k es de 0.32 a 0 mm^{-1} y mantiene un comportamiento casi plano hasta 5 mm^{-1} , además de que la disminución es muy lenta, a diferencia de los otros dos detectores. Podemos decir que este detector mantiene un buen rendimiento en un amplio intervalo de frecuencias, siendo muy superior a los otros dos a altas frecuencias. Esto es muy significativo, ya que en microtomografía es muy importante poder observar objetos pequeños, los cuales se encuentran a altas frecuencias.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

En esta tesis se han analizado las características de calidad de imagen de un microtomógrafo de rayos X mediante funciones de transferencia. Para ello se desarrollaron una serie de códigos para calcular la función de transferencia de modulación y el espectro de potencia de ruido y se aplicaron sobre proyecciones e imágenes reconstruidas por el micro-CT del Laboratorio de Imágenes Biomédicas del IFUNAM.

No se observaron diferencias entre calcular la MTF_{2D} sobre una imagen o el promedio de ellas, pero sí al variar el método de corrección. Se obtuvieron ligeramente mejores resultados de resolución espacial al emplear el método estándar de corrección por campo plano. Las frecuencias a la cual la MTF del detector decae al 10 % son de alrededor de 8.2 mm^{-1} para las proyecciones corregidas por PGC, mientras que para las corregidas por FFC fue de 9.5 mm^{-1} , de modo que la resolución espacial del detector es de entre 52.6 a $60.6 \mu\text{m}$ bajo condiciones normales de operación. Esto es consistente con lo publicado por el fabricante del detector (Rad-Icon Imaging, Inc.), que reporta una resolución espacial de 8.5 mm^{-1} , correspondiente a $59 \mu\text{m}$ de resolución.

En el caso de la MTF_{3D} , se obtuvieron mejores valores de resolución espacial a lo largo de la dirección horizontal y haciendo el análisis sobre la PSF del alambre de la periferia. La resolución espacial del sistema micro-CT es de entre $95 \mu\text{m}$ y $105 \mu\text{m}$, a magnificación de 1.35.

Al comparar con lo reportado por [Panetta *et al.*, 2007], se concluye la gran importancia de contar con un tubo de rayos X que tenga una mancha focal lo más pequeña posible, pues aun suponiendo la misma magnificación su sistema mostró mejores valores de resolución espacial. En este caso, la manera de obtener mejores valores de resolución es aumentar la

magnificación.

El análisis estadístico del ruido mostró que la desviación estándar, es decir, el nivel de ruido, disminuye al promediar varias imágenes de ruido y en una razón de $n:1$, siendo n el número de imágenes de ruido que se promedian.

Al analizar las variaciones sobre los parámetros de entrada del algoritmo implementado para el NPS, se observó que aumentar el radio o el número de regiones de interés no muestra diferencias en los resultados y que la única ventaja que ofrece aumentar el tamaño de la región de interés es asegurar más puntos del NPS y de su perfil radial, pero tiene la desventaja de que requiere mayor poder computacional si se mantiene el número de regiones de interés.

Al integrar los perfiles del NPS_{3D} obtenido en cada caso, se observa que difieren en varios órdenes de magnitud con los valores de desviación estándar, sin embargo, son consistentes. En el caso 2D esto no sucede, sino que los valores obtenidos del área bajo la curva son muy similares a los de desviación estándar.

Del análisis estadístico y de la comparación de los perfiles radiales de las imágenes tomográficas de ruido con corrección FFC a diferentes alturas se tiene que la región con menor nivel de ruido es la región superior y mayor en la región central.

Se obtuvo que el DQE del detector utilizado en este trabajo es de 0.32 a 0 mm^{-1} y que mantiene un buen rendimiento incluso a altas frecuencias. Además, se concluye la importancia tanto de una buena resolución espacial como de bajo nivel de ruido para un buen rendimiento general.

Finalmente, se tiene que, si comparamos entre métodos de corrección, corregir por PGC permite reducir la magnitud del ruido estadístico en las imágenes tomográficas. De manera que este método presenta un buen compromiso entre nivel de ruido y resolución, es decir, permite reducir el nivel de ruido estadístico sin que exista gran pérdida en resolución espacial.

BIBLIOGRAFÍA

- Ayala, L.R. (2010) "Herramientas para evaluar la calidad de la imagen producida por detectores digitales en mamografía".
- Badea, C.T., Panetta, D., (2014). "High-Resolution CT for Small-Animal Imaging Research, in: Comprehensive Biomedical Physics". *Comprehensive Biomedical Physics*, 2 , 221–242.
- Beutel, J., Kundel, H. L., Van, M. R. L., Society of Photo-optical Instrumentation Engineers. (2000). "Handbook of medical imaging: Volume 1". Bellingham.
- Boone, J.M. *et al.* (2012). "Spatial Resolution in CT". *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, 12(1), 107–120.
- Bushberg, J. T. *et al.* (2012). "The Essential Physics of Medical Imaging". (3th ed.), Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, EUA.
- Buzug, T. M. (2008). "Computed Tomography From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT". Springer.
- Cao, L. & Peter, J. (2008). "A Practical Non-linear Gain Correction Method for High-resolution CMOS Imaging Detectors".
- Cho, M. K. *et al.* (2008) "Measurements of X-ray Imaging Performance of Granular Phosphors With Direct-Coupled CMOS Sensors". *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 55, no. 3, pp. 1338-1343
- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D.A., McLean, I. D., and Ng, K. H. (2014). "Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics". *IAEA*.
- Feldkamp, L.A., Davis, L.C., Kress, J.W., (1984). "Practical cone-beam algorithm". *J. Opt. Soc. Am.* A 1, 612.

- Fujita, H., Tsai, D. Y., Itoh, T., Doi, K., Morishita, J., Ueda, K., Ohtsuka, A. (1992). "A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography". *IEEE transactions on medical imaging*, 11(1), 34–39.
- Goertzen AL, Nagarkar V, Street RA, Paulus MJ, Boone JM, Cherry SR. (2004). "A comparison of x-ray detectors for mouse CT imaging". *Phys Med Biol.* 49(23):5251-65.
- Graeve T., Weckler G. P., (2001) "High-resolution CMOS imaging detector". *Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging*.
- Holdsworth, D.W., Drangova, M., Fenster, A., (1993). "A high-resolution XRII-based quantitative volume CT scanner". *Med. Phys.*, 20, 449–462.
- Holdsworth, D.W., Thornton, M.M., (2002). "Micro-CT in small animal and specimen imaging". *Trends Biotechnol.* 20, S34–S39.
- Hounsfield G. N., (1973). "Computerized transverse axial scanning (tomography), 1. Description of system," *Br. J. Radiol.* 1016–1022
- Hsieh, J. (2009). "Computed Tomography: Principles, Desing, Artifacts, and Recent Advances". (2nd ed.), SPIE.
- ImageJ (2021). Página Web disponible en línea en: <https://imagej.nih.gov/ij/>
- International Commission on Radiation Units and Measurements (2012). "ICRU Report No. 87: Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography". *Journal of the ICRU*, 12(1), 1–149.
- Kandarpa, K., Machan L. (2011). "Handbook of Interventional Radiologic Procedures", (4th ed). *American Journal of Roentgenology*.
- Miao, H., Zhao, H., Gao F. and Gong S., (2009). "Implementation of FDK Reconstruction Algorithm in Cone-Beam CT Based on the 3D Shepp-Logan Model", *2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 1-5.
- Natterer, F. (1986). "The mathematics of computerized tomography". United States: John Wiley and Sons Inc.
- Prince, J.L., Links, J.M., (2015). "Medical imaging signals and systems", (2nd ed). *Pearson*, Boston.
- Panetta, D. *et al.* (2007). "Characterization of a high-resolution CT scanner prototype for small animals". *Nuovo Cimento B Serie.* 122. 739-747.
- SciDAVis (2021). Página Web disponible en línea en: <https://scidavis.sourceforge.net/>
- Shaw, C.C. (2014). "Cone beam computed tomography, Imaging in medical diagnosis and therapy".

Wang, X. *et al.* (2011). “MicroCT with energy-resolved photon-counting detectors”. *Phys. Med. Biol.*, 56, 2791–2816.

WebPlotDigitizer (2021). Página web disponible en línea en: <https://apps.automeris.io/wpd/>