



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS  
INSTITUTO DE FÍSICA**

**HERRAMIENTAS PARA EVALUAR LA CALIDAD DE LA  
IMAGEN PRODUCIDA POR DETECTORES DIGITALES EN  
MAMOGRAFÍA**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)**

PRESENTA:

**LÍZBETH ROSSANA AYALA DOMÍNGUEZ**

DIRECTORA DE TESIS: DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: DR. ARNULFO MARTÍNEZ DÁVALOS

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: DR. JORGE MÁRQUEZ FLORES

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: DRA. YOLANDA VILLASEÑOR NAVARRO



posgrado en ciencias físicas  
u n a m

MÉXICO, D.F.

2010



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**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 mis padres, Lizbeth y Azael, por su apoyo constante y amor incondicional,  
por enseñarme con su ejemplo y fortalecerme con sus palabras.*

*A mi hermano Azael y mis hermanas Vera, Marthi y Clau,  
por su cariño y alegría a pesar de la distancia.*

*A Alberto y Sofía, por traer luz a mi vida y darme nuevos motivos  
para superarme y seguir adelante en este camino.*

## Agradecimientos

---

A la **Dra. María Ester Brandan Siqués**, directora de tesis, por su guía y consejo durante la realización de este trabajo, así como por el tiempo dedicado a la discusión y revisión de los resultados. De manera muy especial agradezco su cariño, paciencia y confianza, por ser una mano amiga sin dejar a un lado el rigor necesario para alcanzar las metas propuestas.

A los miembros del comité sinodal: **Dra. María Ester Brandan, Dr. Gabriel Corkidi Blanco, Dra. Isabel Gamboa de Buen, Dra. Yolanda Villaseñor Navarro y M. en C. César Ruiz Trejo**, por el tiempo dedicado a lectura y revisión de la tesis, así como por sus valiosos comentarios y sugerencias.

A los miembros del comité tutor: **Dra. María Ester Brandan, Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, Dr. Jorge Márquez Flores y Dra. Yolanda Villaseñor Navarro**, por el apoyo y las sugerencias brindadas a lo largo del desarrollo de este trabajo.

Al Instituto Nacional de Cancerología, especialmente a la **Dra. Yolanda Villaseñor Navarro**, por las facilidades otorgadas para el empleo de sus instalaciones y equipo, así como por la valiosa guía y apoyo técnico del personal que labora en el departamento de Radiodiagnóstico.

Al **Dr. Héctor Pérez Ponce**, por compartir su tiempo y conocimientos, por las discusiones tan fructíferas que sirvieron para mejorar este trabajo, por llegar a la UNAM justo cuando se le necesitaba, por sus consejos y amistad que estoy segura perdurarán con los años.

Al **Dr. Arnulfo Martínez Dávalos**, por su amistad y apoyo, por las continuas pláticas, consejos y acertados comentarios que contribuyeron a enriquecer este trabajo.

A los **Maestros en Ciencias Héctor Galván Espinoza y César Ruiz Trejo**, por su ayuda y apoyo durante la realización de este trabajo. A los **Físicos Jaime Rodríguez y Adriana Moreno** por compartir las horas de trabajo y su experiencia en el manejo del equipo.

A la **Universidad Nacional Autónoma de México**, por brindarme la oportunidad de realizar estudios de posgrado de calidad y convertirse en mi segunda casa.

Al **Instituto de Física** y al **Posgrado en Ciencias Físicas**, por proporcionar la infraestructura y materiales necesarios durante la realización de este trabajo. A la **Lic. Yanalté Herrero**, por toda la atención y ayuda brindada a lo largo estos dos años.

A los profesores de la maestría, especialmente a **M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, Dra. Isabel Gamboa de Buen, M. en C. César Ruiz Trejo, Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, Dra. María Ester Brandan y Dra. Guerda Massillon**, por sus enseñanzas, dedicación y esfuerzo. Por siempre tener tiempo para resolver dudas y empujarnos hacia el camino correcto, fomentando la creatividad y el pensamiento crítico.

Al **Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología** y la **Coordinación de Estudios de Posgrado UNAM** por la ayuda económica brindada durante los dos años de la duración de mis estudios de posgrado.

Al **Programa de Apoyo a los Estudios de Posgrado (PAEP)** por el apoyo económico otorgado tanto para la adquisición de material como para la presentación de los avances de este trabajo en congresos nacionales.

Al proyecto **PAPIIT IN-102610** por el apoyo económico brindado para la realización de este trabajo de tesis.

A los **compañeros de la maestría**, tanto egresados (Xóchitl, Dante, Iván, Verónica, y un largo etcétera) como aún estudiantes (Everardo, Frida, Víctor, y un nuevo y largo etcétera), por la convivencia y cariño forjado durante las interminables horas de estudio, las laboriosas prácticas de laboratorio, las horas invertidas en la residencia hospitalaria y los momentos de diversión y contacto con el mundo exterior. En ustedes encontré el apoyo y la comprensión que fueron tan útiles para concluir satisfactoriamente el camino iniciado.

A **Carolina, Karen, Boni, Gerardo, Gustavo, Efraín, Javier, Linda, Érika, Karina y Yahaira** por las pláticas y consejos a distancia, por nunca dejar morir la flama de nuestra amistad a pesar de estar lejos y concentrados en proyectos personales. Gracias por brindarme ese calor y amistad que me han acompañado desde hace años.

# Contenido

---

<b>Capítulo 1. Introducción</b> .....	1
<b>Capítulo 2. Mamografía digital</b> .....	5
2.1 Principios básicos de mamografía.....	5
2.2 Detectores en mamografía digital.....	9
2.3 Parámetros objetivos de calidad de imagen.....	13
2.3.1 Conceptos de imágenes digitales.....	13
2.3.2 Contraste.....	18
2.3.3 Resolución espacial y función de transferencia de modulación (MTF)..	19
2.3.4 Ruido y espectro de potencia de ruido (NPS).....	23
2.3.5 Eficiencia cuántica de detección (DQE).....	25
<b>Capítulo 3. Metodología</b> .....	27
3.1 Adquisición de las imágenes.....	27
3.1.1 Función de conversión.....	29
3.1.2 MTF y NNPS.....	30
3.1.3 Efecto de parámetros radiológicos.....	31
3.2 Espectros de radiación para la obtención de la DQE.....	33
3.3 Determinación de la función de conversión.....	34
3.4 Desarrollo del código para el cálculo de la DQE.....	34
3.4.1 Algoritmo para el cálculo de la MTF.....	34
3.4.2 Algoritmo para el cálculo del NNPS.....	39
3.5 Validación del código.....	42
<b>Capítulo 4. Resultados</b> .....	43
4.1 Función de conversión.....	43
4.2 Diseño e implementación del código SACBÉ.....	44
4.3 Validación del código.....	46
4.3.1 Resultados SACBÉ.....	46
4.3.2 Validación con otros códigos.....	48
4.3.3 Comparación con resultados publicados para el Senographe DS.....	50
4.4 Optimización del algoritmo de cálculo para la MTF y el NNPS.....	51
4.5 Efecto de parámetros radiológicos sobre la MTF, el NNPS y la DQE.....	60
4.5.1 Calidad de haz.....	60
4.5.2 Tamaño de campo.....	61
4.5.3 Rejilla antidispersora.....	62
4.5.4 Software de preprocesamiento FineView.....	63
4.5.5 Tamaño nominal y proyección de la mancha focal.....	65
<b>Capítulo 5. Discusión de los resultados</b> .....	68
<b>Capítulo 6. Conclusiones</b> .....	73
<b>Referencias</b> .....	75

## Introducción

---

El cáncer de mama es una de las diez principales causas de muerte en mujeres mexicanas y es actualmente la primera causa de muerte por cáncer, presentando mayor vulnerabilidad el grupo de mujeres mexicanas de 45 a 64 años **[SS07]**. La elevada mortalidad por cáncer de mama, su acelerado crecimiento y su incidencia cada vez mayor en las mujeres adultas representan un riesgo cada vez más significativo. Los exámenes clínicos periódicos son fundamentales para la detección y atención temprana de esta enfermedad, lo cual significa que un diagnóstico correcto es esencial.

El método de referencia para la detección temprana del cáncer de mama es la mamografía **[Sm03]**, en sus dos modalidades: convencional y digital. Consiste en la obtención de una imagen radiográfica de la mama que permite obtener información clínica de la misma. La mamografía convencional emplea un sistema pantalla-película para la adquisición, almacenamiento y presentación de la imagen, mientras que la mamografía digital hace uso de nuevas tecnologías incorporando detectores digitales. Lo anterior representa una ventaja ya que de esta manera es posible desacoplar los procesos de adquisición, almacenamiento y presentación de la imagen, permitiendo optimizar cada uno de estos procesos por separado. Además, la mamografía digital permite remediar algunas de las limitaciones de los equipos convencionales, como el restringido rango dinámico y el ruido inherente al sistema pantalla-película.

A pesar de las notables propiedades de los sistemas digitales de mamografía, no es posible determinar a priori la superioridad clínica de una modalidad de estudio respecto de la otra. A lo largo de los últimos años han surgido estudios que intentan determinar si existen ventajas en el empleo de la mamografía convencional o de la mamografía digital para la detección del cáncer de mama.

Uno de los primeros estudios fue dirigido por el *International Digital Mammography Development Group*, en los Estados Unidos de Norteamérica. Se contó con la participación de 200 mujeres en la prueba, las cuales fueron sometidas a estudios de mamografía tanto digitales como convencionales **[Pi00a]**. No se encontraron diferencias significativas en la detección de cáncer entre la mamografía digital y la convencional, sin embargo se observó que los médicos radiólogos preferían observar las imágenes en las placas radiográficas y no de manera digital **[Pi00b]**. Los resultados también indicaron que la interpretación de las imágenes digitales depende del tipo de lesión presente ya que los médicos preferían diferentes versiones de procesamiento del mamograma digital dependiendo del estudio y tipo de lesión.

Un segundo estudio llevado a cabo en los Estados Unidos involucró la participación de 4,489 mujeres, se obtuvieron mamogramas digitales y convencionales **[Le02]**. La

diferencia observada en la detección del cáncer no fue estadísticamente significativa. Se observó que las discrepancias encontradas entre ambas modalidades se debieron principalmente a factores de visibilidad (posicionamiento fortuito), de interpretación y a la apariencia de la lesión (el borde o la forma de la masa fue más sospechosa en la imagen digital).

En Europa se realizó el estudio Oslo I con la participación de 3,683 mujeres; tampoco se obtuvo una diferencia estadística significativa entre las dos modalidades de mamografía [Sk03]. En el año 2007 se publicaron los resultados finales del estudio Oslo II, en este caso se realizó el seguimiento a 23,929 pacientes [Sk07]. La mamografía digital resultó tener una mayor tasa de detección de cáncer respecto de la convencional, siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Este resultado pudo deberse a que los mismos médicos radiólogos participaron en la interpretación de las imágenes en los estudios Oslo I y II, y éstos adquirieron experiencia en la lectura de las imágenes digitales durante la primera prueba. La combinación de inexperiencia en la lectura y una lectura muy rápida de los mamogramas pudo influir en los resultados obtenidos en el estudio Oslo I.

El *American College of Radiology Imaging Network* realizó un estudio llamado *Digital Mammographic Imaging Screening Trial* (DMIST) [Pi05]. Se contó con la participación de 49,528 mujeres. Los resultados de DMIST indicaron que la exactitud del diagnóstico de la mamografía digital es similar a la de la mamografía convencional, sin embargo la mamografía digital es más exacta para subgrupos específicos de mujeres: mujeres menores de 50 años, mujeres con mamas radiográficamente densas, y mujeres premenopáusicas o perimenopáusicas. La relevancia de DMIST se debe a que, gracias a las características del estudio, es posible introducir recomendaciones para el control de calidad de equipos de mamografía digital.

Bloomquist y cols. [Bl06] describen las pruebas de control de calidad realizadas a los equipos de mamografía digital participantes en DMIST, efectuadas para verificar el correcto funcionamiento de los equipos durante la duración del estudio. Se evaluó la calidad de la imagen desde su adquisición hasta su presentación, para esto se dividieron las pruebas en tres grupos: (a) operación del equipo de rayos X y desempeño del detector, (b) parámetros de dosis y calidad de la imagen y (c) sistema de despliegue o presentación de la imagen. La calidad de imagen, en radiología, se refiere a la utilidad de una imagen para contribuir a un diagnóstico exacto. En mamografía digital, la calidad de una imagen se evalúa a partir de parámetros objetivos como el contraste, la resolución espacial y el ruido. En el caso de un sistema digital el contraste no es un factor limitante, como lo es en mamografía convencional, debido a que puede modificarse fácilmente ajustando las ventanas de visualización de la imagen. La resolución espacial se evalúa mediante la función de transferencia de modulación (MTF). El ruido se caracteriza a partir del espectro de Wiener o espectro de potencia de ruido (NPS) del sistema. Una función que engloba los parámetros anteriores es la eficiencia cuántica de detección (DQE), la cual describe de manera integral el desempeño del detector digital de imagen del equipo mamográfico [Cu00].



El protocolo establecido en DMIST para el control de calidad tuvo como objetivo determinar un conjunto de pruebas que permitiera detectar problemas en la calidad de la imagen de tal modo que se puedan emitir recomendaciones para la integración de un programa de control de calidad práctico aplicable a la mamografía digital. La observación más relevante respecto de las pruebas realizadas es que se necesita determinar de manera objetiva la variabilidad del nivel de la señal del sistema y las características de ruido, y esto motiva el uso de pruebas para determinar parámetros cuantitativos tales como la MTF, el NPS y la DQE **[BI06]**.

La utilidad y efectividad de las pruebas de control de calidad mencionadas son discutidas en **[Ya06]**. Se revisan los objetivos de cada prueba y los criterios de aceptación, se discuten los resultados obtenidos en DMIST y su utilidad, y se emiten recomendaciones de mantener o modificar la prueba. Se intenta con esto desarrollar un conjunto de pruebas que reemplace los diferentes programas de control de calidad de cada fabricante de equipos de mamografía digital.

Para la prueba que cuantifica la MTF no se fijó un criterio de aceptación, ya que la experiencia en el manejo de los equipos de mamografía digital empleados era limitada. Sin embargo, se destacó su utilidad debido a que si se contara con las imágenes digitales y un software amigable sería posible determinar con mayor facilidad la MTF **[Ya06]**. Se recomienda que esta prueba se realice anualmente y después de dar servicio al detector, al tubo o a la rejilla. De este modo se podría verificar si el detector se desempeña de manera adecuada y no degrada la resolución espacial de la imagen por debajo del nivel original de operación. La prueba para cuantificar el NPS no se recomendó como una prueba rutinaria y tampoco se fijó un criterio de aceptación, pero se destacó su utilidad para diagnosticar problemas identificados por una prueba previa (razón contraste-ruido) o cuando se observen artefactos que se repiten espacialmente.

De manera similar, en las recomendaciones europeas en mamografía digital se incluye la determinación de la MTF y el NPS como parámetros útiles para cuantificar el funcionamiento del receptor de imagen incorporado al mastógrafo digital **[EU06]**. Sin embargo, en el protocolo europeo estas pruebas son solamente una recomendación y no se describe un método preciso para determinarlas, aunque se sugiere emplear herramientas adecuadas de software para el cálculo tanto de la MTF como del NPS.

La utilidad de las pruebas de MTF, NPS y DQE para la evaluación de la calidad de imagen en mamografía digital ha sido demostrada, sin embargo existen dificultades para aplicarlas en protocolos de control de calidad. Diversos autores se han enfocado en la determinación objetiva de la calidad de imagen en mamografía digital basados en mediciones de la DQE. Sin embargo, las condiciones de cálculo y de medición difieren entre estos trabajos, haciéndolos difícil de comparar entre sí. En 2007 se introdujo un estándar internacional, IEC 62220-1-2, que plantea las bases para

homogeneizar los procedimientos para la evaluación de la DQE en equipos de mamografía digital **[IE07]**.

Las condiciones óptimas de medición y cálculo para la MTF y el NPS han sido analizadas en algunos trabajos. Samei y cols. **[Sa06]** realizaron una comparación de diferentes técnicas para la estimación de la MTF, la cual incluyó la técnica de rendija, la técnica de borde y la técnica descrita en una versión previa del estándar IEC mencionado. Adicionalmente, evaluaron la influencia de ciertos parámetros de adquisición y de procesamiento de la imagen empleados por cada técnica. Sus resultados indican que existen diferencias relativamente modestas en los valores obtenidos de la MTF cuando se varía la calidad de haz y la colimación en cada técnica evaluada. Dobbins y cols. **[Do06]** compararon los mismos métodos que Samei para la estimación del NPS y concluyeron que una combinación del método de remoción de la tendencia y el tamaño de la región de interés empleada para el cálculo son los que tienen un mayor impacto.

La relevancia de este trabajo de tesis es que en México no se cuenta con antecedentes de la evaluación de la MTF, el NPS o la DQE para el control de calidad en mamografía digital. La motivación última es encontrar mecanismos prácticos para facilitar al Físico Médico clínico la determinación de estos parámetros durante la evaluación de la calidad de la imagen en mastógrafos digitales. Adicionalmente, se realiza un análisis crítico de los lineamientos establecidos en el estándar IEC para determinar si ciertas condiciones de medición y cálculo son necesarias o no.

El objetivo de este trabajo de tesis es evaluar los parámetros que determinan la calidad de imagen de un sistema de mamografía digital: MTF, NPS y DQE. Las metas propuestas son adquirir imágenes de un borde pulido para la evaluación de la MTF e imágenes de campo plano para la estimación del NPS, desarrollar un código que permita determinar la MTF, el NPS y la DQE con base en los algoritmos descritos en el estándar IEC 62220-1-2, realizar un análisis crítico de las condiciones recomendadas por este estándar, e investigar el efecto de ciertos parámetros radiológicos sobre la DQE. El aparato de prueba para determinar la MTF, consistente en una placa de acero con un borde finamente pulido, fue fabricado en el taller del Instituto de Física de la UNAM. Las imágenes se adquirieron en el Instituto Nacional de Cancerología, empleando el equipo de mamografía digital Senographe DS, General Electric. El código desarrollado, llamado SACBÉ, se diseñó e implementó en Matlab, The MathWorks Inc.

El presente trabajo se divide en seis capítulos. Los conceptos relativos a los principios básicos de la mamografía, los detectores empleados en mamografía digital y los parámetros objetivos de calidad de imagen se presentan en el capítulo 2. En el capítulo 3 se describe la metodología empleada en este trabajo para la adquisición y el procesamiento de las imágenes. El capítulo 4 resume los resultados obtenidos, así como el diseño, implementación y validación del código SACBÉ para determinar la MTF, el NPS y la DQE. En el capítulo 5 se analizan y discuten los mismos, y el capítulo 6 presenta las conclusiones del trabajo.

## Mamografía digital

### 2.1 Principios básicos de mamografía

Mamografía es la técnica empleada para la obtención de una imagen radiográfica de la mama que permite obtener información clínica de este órgano; es la única técnica reconocida como válida para la detección temprana del cáncer de mama [Sm03]. A la imagen radiográfica obtenida se le llama mamograma o mamografía. Cada mama es explorada empleando generalmente dos diferentes proyecciones: cráneo-caudal (proyecta la mama en una imagen con información relativa al sector interior-exterior) y medio-lateral-oblicua (proyecta la mama en una imagen con información relativa al sector inferior-superior). Las imágenes se obtienen colocando la mama en un equipo diseñado para que el haz de rayos X atraviese la mama y plasme la imagen de ésta en un receptor de imagen, como se ejemplifica en la Figura 2.1 para una proyección cráneo-caudal. Durante cada exposición la mama es mantenida en compresión de manera que se adquiera una imagen lo más clara y nítida posible. En la imagen mamográfica se busca identificar distorsión de la arquitectura, masas o cúmulos de microcalcificaciones.

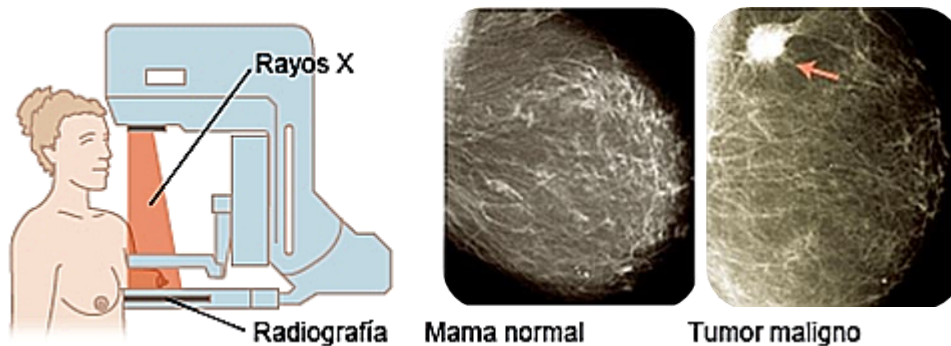


Figura 2.1 Esquema de la realización de una mamografía y su utilidad clínica.

Es importante destacar que un estudio mamográfico puede realizarse con fines de escrutinio o de diagnóstico. Un estudio de escrutinio tiene como objetivo la detección temprana del cáncer por medio de la observación de lesiones no palpables en mujeres asintomáticas, mientras que un examen de diagnóstico sirve para evaluar hallazgos anormales previamente identificados en un estudio de escrutinio o lesiones palpables. Las características deseables para que una imagen mamográfica contribuya a un diagnóstico correcto son una alta resolución espacial, un alto contraste y un bajo ruido, de tal modo que se facilite la visualización tanto de microcalcificaciones como de lesiones o masas tumorales en la mama [Ya90]. Se requiere equipo dedicado para

la obtención de una imagen de calidad óptima que además implique la menor dosis de rayos X posible impartida a la paciente. El equipo empleado, llamado mastógrafo, incluye un tubo de rayos X con características especiales de diseño. La imagen se forma debido a la atenuación diferenciada de los rayos X al pasar a través de la estructura de la mama y se detecta por medio de la combinación de una película radiográfica con una pantalla intensificadora en equipos convencionales, o de un detector electrónico en equipos digitales [Bu02]. En la Figura 2.2 se muestra el esquema de un equipo de mamografía convencional. Los componentes esenciales del mismo se describen a continuación.

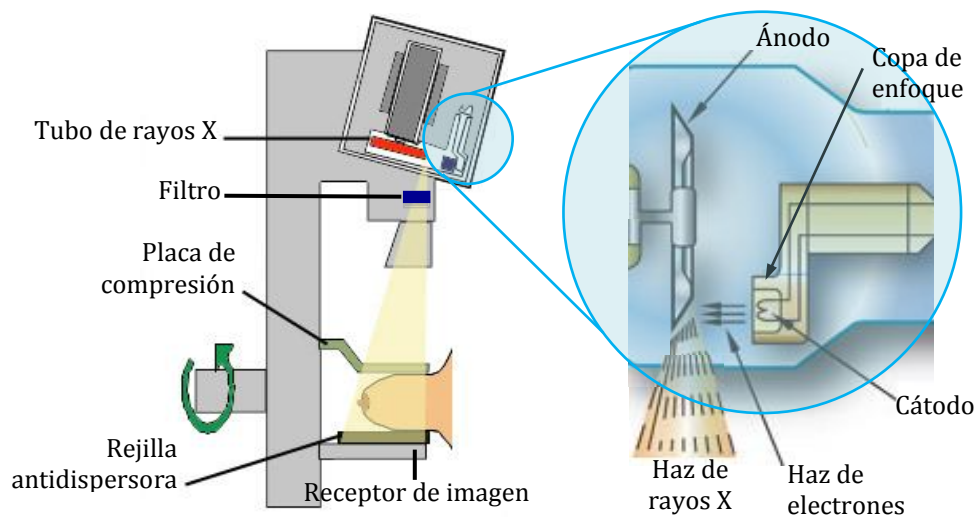


Figura 2.2 Equipo dedicado de mamografía convencional.

El haz de rayos X se genera haciendo incidir sobre el ánodo (o blanco) un haz de electrones generados en el cátodo. Los electrones inciden sobre un área específica del ánodo formando una mancha focal, como se muestra en la Figura 2.3. El eje central del haz corresponde a la dirección del rayo central, es decir, el rayo que pasa a través del centro de la mancha focal y es perpendicular al plano definido por el puerto del tubo de rayos X [Ba91]. El tamaño nominal de la mancha focal se especifica a lo largo del eje central del haz en tubos de rayos X convencionales; en mamografía, se especifica a lo largo de un eje de referencia debido a que el ánodo se encuentra inclinado.

El tamaño de la mancha focal cambia al proyectarse sobre el plano del receptor de imagen, como se observa en la Figura 2.4. El largo real de la mancha focal se define por la longitud del filamento del cátodo, el ancho real se define por el ancho de la copa de enfoque. El tamaño proyectado de la mancha focal conserva el mismo ancho, sin embargo, el largo varía en función de la posición sobre el plano desde el eje central del haz [Bu02]. De este modo, la longitud del largo de la mancha focal proyectada en un punto cercano al borde del tórax de la paciente es el doble de la longitud nominal

especificada en el eje de referencia [Ba91]. A medida que nos alejamos de éste, la longitud proyectada disminuye.

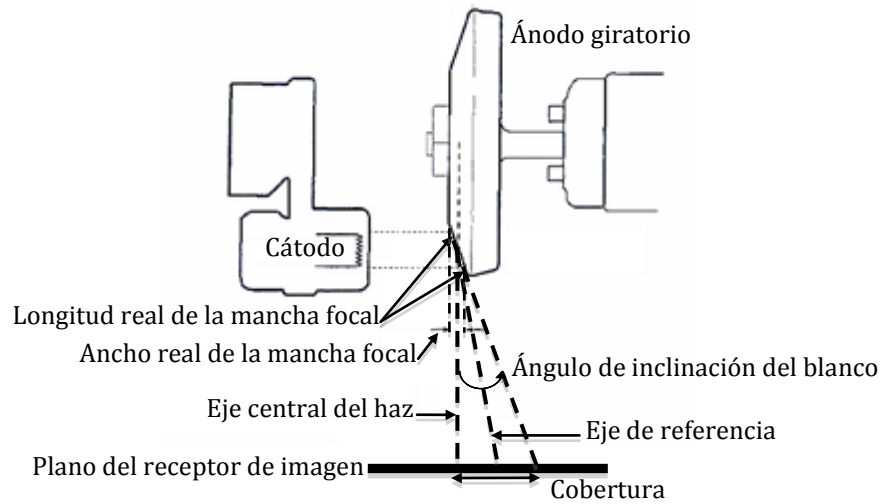


Figura 2.3 Geometría del tubo de rayos X de un equipo de mamografía.

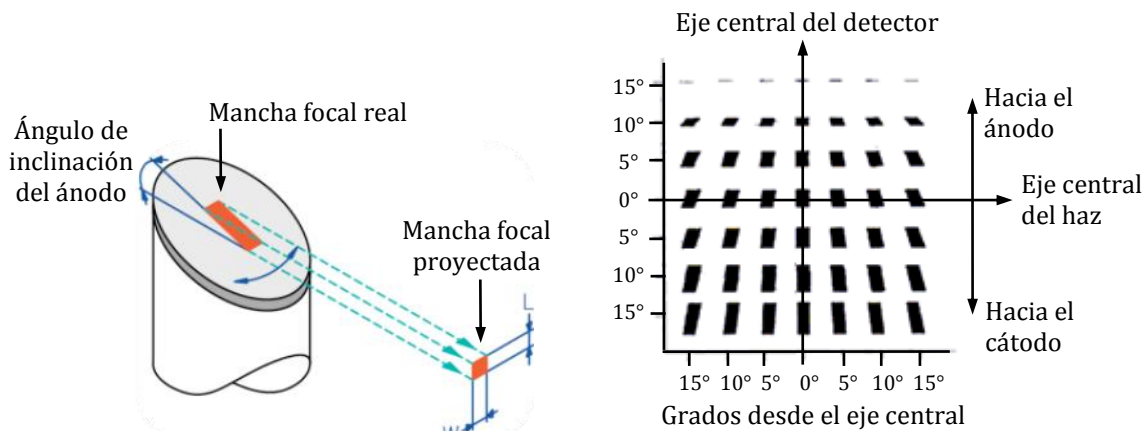


Figura 2.4 Variación del tamaño de la mancha focal como resultado de su proyección sobre el plano del receptor de imagen [Bu02].

Los fotones producidos en el ánodo (rayos X de frenado y rayos X característicos) tienen un espectro de energías, siendo la energía máxima la correspondiente al voltaje de operación (kV) al que se aceleran los electrones. El número de fotones producidos depende de la corriente en el tubo (mA) y el tiempo de exposición, generalmente se expresa como el producto mAs, denominado carga. Adicionalmente, la composición del ánodo y el voltaje de operación determinan la cantidad de fotones producidos. La calidad del espectro está influenciada tanto por el voltaje de operación como por el tipo de generador de voltaje empleado, así como por el filtrado adicional.

Los espectros que se emplean en mamografía se restringen a energías óptimas que buscan maximizar el contraste al mismo tiempo que se minimiza la dosis, a partir de una combinación de los materiales del ánodo y el filtro. La combinación de materiales ánodo/filtro produce espectros de energías precisas, reduciendo el número de fotones de baja energía, que son absorbidos en la mama y no contribuyen a la imagen pero sí a la dosis, y de alta energía, que no ofrecen un buen contraste debido a la similitud de la composición de los materiales en la mama. En la Figura 2.5 se presentan los espectros más empleados actualmente en mamografía, los cuales fueron obtenidos como parte de este trabajo. Los ánodos de molibdeno (Mo) producen rayos X característicos a 17.5 y 19.6 keV; los ánodos de rodio (Rh) emiten radiación característica a 20.2 y 22.7 keV. Los filtros de borde K atenúan fuertemente la radiación por encima de la energía característica del borde para el efecto fotoeléctrico; el filtro de Mo se emplea para atenuar preferencialmente la radiación por encima de los 20.0 keV, mientras que el filtro de Rh la atenúa por arriba de 23.2 keV.

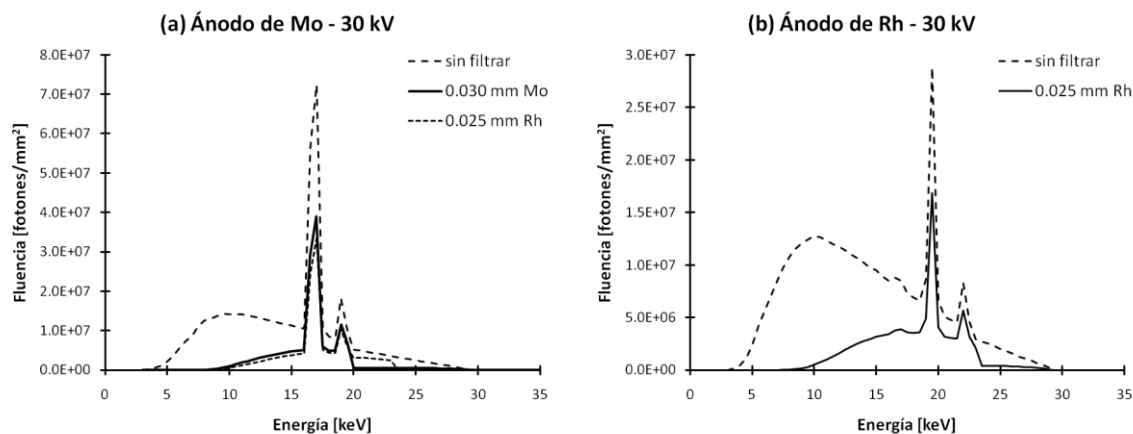


Figura 2.5 Espectros para ánodos de (a) Mo y (b) Rh, a 30 kV, con filtros de Mo y Rh.

El equipo de mamografía cuenta además con una paleta de compresión. Los objetivos de la compresión son permitir una mejor visualización de los detalles anatómicos al separar los tejidos de la mama, mejorar el contraste, reducir la dosis mediante la reducción de la dispersión de los rayos X en el cuerpo de la paciente y disminuir la falta de nitidez por movimiento de la misma. La rejilla antidispersora se emplea para disminuir la radiación dispersa incidente sobre el receptor de imagen.

El receptor de imagen en un equipo convencional está formado por la pantalla intensificadora y la película, mientras que en un equipo digital se tienen detectores electrónicos. En el apartado siguiente se presentan los tipos de detectores empleados en mamografía digital.

El control automático de exposición es otro componente esencial de un equipo de mamografía. Su objetivo es determinar las condiciones óptimas de exposición

necesarias (combinación ánodo/filtro, kV y mAs) para producir una mamografía específica con un contraste aceptable.

## **2.2 Detectores en mamografía digital**

En los equipos convencionales de mamografía los procesos de adquisición, presentación y almacenamiento de la imagen se realizan todos en el mismo medio: la película radiográfica. Las ventajas que implica el empleo de la película radiográfica son una alta resolución espacial, su facilidad de despliegue, es un medio de bajo costo y eficiente para el almacenamiento de las imágenes. Sin embargo, también existen ciertas desventajas en su empleo, principalmente su limitado rango dinámico, el ruido inherente debido a la granulosis de la película, más importante aún es el hecho de que si no se tienen las condiciones óptimas en alguna parte de los procesos de adquisición, presentación o almacenamiento, se afecta la calidad de la imagen de manera global [Pi00a]. Otros factores limitantes se refieren a aspectos técnicos como el procesamiento y revelado de la película, así como los artefactos que pueden producirse en la imagen. Adicionalmente, la imposibilidad de optimizar las imágenes posteriormente a su despliegue hace que se requieran exposiciones adicionales resultando en radiación innecesaria para las pacientes.

La mamografía digital tiene el potencial de superar las limitaciones de los equipos convencionales. Una de sus principales ventajas es que los procesos de adquisición, presentación y almacenamiento de la imagen se encuentran desacoplados, pudiéndose optimizar cada uno de ellos de manera individual. El receptor de la imagen en este caso es un detector digital, el cual transforma en señales eléctricas los rayos X detectados; luego, las señales eléctricas son convertidas a números para formar la imagen. En comparación con la película radiográfica, el detector digital posee un rango dinámico amplio, bajo ruido inherente y se posibilita la manipulación de la imagen posterior a su adquisición.

Los detectores empleados en mamografía digital se clasifican por su tipo de uso en: detectores de radiografía computarizada (CR), que son removibles y pueden usarse con equipos de mamografía convencional y, detectores digitales (DR) propiamente integrados al equipo de mamografía [Ch10]. Se describen a continuación las características generales de los detectores mencionados.

### **A. Detectores CR**

Los detectores CR están basados en una capa de fósforo fotoestimulable donde se forma una imagen latente al exponerse a los fotones transmitidos a través de la mama. La energía de los rayos X incidentes es absorbida por los electrones de la red cristalina del fósforo que pasan a niveles metaestables de mayor energía, llamados centros F, donde quedan atrapados, dando lugar a la imagen latente. La extracción de la imagen se realiza por medio de un proceso de lectura. Se emplea un haz de luz láser que realiza un barrido a lo ancho de la placa (dirección de escaneo), estimulando a los

electrones a regresar a un nivel de energía menor emitiendo luz. Estos niveles energéticos intermedios son introducidos por un material dopante, como el europio, por lo cual la longitud de onda de la luz emitida depende del dopante empleado y es diferente a la del láser. Una vez que el láser finaliza el barrido de una fila de la placa, ésta se desplaza una distancia en dirección perpendicular (dirección de subescaneo), para leer la siguiente línea. El tamaño de píxel en este tipo de detectores es de aproximadamente  $50\ \mu\text{m}$  y es determinado por la anchura del haz de luz láser y por la distancia que se desplaza la placa para leer cada fila.

La luz emitida se captura por medio de una guía de luz y llega al tubo fotomultiplicador, es decir, un fotodetector que transforma la señal luminosa en señal eléctrica. Para mejorar la eficiencia algunos sistemas detectan la luz emitida por ambos lados de la placa, como se muestra en la Figura 2.6. Ya adquirida la imagen, es necesario un proceso final de borrado con un haz de luz intensa para eliminar la información residual antes de usar de nuevo la placa. Modelos que emplean esta tecnología y que se encuentran comercialmente disponibles son el Profect One y Profect CS, ambos de Fuji.

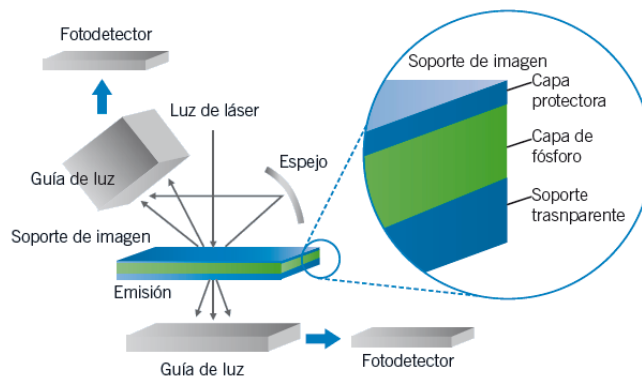


Figura 2.6 Esquema de un detector CR de doble lectura de Fuji.

## B. Detectores DR

En esta categoría podemos distinguir dos tipos de detectores, los de tipo integrador y los de recuento de fotones. Los detectores de tipo integrador se basan en la recolección de la carga producida por la radiación incidente en cada uno de los elementos discretos del detector (*del*). De este modo, la imagen resultante está relacionada con la energía total absorbida por el material en cada *del*. Los detectores de recuento de fotones se basan en el conteo fotón a fotón. Esta diferencia hace que en los detectores de tipo integrador los fotones de baja energía tengan una menor ponderación en la formación de la imagen final; en los detectores de recuento de fotones, en contraste, tanto los fotones de baja como de alta energía tienen una misma ponderación al final. Sin embargo, en estos últimos es posible usar un umbral electrónico que elimine (o seleccione) energías de interés.



Los detectores de tipo integrador comprenden los sistemas de panel plano y los sistemas de barrido con rendija. Entre los sistemas de panel plano se encuentran los de conversión directa y los de conversión indirecta. Los detectores de conversión directa están basados en un material fotoconductor, como el selenio amorfo (a-Se). Convierten directamente la radiación incidente en una señal eléctrica, que posteriormente es muestreada para convertirse en la imagen mamográfica. La Figura 2.7 muestra un esquema de un detector de panel plano, de conversión directa, basado en a-Se. La carga generada en la capa de a-Se es almacenada y la lectura se realiza por medio de transistores de película delgada (*thin-film transistor*, TFT). El tamaño de píxel típico para este tipo de detectores es de 70-85  $\mu\text{m}$ . Los modelos comerciales que hacen uso de esta tecnología son el Mammomat Novation y Mammomat Inspiration, ambos de Siemens, el Hologic de Selenia y el Giotto Image de IMS. Una de las nuevas tecnologías introducidas para la lectura de este tipo de detectores consiste en la lectura directa por conmutación óptica (*direct optical switching*, DOS), la cual sustituye el sistema de lectura de carga acumulada basado en TFT por un método de descarga fotoinducido, permitiendo disminuir el tamaño de píxel a 50  $\mu\text{m}$ . Actualmente, el modelo Amulet de Fuji es el único disponible comercialmente que incorpora la tecnología DOS.

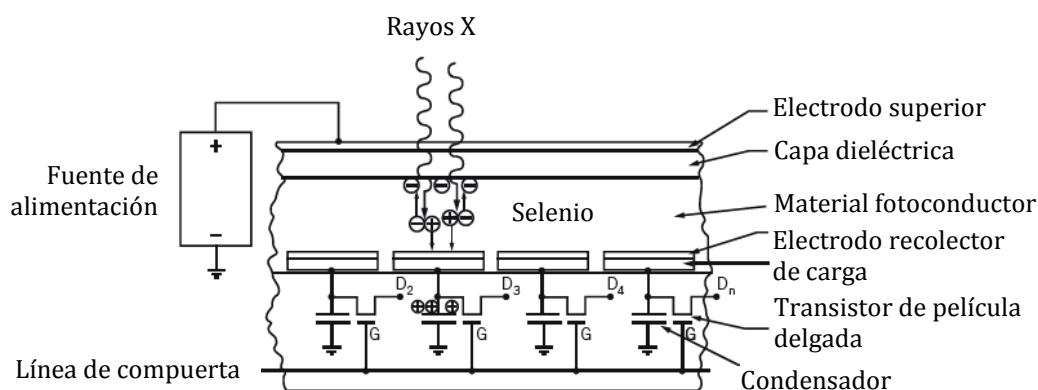


Figura 2.7 Esquema de un detector de conversión directa basado en selenio amorfo.

Los detectores de conversión indirecta, como los basados en ioduro de cesio dopado con talio (CsI:Tl), convierten la radiación ionizante incidente en una señal luminosa y posteriormente ésta es convertida a la señal eléctrica que resulta en la imagen final. En la Figura 2.8 se muestra la estructura de un detector de panel plano de conversión indirecta basado en CsI:Tl. El centellador de CsI:Tl es crecido sobre una matriz de material fotoconductor, como el silicio amorfo, y transforma la luz producida en carga eléctrica. La lectura se realiza por medio de TFT, de la misma manera que para el panel basado en a-Se. El tamaño de píxel para este tipo de detectores es de 100  $\mu\text{m}$ . Algunos equipos comerciales que incorporan esta tecnología son el Senographe 2000D, Senographe DS y Senographe Essential de General Electric. La desventaja de los detectores de conversión indirecta es que se basan en un doble proceso de

conversión. Para favorecer el proceso de absorción de los fotones de rayos X se requiere que el espesor del centellador sea grueso, sin embargo esto aumenta la dispersión lateral de la luz y limita la resolución espacial. Para disminuir este efecto, los cristales del centellador se crecen en forma de columnas apiladas sobre el sustrato, funcionando como guías de luz, permitiendo emplear espesores más gruesos del centellador.

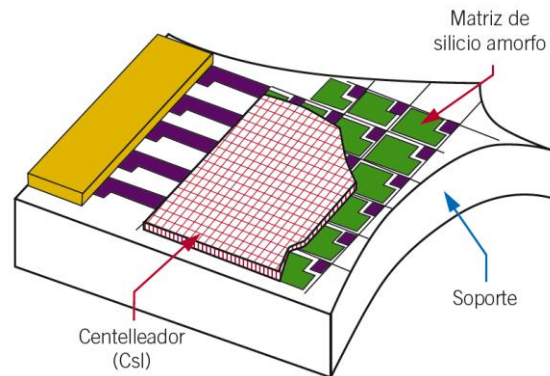


Figura 2.8 Esquema de un detector basado en CsI:Tl sobre silicio amorfo.

Los detectores basados en sistemas de barrido con rendija (*slot scanning*) son detectores de conversión indirecta, basados en CsI:Tl, similares a los de panel plano pero en lugar de TFT emplean dispositivos de carga acoplada (*charged-coupled device*, CCD). Los CCD se acoplan al cristal centellador a través de fibra óptica y la lectura se realiza de una manera más rápida, permitiendo el barrido como se aprecia en la Figura 2.9. La lectura de barrido con rendija emplea una única línea de CCD acoplados a una capa de cristal centellador, el haz de rayos X se colima en forma de abanico y se desplaza en sincronía con el detector lineal, realizando el barrido de la mama. Esta geometría permite disminuir la radiación dispersa que es captada por el detector, por lo cual se mejora el contraste y evita el empleo de rejilla antidispersora, sin embargo aún no se encuentra disponible comercialmente.

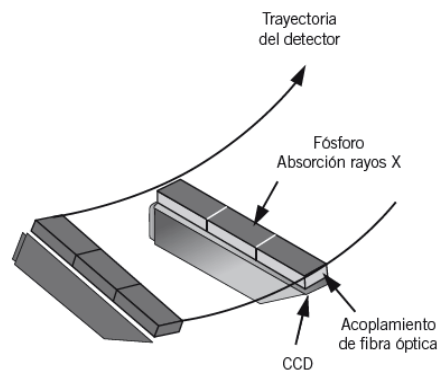


Figura 2.9 Esquema del detector de barrido con rendija.

Los sistemas de recuento de fotones están basados en tecnología de barrido con rendija. En este caso el detector es de silicio cristalino y es depositado entre las rendijas formadas por placas de aluminio dispuestas de manera transversal y espaciadas  $50\ \mu\text{m}$ , como se muestra en la Figura 2.10. Las placas de aluminio actúan como electrodos que se emplean para coleccionar la carga originada por un fotón individual de rayos X y transformarla en un pulso. El conjunto se desplaza lateralmente durante la lectura, realizando el barrido completo de la mama. Un modelo comercial que incorpora esta tecnología es el MicroDose Mammography de Sectra.

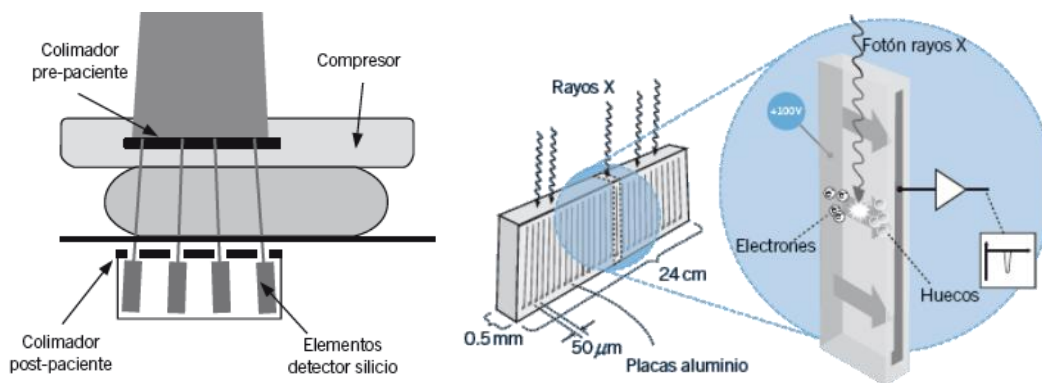


Figura 2.10 Esquema del funcionamiento de un detector de recuento de fotones.

Además de este tipo de sistemas de recuento de fotones existen detectores basados en gases nobles a alta presión, que emplean los iones generados en el gas para producir los pulsos y realizar el recuento. El tamaño de píxel típico para sistemas basados en detectores de recuento de fotones es de  $50\ \mu\text{m}$ ; su ventaja es el umbral que permite eliminar el ruido asociado a la conversión de los fotones de rayos X, sin embargo, uno de sus inconvenientes es que el contador puede saturarse.

## 2.3 Parámetros objetivos de calidad de imagen

La calidad de una imagen es un concepto genérico pero ampliamente relacionado con la utilidad de la imagen en determinada tarea o proceso. En radiología, la calidad de imagen se refiere a la utilidad de una imagen para ayudar al médico a formular el diagnóstico exacto de alguna patología. Los componentes principales de la calidad de imagen son el contraste, la resolución espacial y el ruido. Antes de describir éstos, se introducirán conceptos fundamentales del tratamiento de imágenes digitales.

### 2.3.1 Conceptos de imágenes digitales

En un sistema de adquisición de imágenes la información de entrada es una distribución de fotones. La información de salida (imagen) puede ser de diferentes

tipos; si se emplea un sistema pantalla-película como receptor de imagen, la salida será una distribución de densidades ópticas en la película; si se emplea un detector digital, la salida será una matriz de valores digitales. De este modo, las imágenes tienen diferentes unidades y significado físico, por lo cual el tratamiento matemático es diferente para cada una de ellas [Cu00].

El término imagen analógica se usa para describir una función de muestreo que varía espacialmente, sus unidades son arbitrarias y el ejemplo característico es la densidad óptica de una película radiográfica. Una imagen digital consiste en un arreglo  $n$ -dimensional de valores numéricos discretos, el nivel de gris de un píxel en la imagen, por ejemplo. Una imagen cuántica se refiere a la distribución espacial de fotones, denominada fluencia, por lo cual sus unidades son  $\text{área}^{-1}$ .

En la formación de una imagen digital ocurre un proceso de muestreo (*sampling*), en el cual un objeto (función continua) es muestreado para obtener su imagen (función discreta). El muestreo puede describirse a partir de la función  $\delta$  de Dirac o función impulso, la cual se define como:

$$\delta(x - x_0) = \begin{cases} 0 & x \neq x_0 \\ \text{indefinida} & x = x_0 \end{cases} \quad (2.1)$$

con la restricción:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \delta(x - x_0) dx = 1. \quad (2.2)$$

De este modo, el proceso de muestreo se realiza como se ejemplifica en la Figura 2.11. En la parte izquierda de la Figura 2.11 se presentan las funciones en el dominio espacial y en la parte derecha se muestra la magnitud de la transformada de Fourier de cada función, en el dominio de la frecuencia. En la Figura 2.11a se muestra la señal de entrada, representada por la función continua  $a_c(x)$ , en la Figura 2.11b aparece la función discreta de muestreo  $i(x)$ , la cual consiste en una serie de funciones  $\delta$  escaladas; en la Figura 2.11c aparece la función discreta  $a(x)$  como resultado del proceso de muestreo. En la Figura 2.11e se muestra la señal reconstruida a partir del filtro de reconstrucción mostrado en la Figura 2.11d; se observa que la señal reconstruida es igual a la señal original.

La frecuencia a la cual se realiza el muestreo,  $\omega_s$ , es importante ya que de ella depende que se presenten o no fenómenos espectrales como el *aliasing*. El *aliasing* ocurre cuando al muestrear la señal, la transformada de Fourier  $A_c(\omega)$  de la función original tiene componentes que se extienden más allá de  $\pm\omega_s/2$ , como se muestra en la Figura 2.12a y 2.12b. Esto ocasiona que las réplicas espectrales de la función muestreada se traslapen, como se observa en la Figura 2.12c. Por lo tanto, al reconstruir se obtiene una señal que es un alias de la señal original, como se muestra en la Figura 2.12e.

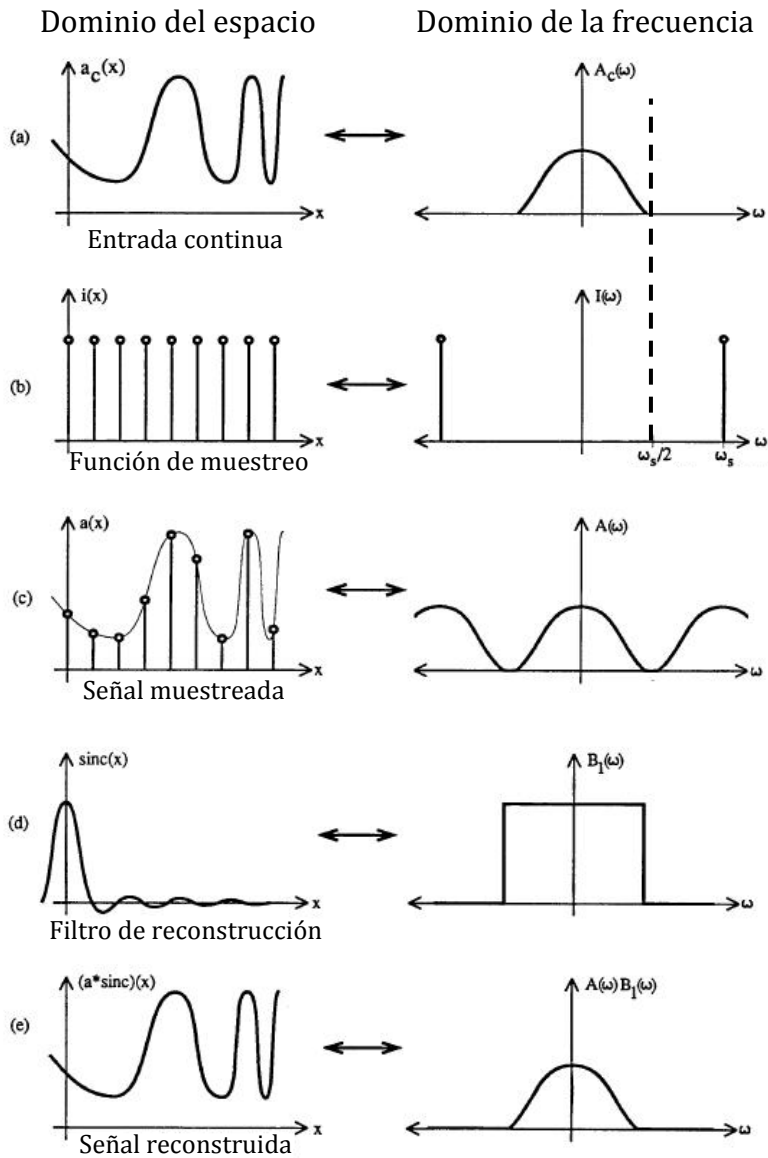


Figura 2.11 Proceso de muestreo de (a) la función continua  $a_c(x)$  por medio de (b) la función discreta  $i(x)$ , dando lugar a (c) la función muestreada  $a(x)$ . En (e) se reconstruye la señal  $a$  a partir del (d) filtro de reconstrucción, obteniendo la señal original [Cu00].

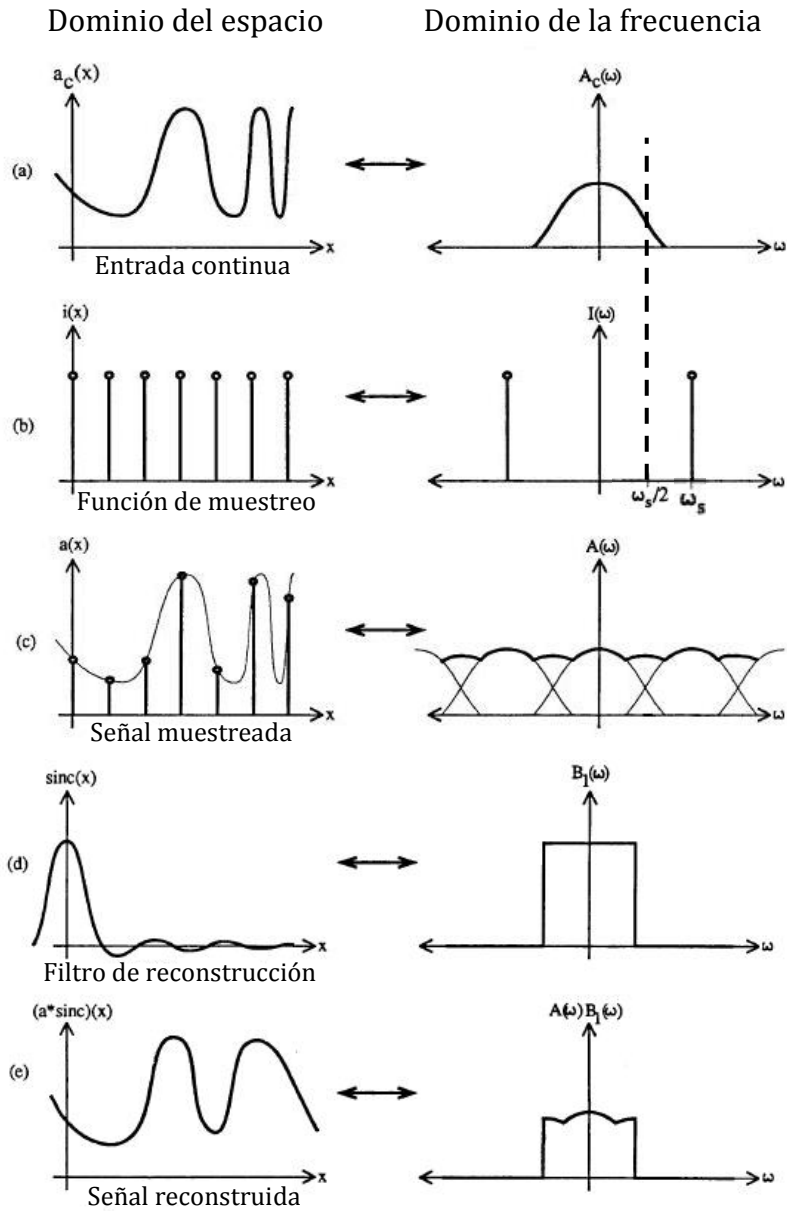


Figura 2.12 Proceso de muestreo de (a) la función continua  $a_c(x)$  por medio de (b) la función discreta  $i(x)$ , dando lugar a (c) la función muestreada  $a(x)$ . En (e) se reconstruye la señal a partir del (d) filtro de reconstrucción, obteniendo una señal alias [Cu00].

Lo anterior da lugar al teorema de muestreo de Nyquist [Cu00]:

*Cualquier función limitada en banda, sin componentes en frecuencia que se extiendan más allá de  $\omega_{m\acute{a}x}$ , puede ser completamente determinada a partir de un conjunto de muestras discretas si es muestreada a una frecuencia mayor que dos veces  $\omega_{m\acute{a}x}$ .*

El teorema de muestreo establece así la condición que se debe de cumplir para que no exista *aliasing*: el muestreo debe realizarse a una frecuencia  $\omega_s$  mayor o igual que el doble del máximo componente en frecuencia de la señal original. Es importante destacar que el muestreo, como se ha definido hasta aquí, no representa propiamente un proceso físico de medición, ya que en éste la función de muestreo asociada debe incluir una extensión espacial finita que refleje la resolución del detector empleado en la medición. La función  $\delta$  empleada para el muestreo puede ser interpretada como una función ideal de ancho infinitesimal.

Los detectores empleados en mamografía digital están compuestos generalmente por elementos discretos, llamados *dels*. Los *dels* tienen una zona activa y una zona muerta, esta última se emplea para realizar las conexiones entre los diferentes elementos o para colocar componentes adicionales. La dimensión del área activa de cada *del* define el ancho de la apertura y tiene un impacto en la resolución espacial del detector. El *pitch* o intervalo de muestreo entre *dels* también tiene un impacto en la resolución. En la Figura 2.13 se muestra un esquema de la apertura y el *pitch* de los *dels* que componen un detector digital. Generalmente, la distancia entre *dels* es idéntica al ancho de la apertura; sin embargo, dos fenómenos diferentes ocurren en el detector: la señal detectada es muestreada (con una distancia de muestreo igual a la distancia entre los centros de cada *del*, es decir, el *pitch*.) y promediada por cada *del* (como resultado del ancho finito de la apertura) [Bu02].

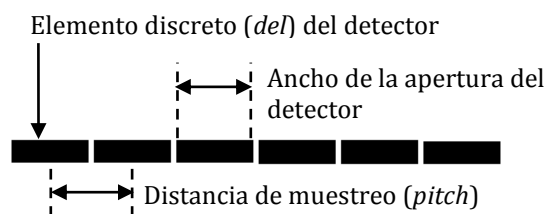


Figura 2.13 Apertura y *pitch* de los elementos discretos del detector digital.

El *pitch* ( $p$ ) del detector determina la frecuencia más alta que puede ser muestreada. Este límite se conoce como límite Nyquist o frecuencia Nyquist:  $f_{Nyq} = 1/2p$ . El teorema de muestreo establece que solamente frecuencias espaciales por debajo del límite Nyquist en la señal serán fielmente muestreadas [Ya00]. Si la señal contiene frecuencias más altas, ocurre *aliasing* debido a que el espectro de frecuencias de la

señal más allá de la frecuencia Nyquist es reflejado alrededor de esa frecuencia y añadido al espectro de bajas frecuencias, como se muestra en la Figura 2.12c.

### 2.3.2 Contraste

El contraste es la diferencia entre el nivel de gris o brillo de dos regiones adyacentes en la imagen [Bu02]. En la Figura 2.14 se muestran dos imágenes con diferente contraste.

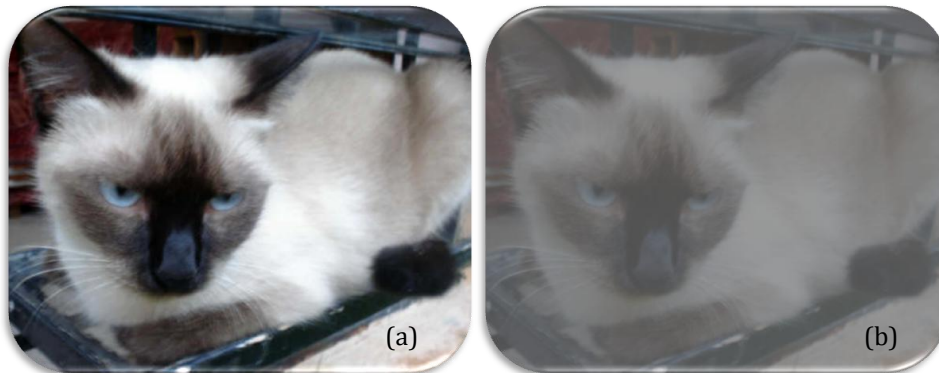


Figura 2.14 Imágenes con (a) alto y (b) bajo contraste.

El proceso de formación de la imagen consta de varias etapas, en cada una de las cuales puede definirse un contraste específico. El contraste del objeto se asocia a la diferencia en algún aspecto de la señal original que formará la imagen, un ejemplo es la diferencia en la fluencia ocasionada por objetos de diferente grosor. Cuando la señal llega al detector, éste producirá una señal de salida en función de su eficiencia. La curva que relaciona la energía de entrada y la señal de salida se denomina curva característica y su pendiente determina el contraste del detector. Si el detector es un sistema pantalla-película, la pendiente de su curva característica depende del nivel de exposición. Se puede definir a su vez el contraste radiográfico como la diferencia en densidad óptica entre dos regiones adyacentes. Si el detector es un sistema digital, la señal de salida serán números asociados a un nivel de gris. En el proceso de adquisición de la imagen están implícitas ciertas operaciones de procesamiento que pueden modificar el contraste de la imagen, dando lugar al contraste digital. Una medida que describe de mejor manera el contraste asociado a una imagen digital es la razón contraste a ruido (*contrast-to-noise ratio*, CNR), definida como:

$$CNR = \frac{VMP_A - VMP_B}{\sigma} \quad (2.3)$$

donde el numerador representa el contraste, siendo  $VMP_A$  el valor medio de píxel de la región A y  $VMP_B$ , el valor medio de píxel de la región B, el denominador  $\sigma$  se refiere al



ruido en la imagen. Ya que la imagen formada es digital, es posible modificar su contraste durante el despliegue o presentación de la misma mediante herramientas digitales.

### 2.3.3 Resolución espacial y función de transferencia de modulación (MTF)

La resolución espacial es una propiedad que describe la habilidad de un sistema de imagen para captar con exactitud los objetos en las dos dimensiones espaciales de la imagen [Bu02]. De manera intuitiva se puede definir como la habilidad del sistema para distinguir dos objetos como separados a medida que se hacen más pequeños y cercanos. Cuando la resolución espacial no es la adecuada, la imagen manifiesta borrosidad (*blurring*), como se observa en la Figura 2.15.

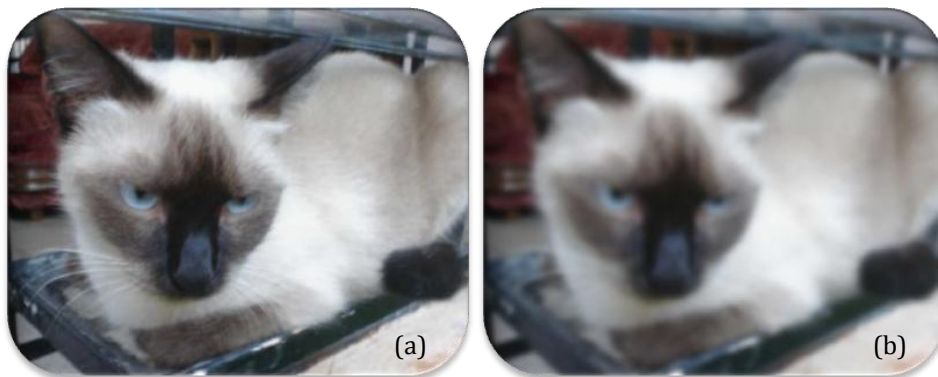


Figura 2.15 Imágenes con (a) alta y (b) baja resolución espacial.

Una forma de determinar la resolución espacial de un sistema de imagen es mediante la función de respuesta a un impulso (*point spread function*, PSF). La PSF se obtiene como la imagen de una fuente puntual, como se ilustra en la Figura 2.16. Si la fuente puntual se coloca en diferentes posiciones del receptor de imagen del sistema y se obtiene la misma PSF, se dice que el sistema es estacionario o invariante en el espacio.

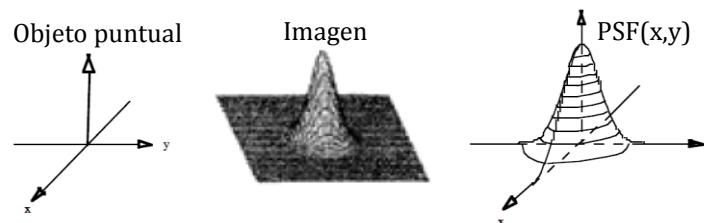


Figura 2.16 La PSF es la imagen de un objeto puntual.

Una descripción más precisa de la resolución del sistema de imagen la proporciona la función de transferencia de modulación (*modulation transfer function*, MTF). La MTF relaciona la pérdida de contraste en la imagen con la frecuencia espacial, es decir, a partir de ella puede estimarse el tamaño mínimo de los objetos que pueden distinguirse con un contraste aceptable en la imagen (resolución espacial) [Bu02]. La MTF se obtiene mediante el módulo de la transformada de Fourier de la PSF [Cu00]:

$$MTF(u, v) = |F[PSF(x, y)]|, \quad (2.4)$$

y la función se normaliza dividiéndola entre  $MTF(0,0)$ . La Figura 2.17 muestra un esquema conceptual de la MTF a partir de varias funciones de entrada al sistema de imagen. La amplitud de la salida se ve afectada por el sistema y es función de la frecuencia espacial. La MTF de la Figura 2.17 indica que para frecuencias espaciales pequeñas (objetos grandes), la señal se transfiere casi completamente (no hay gran pérdida en contraste en la imagen de salida). A medida que la frecuencia espacial aumenta (objetos más pequeños), la amplitud de la señal de salida disminuye.

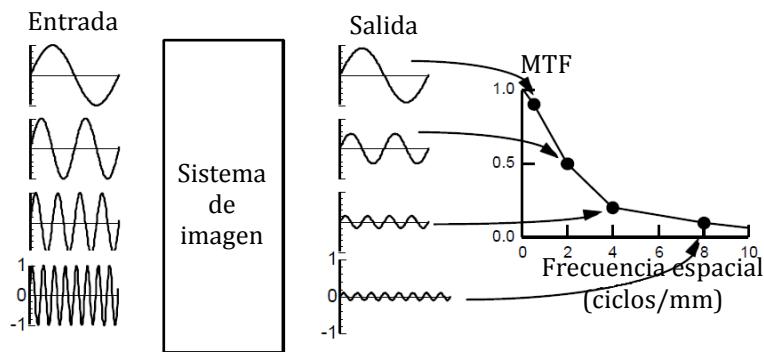


Figura 2.17 La MTF describe cómo el sistema afecta el detalle en una imagen.

Experimentalmente, la PSF es difícil de determinar ya que se requiere una fuente puntual infinitesimal. Esta dificultad puede resolverse empleando una fuente lineal cuya imagen da lugar a la función de respuesta a una línea (*line spread function*, LSF), mostrada en la Figura 2.18. La relación entre la PSF y la LSF es que, para sistemas invariantes en el espacio e invariantes ante rotaciones, ésta es una representación unidimensional de la PSF bidimensional. De este modo, la MTF unidimensional puede obtenerse a partir de la LSF:

$$MTF(u) = |F[LSF(y)]|. \quad (2.5)$$

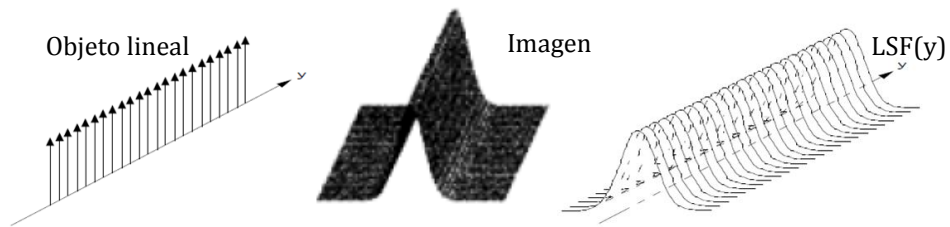


Figura 2.18 La LSF es la imagen de un objeto lineal.

La LSF se puede obtener empleando una rendija muy delgada [Fu92]. La dificultad que este método implica es que el uso de rendijas requiere de fabricación y alineamiento precisos, una alta exposición de la radiación para permitir la transmisión a través de la rendija y una corrección por el tamaño finito del grosor de la rendija. Esto se soluciona empleando únicamente la mitad de la rendija, es decir, una placa opaca con un borde pulido. La imagen que se obtiene representa la función de respuesta a un borde (*edge spread function*, ESF) y se muestra en la Figura 2.19. Matemáticamente, la LSF se obtiene derivando la ESF y por lo tanto puede emplearse ésta para determinar la resolución espacial de un sistema de imagen mediante la MTF.

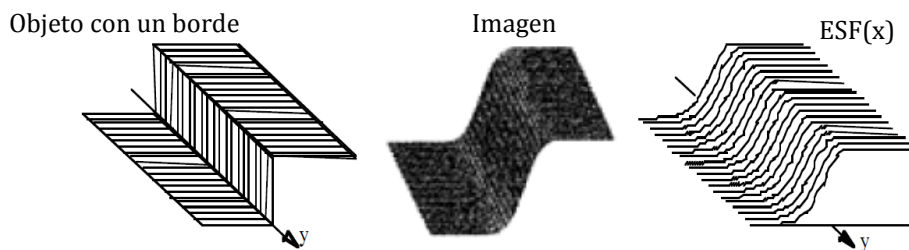


Figura 2.19 La ESF es la imagen de un objeto opaco con un borde.

Samei y cols. [Sa98] diseñaron un método para determinar la MTF de un mastógrafo digital a partir de imágenes de un borde y compararon sus resultados con el método de la rendija propuesto por Fujita y cols. [Fu92]. Los resultados concuerdan, y la mayor simplicidad y practicidad del método de borde permite una determinación exacta y rutinaria de la MTF. Otros estudios han demostrado la superioridad del método de borde al aplicársele diferentes tipos de algoritmos matemáticos para su normalización, haciéndolo más simple y práctico [Fr08].

La resolución espacial en radiografía depende de factores como la penumbra (debido al tamaño finito de la mancha focal), la magnificación (distancia entre la estructura anatómica de interés y el plano del receptor de imagen), así como del movimiento relativo entre la fuente, el paciente y el receptor de imagen durante la exposición. Adicionalmente, la resolución espacial depende de las características del receptor de imagen tales como el tamaño de apertura efectivo, el *pitch* o intervalo de muestreo

espacial entre mediciones, y efectos relacionados con la dispersión de la señal dentro del detector o en la lectura [Ya00].

La magnificación degrada la resolución espacial debido al efecto que tiene el tamaño finito de la mancha focal del sistema de radiografía. La magnificación de un objeto colocado entre la fuente de rayos X y el receptor de imagen será mayor mientras más grande sea su distancia al receptor (B, en la Figura 2.20). El tamaño proyectado de la mancha focal también se ve afectado por la magnificación. Para un tamaño  $s$  de la mancha focal, como se muestra en la Figura 2.20, la imagen del borde del objeto tendrá una penumbra, empeorando la resolución. El movimiento es otra fuente de borrosidad en radiografía. La mejor manera de minimizarlo es reducir el tiempo de adquisición de la imagen.

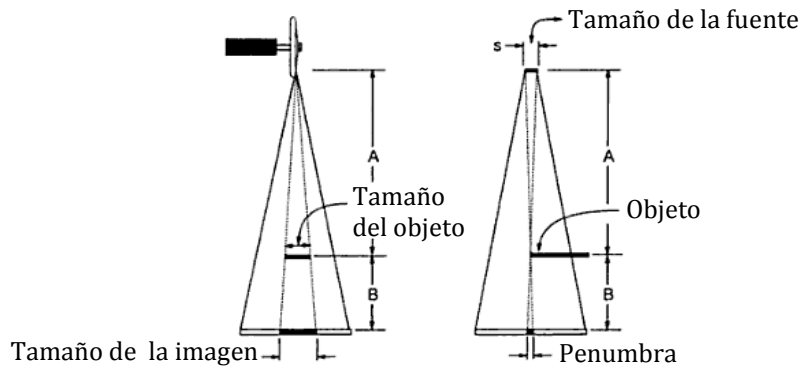


Figura 2.20 Magnificación de un objeto y penumbra.

El ancho de la apertura del detector determina la longitud sobre la cual se promedia la señal. Si suponemos que la función de muestreo de la apertura es un rectángulo de ancho  $d = 0.05 \text{ mm}$ , la MTF de esta función es:

$$MTF(u) = |F[LSF(y)]| = \left| \frac{\sin(\pi f d)}{\pi f d} \right|, \quad (2.6)$$

debido a que la transformada de Fourier de la función rectángulo es una función *sinc*. De este modo, la MTF de la función de apertura rectangular de ancho  $d = 0.05 \text{ mm}$  tiene su primer cero a la frecuencia  $f_0 = 1/d = 20 \text{ mm}^{-1}$ , como se observa en la Figura 2.21. En un detector compuesto por *dels*, el *pitch* o intervalo de muestreo más pequeño es  $p = d$ , por lo tanto la frecuencia Nyquist es  $1/2d = 10 \text{ mm}^{-1}$ . Esto implica que ocurrirá *aliasing* para frecuencias entre  $1/2d$  y  $1/d$ . El *aliasing*, como ya se mencionó previamente, es el enmascaramiento de una frecuencia como otra, como consecuencia del muestreo digital. Esto significa que cualquier frecuencia mayor que la de Nyquist aparecerá como una frecuencia menor (objeto con mayor tamaño) en la imagen muestreada.

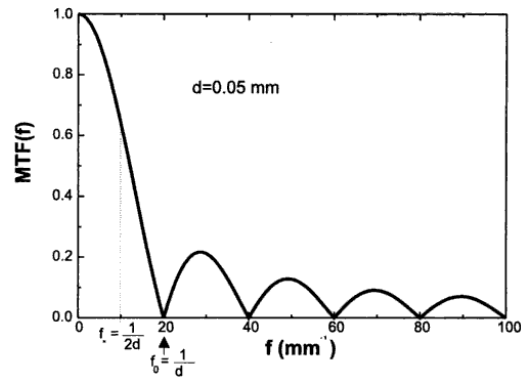


Figura 2.21 Respuesta de una apertura rectangular indicando el primer cero en  $1/d$  y la frecuencia de Nyquist en  $1/2d$  [Ya00].

En los sistemas digitales se distinguen dos procesos: el premuestreo y el muestreo. El primero se define como la integración de los fotones de entrada en cada elemento del detector para producir la señal de premuestreo, mientras el segundo se refiere a la evaluación de la señal de premuestreo para generar los valores individuales de cada *del* [Do95]. La MTF que se obtiene a partir de la ESF o la LSF se refiere a la MTF de premuestreo ( $MTF_{pre}$ ). Los sistemas digitales emplean una frecuencia de muestreo menor que la frecuencia máxima contenida en la imagen, es decir, son submuestreados (*undersampled*) [Do00]. La MTF digital, correspondiente a la etapa de muestreo, de sistemas submuestreados depende de la fase; en el caso de la rendija, por ejemplo, la MTF digital se obtiene promediando la respuesta del sistema a la rendija sobre todas sus posiciones (distancia de la rendija al centro de la imagen). Al ser submuestreados, los sistemas digitales presentan *aliasing*. La solución obvia para evitarlo es disminuir el tamaño de píxel, sin embargo esto conlleva dificultades tecnológicas no sólo de fabricación, sino también de manejo de la información (el aumento en la cantidad de datos en la imagen, por ejemplo). Es por esto que los fabricantes emplean píxeles más grandes, con una MTF que se extiende más allá de la frecuencia de Nyquist aunque exista *aliasing* en las altas frecuencias [Do95].

### 2.3.4 Ruido y espectro de potencia de ruido (NPS)

El ruido en una imagen se refiere a las fluctuaciones del nivel de gris o brillo en una región (ver Figura 2.22) y se evalúa por medio de la varianza,  $\sigma^2$ , de los valores de píxel [Bu02]. La varianza es una suma de tres componentes: ruido aditivo independiente de la exposición y principalmente debido a ruido electrónico, ruido cuántico proporcional a la exposición, y ruido de patrón fijo o estructural (*fixed pattern noise*) proporcional al cuadrado de la exposición. Un observador percibe un ruido relativo o coeficiente de variación (COV) en una imagen que es igual a  $\sigma/N$ , donde N es el número promedio de fotones que llegan a un píxel. El inverso del COV es el cociente señal a ruido (*signal-to-noise ratio*, SNR). Considerando únicamente el ruido cuántico,  $\sigma_c^2 = N$ , el SNR es igual a  $\sqrt{N}$ . Es decir, si se quiere incrementar el SNR

es necesario incrementar  $N$ , lo cual implica en radiografía mayor dosis al paciente. El ruido presente en una imagen puede contener elementos aleatorios y elementos correlacionados. El espectro de potencia de ruido (*noise power spectrum, NPS*), conocido también como espectro de Wiener, describe la varianza del ruido tomando en cuenta la contribución de cada frecuencia espacial [Cu00]. Es una medida de cómo el sistema transfiere el ruido de la señal de entrada a la imagen final, como se muestra en la Figura 2.23.



Figura 2.22 Imágenes con (a) bajo y (b) alto ruido.

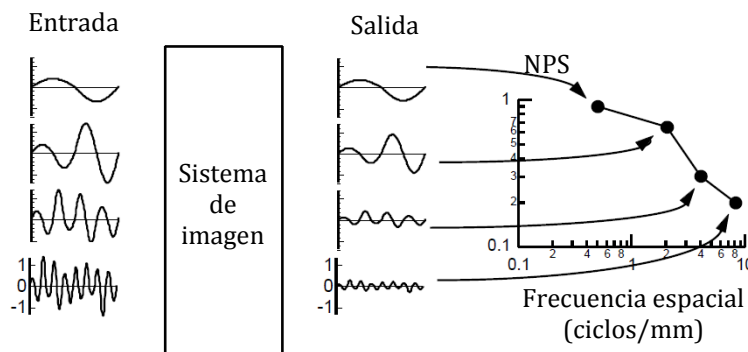


Figura 2.23 El NPS describe la varianza del ruido en función de la frecuencia espacial.

El NPS se define mediante la transformada de Fourier de la función de autocovarianza. Se requieren dos condiciones para expresar el NPS de un sistema de imagen en función de la definición anterior: que el sistema sea estacionario y ergódico [Cu00]. La primera condición implica que el promedio y la autocovarianza del ruido sean invariantes espacialmente. La segunda, que los valores esperados del sistema puedan determinarse a partir de un conjunto de muestras. Experimentalmente, el NPS de un sistema de imagen considerado ergódico se obtiene a partir de un conjunto de imágenes de campo plano (*flat-field*), evaluando una región de las mismas mediante la ecuación [IE07]:

$$NPS(u, v) = \frac{p^2}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} I_{corr}(x_i, y_j) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)) \right|^2 \quad (2.7)$$

donde la frecuencia espacial en la dirección horizontal y vertical de la imagen está representada por  $u$  y  $v$ , respectivamente. El tamaño de píxel es igual a  $p$ . Cada imagen de campo plano ha sido corregida para eliminar efectos de no uniformidad del campo de radiación, dando lugar a  $I_{corr}$ . Se extrae una región de interés (ROI) de cada imagen y se subdivide en un total de  $M$  regiones cuadradas de 256 x 256 píxeles. El NPS se obtiene como la suma del módulo al cuadrado de la transformada de Fourier de cada subregión. Si las imágenes son cuánticas, es decir que el valor de píxel se ha transformado a valores de fluencia ( $\text{mm}^{-2}$ ), las unidades del NPS son  $\text{mm}^{-2}$ . Si el valor de píxel se transforma a valores de kerma en aire ( $\mu\text{Gy}$ ), sus unidades son  $\mu\text{Gy}^2 \text{mm}^2$ . El kerma en aire es una medida del número de rayos X incidentes sobre el detector [At86]. Otra manera de expresar el NPS es normalizándolo por el cuadrado del valor promedio de kerma en aire al cual se adquieren las imágenes. De este modo se obtiene el NPS normalizado o NNPS. Las unidades del NNPS serán  $\mu\text{Gy}^{-2} \text{mm}^{-2}$  o  $\text{mm}^2$ , si las imágenes se expresan en valores de fluencia o de kerma en aire, respectivamente.

### 2.3.5 Eficiencia cuántica de detección (DQE)

La capacidad de detectar un objeto de bajo contraste en una imagen depende de cuánto ruido contenga esa imagen, es decir, depende de su resolución en contraste. Se han establecido diferentes criterios para estimar lo anterior. El criterio de Rose, por ejemplo, establece que para que un objeto sea identificado en una imagen el SNR debe ser mayor que 5. Sin embargo, este criterio se vuelve insuficiente para evaluar la calidad de imagen en situaciones prácticas. El NPS carece de una escala absoluta, como lo demuestra la variación de sus unidades en función del tipo de imagen que se evalúa. En un esfuerzo por establecer una escala absoluta, Shaw definió el número de fotones equivalente a ruido (*noise-equivalent number of quanta*, NEQ) de un sistema de imagen como [Cu00]:

$$NEQ(u) = \frac{|qMTF(u)|^2}{NPS_{out}(u)}, \quad (2.8)$$

donde  $q$  es el número de fotones por unidad de área (fluencia). El numerador representa la señal de salida esperada en términos de la función de respuesta del sistema (la MTF). El denominador corresponde al NPS de salida, es decir, de la imagen. El NEQ describe el número efectivo de fotones que contribuyen al SNR en una imagen.

En un enfoque similar, se describe la eficiencia cuántica de detección (*detective quantum efficiency*, DQE) como la medida de la fracción efectiva de fotones que contribuyen al SNR en la imagen. Se define mediante la expresión [Cu00]:

$$DQE(u) = \frac{NEQ(u)}{q}. \quad (2.9)$$

La DQE es la medida del efecto combinado del ruido y la resolución espacial sobre el desempeño de un sistema de imagen. Describe la habilidad del sistema para transferir el cociente señal a ruido del campo de radiación incidente a los datos de la imagen digital resultante. Si las imágenes se expresan como valores de la fluencia ( $\text{mm}^{-2}$ ) en lugar de valor de píxel, la DQE puede expresarse como **[IE07]**:

$$DQE(u) = \frac{q \cdot MTF^2(u)}{NPS_{out}(u)}. \quad (2.10)$$

Sin embargo, si las imágenes se expresan en valores de kerma en aire ( $\mu\text{Gy}$ ), la expresión para el cálculo de la DQE es:

$$DQE(u) = \frac{MTF^2(u)}{q \cdot NNPS_{out}(u)}. \quad (2.11)$$

En ambos casos la DQE es adimensional. En la ecuación 2.11 se emplea el NNPS en lugar del NPS. A la fluencia  $q$  también se le denomina  $NPS_{in}$  y depende del espectro empleado en la medida de la DQE. Puede expresarse como el producto del kerma en aire ( $K_{air}$ ) a la entrada del detector y el  $SNR_{in}^2$  (cuyas unidades son  $\text{mm}^{-2} \mu\text{Gy}^{-1}$ ):

$$q = NPS_{in} = SNR_{in}^2 \cdot K_{air}. \quad (2.12)$$

El  $SNR_{in}^2$  se estima a partir de la fluencia espectral (espectro de rayos X incidentes en el detector) por unidad de kerma en aire **[IE07]**:

$$SNR_{in}^2 = \int \left( \frac{\Phi(E)}{K_{air}} \right) dE. \quad (2.13)$$

La DQE se ha convertido en un modelo para la evaluación de la calidad de imagen. Actualmente existe un estándar internacional, IEC 62220-1-2 **[IE07]**, que especifica las condiciones de irradiación y procedimiento de medición de la MTF, el NPS y la DQE. Este estándar describe el método de determinación de la DQE para equipos digitales de mamografía en función del kerma en aire y la frecuencia espacial. Se restringe a: equipos mamográficos de tipo CR, sistemas basados en detectores directos e indirectos de panel plano, y sistemas de barrido (basados en CCD o contadores de fotones). La metodología a seguir en este trabajo de tesis para la adquisición y el procesamiento de las imágenes se basa en el estándar internacional mencionado y se describe en el siguiente capítulo.



## Metodología

---

Se describe en este capítulo el diseño experimental desarrollado específicamente para este trabajo, respetando los lineamientos generales descritos en el estándar IEC 62220-1-2 [IE07]. Se describen las condiciones y geometría de irradiación necesarias para la adquisición de las imágenes. Posteriormente, se presenta el procedimiento para la caracterización de los espectros de energía empleados para la determinación de la DQE. Finalmente, se describe la metodología implementada en este trabajo para determinar la función de conversión, así como el algoritmo para el cálculo tanto de la MTF como del NNPS y la validación del código diseñado.

### 3.1 Adquisición de las imágenes

Las imágenes para determinar la función de conversión, la MTF y el NNPS se adquirieron con el mastógrafo digital *Senographe DS*, General Electric, mostrado en la Figura 3.1. Este equipo cuenta con un detector de panel plano de conversión indirecta, basado en silicio amorfo acoplado a un centellador de CsI:Tl. Se encuentra protegido por una cubierta delgada de fibra de carbono. El tamaño del panel del detector es 19.2 x 23 cm<sup>2</sup> y su tamaño de píxel (*pitch*) es 100 μm.



Figura 3.1 Mastógrafo digital Senographe DS, General Electric.

Este equipo cuenta con un tubo de rayos X MAXIRay 100 TH-M1 que posee una ventana de berilio (Be) de 0.69 mm de grosor. Las combinaciones ánodo/filtro que incluye son Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Los tamaños de mancha focal nominales que maneja son de 0.3 mm para imágenes en modo de contacto y de 0.1 mm para imágenes en modo de magnificación. Cuando se emplea en el modo de contacto, el

tubo se inclina  $22^{\circ}30'$  con respecto de la horizontal, como se muestra en la Figura 3.2. En este caso, la cobertura es de 27.3 cm y el eje de referencia se encuentra a  $11^{\circ}15'$  del eje central del haz (ambos ejes se definen en la sección 2.1, Figura 2.3). El ángulo efectivo de inclinación del ánodo es de  $22^{\circ}30'$  con respecto de la vertical. En el modo de magnificación el tubo se inclina  $13^{\circ}30'$ , la cobertura es de 15.2 cm y el eje de referencia se encuentra a  $6^{\circ}30'$  del eje central del haz. El ángulo efectivo de inclinación del ánodo es de  $13^{\circ}$  y se muestra en la Figura 3.3. El tamaño de la mancha focal medida en el eje central del haz es 2.06 veces mayor que el tamaño nominal, especificado en el eje de referencia. La distancia entre la fuente y el detector es de 66 cm. El campo en el plano del detector puede colimarse a tres tamaños diferentes:  $19 \times 23 \text{ cm}^2$ ,  $13 \times 18 \text{ cm}^2$  y  $9 \times 9 \text{ cm}^2$  [La05].

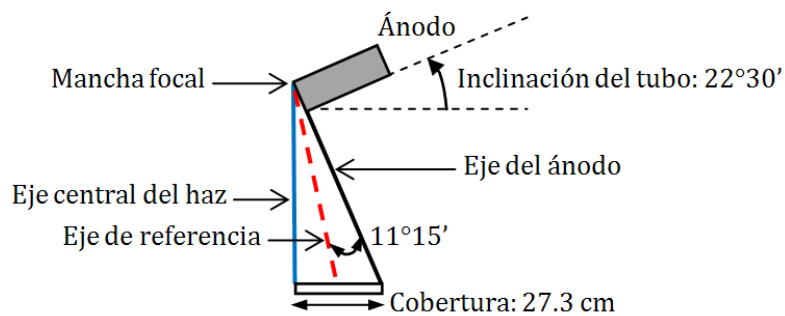


Figura 3.2 Alineación del tubo de rayos X del Senographe DS en modo de contacto.

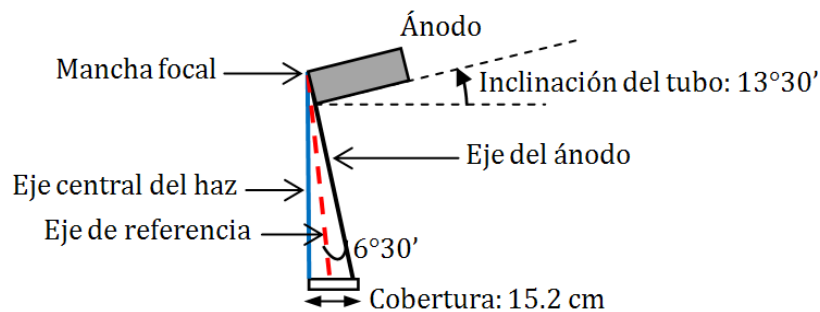


Figura 3.3 Alineación del tubo de rayos X del Senographe DS en modo de magnificación.

El Senographe DS incluye un software de preprocesamiento, denominado FineView, cuyo objetivo es mejorar la resolución espacial en la imagen compensando la MTF del detector por medio de un filtro de Wiener. Éste se define a partir de la MTF de premuestreo y el NPS del detector. El detalle en la imagen es restaurado a partir de la multiplicación del filtro de Wiener por la MTF de premuestreo en el espacio de frecuencias [So04]. El fabricante menciona que si este software está activado, se pueden encontrar resultados inesperados en mediciones cuantitativas de la calidad de

imagen. Por lo tanto, las imágenes que se utilizan en este trabajo son imágenes preprocesadas o RAW para las cuales se desactivó el algoritmo FineView antes de la adquisición. Para observar cómo afecta el software FineView a la MTF, el NNPS y la DQE, en la sección 4.5.4 se presenta la evaluación de estos parámetros cuando el software FineView se encuentra activado o desactivado.

### 3.1.1 Función de conversión

La función de conversión del detector del equipo de mamografía digital describe la relación que existe entre el valor de píxel en la imagen y el kerma en aire medido en la superficie del detector ( $K_{\text{aire,DET}}$ ). La MTF, el NNPS y la DQE se obtienen a partir de imágenes RAW linealizadas. Una imagen linealizada es aquella en que los valores de píxel han sido convertidos a valores de kerma en aire, por lo cual el primer paso consiste en determinar la función de conversión. La geometría de irradiación para determinar la función de conversión se ilustra en la Figura 3.4. Antes de la adquisición se remueven del equipo la paleta de compresión y la rejilla antidispersora; adicionalmente, se coloca un filtro de aluminio de 2 mm de grosor a la salida del haz de radiación para simular el endurecimiento del haz de rayos X causado por la mama.

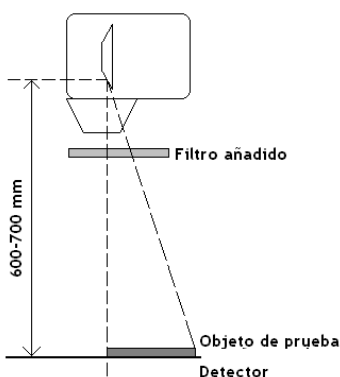


Figura 3.4 Geometría general de irradiación para determinar la función de conversión (sin objeto de prueba), MTF (con objeto de prueba) y NNPS (sin objeto de prueba).

De acuerdo con el estándar IEC las imágenes deben adquirirse a una distancia fuente-detector de 60 a 70 cm. En el caso del Senographe DS esta distancia es fija, igual a 66 cm, por lo cual el equipo se encuentra dentro de los estándares. Para la determinación, tanto de la función de conversión como de los parámetros de calidad de imagen, se empleó un tamaño de campo de 19 x 23 cm<sup>2</sup> (el máximo con el que cuenta el equipo), a pesar de que la recomendación del estándar IEC indica que debe emplearse un tamaño de campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup>. La razón de este cambio en la metodología se discute en la sección 4.5.2, se debe además a que el equipo no cuenta con ese tamaño de campo y se sabe que el empleo de colimación adicional puede introducir una mayor incertidumbre en la medida de los parámetros de calidad de imagen [Sa06, Do06].

Se adquiere una imagen de campo plano (sin colocar un objeto sobre el detector) para cada valor de kerma en aire empleado, medido con una cámara de ionización en la superficie del detector ( $K_{aire,DET}$ ) y empleando una calidad de haz de referencia (combinación ánodo-filtro, kV y mAs), esto se describe con más detalle en la sección 3.3. La cámara de ionización empleada es de marca RADCAL, modelo 20X6-6M, que corrige automáticamente por presión y temperatura y está calibrada en exposición. El electrómetro asociado es de marca RADCAL, modelo 2026C. La cámara fue calibrada en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares el 2 de diciembre de 2008 (la frecuencia de calibración es cada dos años [NO02]), con un haz de rayos X de 28 kV y 0.31 mm de Al de capa hemirreductora (CHR). El coeficiente de calibración en exposición,  $N_x$ , es  $0.94 \pm 2.16 \%$  ( $k = 2$ ) R u.esc<sup>-1</sup>. Para convertir el valor de exposición (en R) a kerma en aire se empleó el factor de 0.00876 Gy/R [At86].

Los niveles de kerma en aire para determinar la función de conversión se definen a partir de un nivel de referencia. Se emplean niveles de kerma en aire desde el nivel cero hasta un nivel 20% mayor que el valor de referencia. Cinco niveles de kerma en aire son suficientes para determinar la linealidad de la función. En este trabajo, el valor de referencia empleado es el determinado por las condiciones clínicas de operación del equipo para un maniquí ACR (Mo/Rh, 28 kV, 46 mAs). La variación del kerma en aire se logra variando el mAs en cada disparo, por lo cual debe conocerse previamente la función de respuesta del detector que relaciona  $K_{aire,DET}$  con mAs. Las imágenes para determinar la función de respuesta se adquieren bajo la geometría y condiciones de irradiación descritas, empleando la misma calidad de haz.

### 3.1.2 MTF y NNPS

La geometría para la adquisición de las imágenes correspondientes a la determinación de la MTF es idéntica a la descrita para la función de conversión y se ilustra en la Figura 3.4. En este caso se emplea un objeto de prueba, el cual consiste en una placa rectangular de acero inoxidable de al menos 0.8 mm de grosor. Las dimensiones mínimas del objeto de acuerdo con el estándar IEC son  $a = 12 \text{ cm}$  y  $f = 6 \text{ cm}$ , ver Figura 3.5. Uno de los bordes largos del objeto de prueba debe estar finamente pulido, con irregularidades menores que 5  $\mu\text{m}$ . En este trabajo se empleó un objeto de prueba que consiste en una placa de acero 304, de 1 mm de grosor, con un borde largo finamente pulido. Fue fabricado en el taller del Instituto de Física de la UNAM. Las dimensiones de la placa son 6 cm x 12 cm, como se especifica en el estándar IEC.

El objeto de prueba se coloca sobre la superficie del detector y se centra el borde pulido en el punto de referencia (definido en el estándar IEC), el cual se encuentra ubicado a una distancia de 6 cm del borde del detector correspondiente al tórax de la paciente y centrado lateralmente. Se coloca con una inclinación de 1 a 3° con respecto al eje horizontal o vertical del detector, según la dirección de la MTF que se vaya a evaluar. Se deben adquirir al menos dos imágenes: una con el borde del objeto inclinado respecto del eje horizontal y la otra, respecto del eje vertical. Las imágenes se adquieren con la misma calidad de radiación (combinación ánodo/filtro, kV y mAs)

que la empleada en la determinación de la función de conversión, con campo abierto y sin paleta compresora ni rejilla antidispersora.

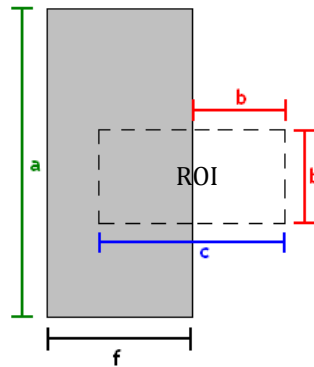


Figura 3.5 Objeto de prueba (en gris) para la determinación de la MTF y definición de la región de interés para su cálculo:  $b \times c = 2.5 \times 5 \text{ mm}^2$ .

La geometría para la adquisición de las imágenes para la determinación del NNPS se muestra en la Figura 3.4 y es la misma que la empleada para determinar la función de conversión. Se adquieren imágenes de campo plano, sin objeto de prueba y con la misma calidad de radiación empleada para determinar la MTF. El número de imágenes a adquirir para determinar el NPS depende del tamaño de píxel del equipo. En el estándar IEC se establece que para determinar el NNPS 2D con una incertidumbre del 5% se requieren al menos  $4 \times 10^6$  píxeles, tomados de una o varias imágenes. Se define para esto una ROI de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  para la determinación del NNPS. Tomando en cuenta que el tamaño de píxel del mastógrafo Senographe DS es de  $100 \mu\text{m}$ , se necesitarían 16 imágenes para satisfacer ambas condiciones (número de píxeles y tamaño de la ROI). Como se presenta en la sección 4.1, se realizó una evaluación de la variación del NNPS en función del número de píxeles y el tamaño de la ROI empleados en el cálculo. Como resultado, se emplearon solamente 4 imágenes y una ROI de mayor tamaño ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) para satisfacer el número de píxeles especificado en el estándar.

### 3.1.3 Efecto de parámetros radiológicos

De manera individual, se evaluó el efecto de ciertos parámetros radiológicos sobre la MTF, el NNPS y la DQE. Estos incluyen el efecto de la calidad de haz, el tamaño de campo, la presencia de la rejilla y el software de preprocesamiento FineView. Adicionalmente se evaluó el efecto en la MTF del tamaño de la mancha focal y su proyección. De manera general, la geometría empleada para la adquisición de las imágenes fue la misma que la descrita anteriormente. Se definieron cuatro diferentes calidades de haz (ver sección 3.2) empleando las combinaciones de ánodo/filtro, kV y mAs mostradas en la Tabla 3.1 para evaluar el efecto de la calidad de haz.

**Tabla 3.1 Características de las calidades de haz definidas para la evaluación**

Calidad de haz	Ánodo/filtro + filtrado adicional	kV	mAs	$E_{prom}$ [keV]	$SNR_{in}^2$ [fotones/mm <sup>2</sup> μGy]	CHR [mm Al]
$Q_{ref}$	Mo/Mo + 2 mm Al	28	25	19.065	5019.7	0.583
$Q_1$	Mo/Mo + 2 mm Al	25	28	18.146	4531.8	0.545
$Q_2$	Mo/Rh + 2 mm Al	28	45	19.926	5500.5	0.665
$Q_3$	Rh/Rh + 2 mm Al	32	28	21.972	6734.1	0.823

Para evaluar los efectos del tamaño de campo, se adquirieron imágenes empleando los tres tamaños disponibles en el Senographe DS empleando la calidad de haz de referencia  $Q_{ref}$ . Adicionalmente se adquirieron imágenes con y sin rejilla empleando  $Q_{ref}$ . El efecto del FineView se evaluó en imágenes con el software activado y con el software desactivado empleando  $Q_{ref}$ . Para activar/desactivar el FineView es necesario ingresar a la sección de *Procesamiento de imagen*, dentro de las *Herramientas de aplicación médica* en el menú principal de la consola del equipo. Se evaluó el efecto del tamaño de la mancha focal sobre la MTF adquiriendo imágenes del objeto de prueba colocado directamente sobre el detector (modo de contacto) y a 5 cm del detector (modo de magnificación). Se emplearon los dos tamaños de mancha focal con que cuenta el equipo para evaluar ambas configuraciones: 0.3 mm (foco grueso) y 0.1 mm (foco fino). Se evaluó también el efecto de la proyección de la mancha focal en la MTF definiendo diferentes posiciones sobre el detector, como se muestra en la Figura 3.6. Se colocó el objeto de prueba centrando el borde pulido en cada uno de los puntos mostrados, tanto en modo de contacto como en modo de magnificación. El borde izquierdo en la Figura 3.6 corresponde al borde del detector en contacto con el tórax de la paciente.

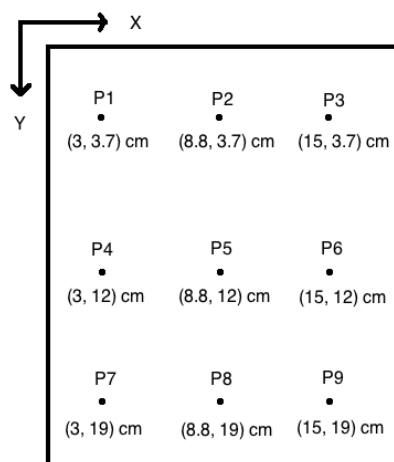


Figura 3.6 Posiciones sobre el detector en las cuales se evaluó el efecto de la proyección de la mancha focal en la MTF.

### 3.2 Espectros de radiación para la obtención de la DQE

La DQE se estima a partir de la ecuación 2.11. Los parámetros involucrados son la MTF, el NNPS y la fluencia,  $q$ , la cual se obtiene mediante la ecuación 2.12. Debido a que se emplean diferentes calidades de haz en este trabajo, es necesario determinar el valor de  $q$  para cada una de ellas. El kerma en aire se determina a partir de la función de conversión. El  $SNR_{in}^2$  se obtiene por medio del espectro de rayos X de cada calidad de haz empleada. Los espectros se calcularon a partir de una parametrización realizada por Boone y cols. [Bo97] para ánodos de Mo y Rh, en función del kV empleado. Los filtros que se emplearon para atenuar los espectros obtenidos de la parametrización fueron 0.025 mm de Rh y 0.030 mm de Mo. El espectro fue atenuado por un filtrado adicional de 2 mm de Al, 0.69 mm de Be y 66 cm de aire, empleando los correspondientes coeficientes de atenuación publicados por el NIST [Hu04]. Los espectros generados corresponden a las calidades de haz definidas en la Tabla 3.1 y se presentan en la Figura 3.7.

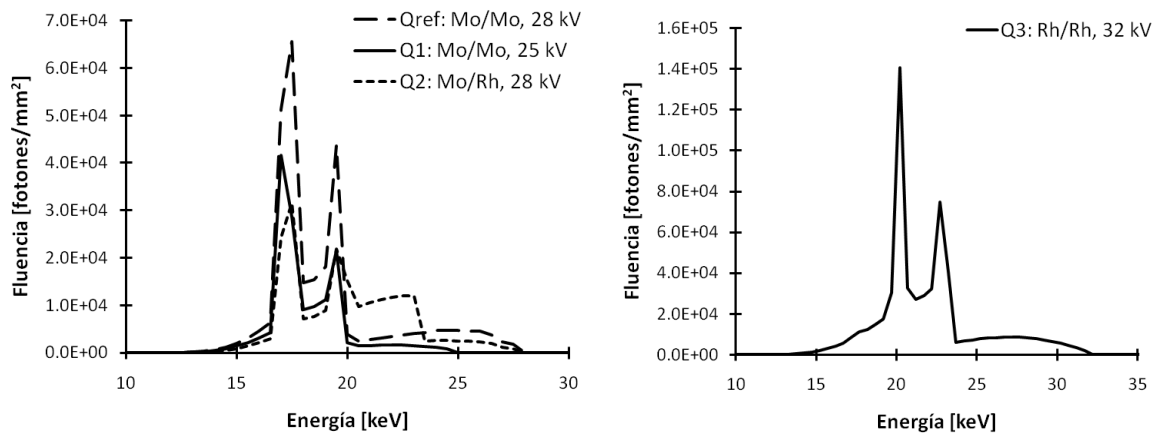


Figura 3.7 Espectros generados para las calidades de haz definidas en la Tabla 3.1.

Se determinó la energía promedio ( $E_{prom}$ ) del espectro y a partir de ella se calculó el  $SNR_{in}^2$  por medio de la expresión [Cr97]:

$$SNR_{in}^2 = \frac{E_{prom}^{2.07}}{0.089}, \quad (3.1)$$

las unidades de  $SNR_{in}^2$  calculado de esta manera son fotones/mm<sup>2</sup>μGy. El valor de  $SNR_{in}^2$  obtenido para cada espectro a emplear en este trabajo se presenta en la Tabla 3.1. Adicionalmente, se obtuvo a partir del espectro generado el valor de la capa hemirreductora (CHR), en mm de Al, correspondiente a cada calidad de haz. La CHR se define como el grosor necesario de un material (aluminio, en este caso) para reducir la exposición de rayos X a la mitad [At86].

### 3.3 Determinación de la función de conversión

Para obtener el valor de píxel promedio (VMP) correspondiente a cada valor de  $K_{\text{aire,DET}}$ , se analiza una ROI estándar de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , centrada en el punto de referencia, en cada una de las imágenes de campo plano adquiridas (ver 3.1.1). Se realiza un ajuste lineal de mínimos cuadrados para encontrar la relación entre  $K_{\text{aire,DET}}$  y VMP. La función lineal ajustada debe tener un coeficiente de correlación  $R^2 > 0.99$ . Se emplea esta función para linealizar las imágenes a emplear para el cálculo de la MTF y el NNPS.

Previamente a la función de conversión, debe encontrarse la función de respuesta del sistema, la cual representa  $K_{\text{aire,DET}}$  en función del mAs. Para esto se adquieren de 3 a 5 imágenes a diferentes valores de mAs, determinando el kerma en aire mediante una cámara de ionización colocada a 40 cm (aproximadamente) de la fuente de rayos X. Para determinar el valor de kerma en aire en la superficie del detector, se traslada la lectura de la cámara de ionización en el punto de medida al detector, usando la ley del inverso del cuadrado de la distancia. Se realiza un ajuste de mínimos cuadrados entre los valores de mAs y los valores de kerma en aire en la superficie del detector. Ya que trabajamos con un detector digital, la relación encontrada debe ser lineal con  $R^2 > 0.99$ . Se emplea la función de respuesta para conocer  $K_{\text{aire,DET}}$  como función del mAs.

### 3.4 Desarrollo del código para el cálculo de la DQE

El código desarrollado, denominado SACBÉ (camino blanco, en maya), se diseñó de acuerdo con los algoritmos descritos en el estándar IEC. El código fue diseñado e implementado en Matlab, The MathWorks Inc., empleando el *toolbox* de Procesamiento de imágenes. Se presenta a continuación una descripción de los algoritmos diseñados en este trabajo para el cálculo de la MTF y el NNPS. Inicialmente se definen las imágenes sobre las cuales se realizará el cálculo, se linealizan empleando la función de conversión del equipo y se selecciona la región de interés para el cálculo. Se realiza una corrección de uniformidad en la región seleccionada y se prosigue con el cálculo específico para cada función. Tanto el cálculo de la MTF como el del NNPS implican operaciones en el espacio de frecuencias mediante la transformada de Fourier. Una vez que se han cuantificado estos parámetros, se obtiene la DQE a partir de ellos y el valor de la fluencia correspondiente, por medio de la ecuación 2.11.

#### 3.4.1 Algoritmo para el cálculo de la MTF

El algoritmo para el cálculo de la MTF comprende básicamente siete etapas, las cuales se muestran en la Figura 3.8. Se describe cada una de ellas a continuación.



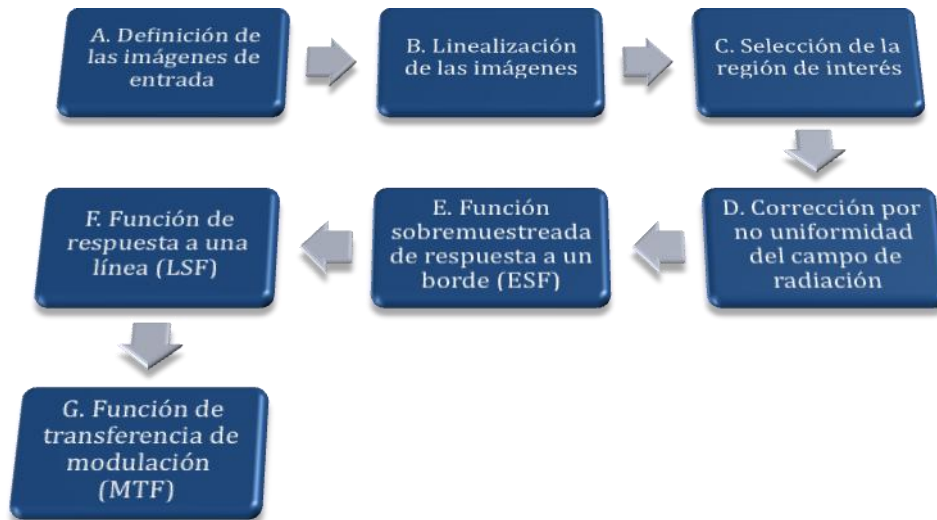


Figura 3.8 Etapas del algoritmo para el cálculo de la MTF.

### A. Definición de las imágenes de entrada

Para la evaluación de la MTF horizontal y vertical se adquieren dos imágenes con el borde pulido del objeto de prueba centrado en el punto de referencia. El objeto de prueba se coloca con una inclinación de 1.5 a 3 grados. La dirección horizontal en la imagen corresponde a la del eje ánodo-cátodo del mastógrafo. La dirección vertical corresponde a la perpendicular al eje ánodo-cátodo. Es decir, para evaluar la MTF horizontal se coloca el borde pulido perpendicular al eje ánodo-cátodo y paralelo para la MTF vertical. Las orientaciones definidas se muestran en la Figura 3.9, el borde izquierdo de las imágenes corresponde a la posición del tórax de la paciente. Adicionalmente a las imágenes del objeto de prueba, se emplea una imagen de campo plano (sin objeto de prueba) para corregir efectos causados por la no uniformidad del campo de radiación.

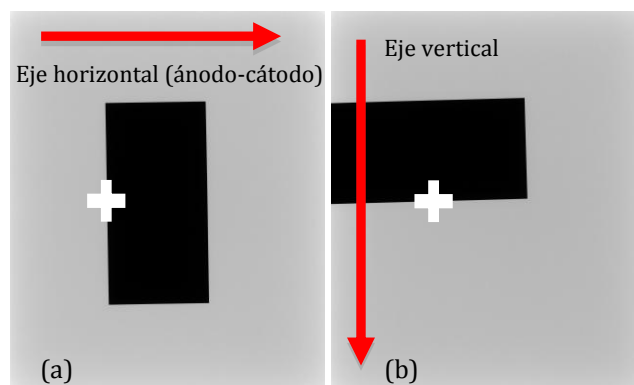


Figura 3.9 Orientación de los ejes y el borde pulido para determinar (a) la MTF horizontal y (b) la MTF vertical. La cruz representa el punto de referencia IEC y coincide con el punto central del borde pulido.

## B. Linealización de las imágenes de entrada

Se emplea la función de conversión para convertir las imágenes de valores de píxel (VMP) a valores de kerma en aire en la superficie del detector ( $K_{\text{aire,DET}}$ ).

## C. Selección de la región de interés

La ROI que se emplea en la metodología IEC es rectangular, de  $2.5 \times 5 \text{ cm}^2$ , con el lado más largo en la dirección del eje a evaluar (ver Figura 3.10) y debe estar centrada en el punto de referencia.

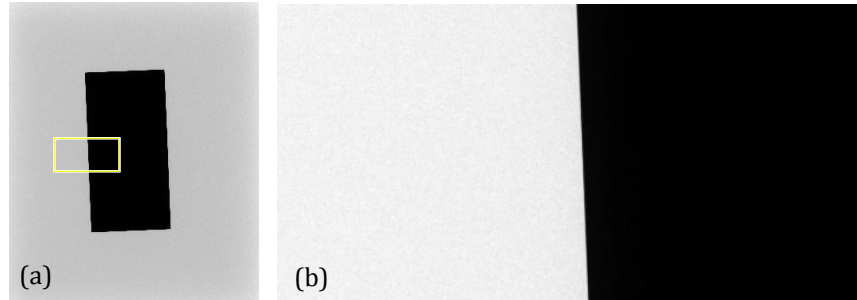


Figura 3.10 (a) Selección de la región de interés (ROI) de  $2.5 \times 5 \text{ cm}^2$  y (b) vista ampliada de la ROI.

## D. Corrección de la ROI por no uniformidad del campo de radiación (aplanado o eliminación de la tendencia)

En una imagen de campo plano es posible observar cierta tendencia espacial en los valores de píxel ocasionada por el efecto talón. Para eliminar este efecto en la ROI seleccionada para la evaluación de la MTF,  $I_{\text{lin}}(x,y)$ , se extrae una ROI en la imagen de campo plano con las mismas dimensiones y en la misma ubicación, como se muestra en la Figura 3.11a y 3.11b. Se ajusta un polinomio bidimensional de 2º orden  $S(x,y)$  a la ROI, como se observa en la Figura 3.11c. La imagen de la ROI corregida,  $I_{\text{corr}}(x,y)$ , se obtiene a partir de la expresión:

$$I_{\text{corr}}(x, y) = \frac{I_{\text{lin}}(x, y)}{S(x, y)} S_{\text{prom}} \quad (3.2)$$

$S_{\text{prom}}$  es el valor promedio del ajuste polinomial. La corrección se realiza de manera automática en el código para todos los píxeles  $(x,y)$  que forman la imagen de la ROI.

## E. Función sobremuestreada de respuesta a un borde ( $\text{ESF}_{\text{sm}}$ )

La función de respuesta a un borde (ESF) se obtiene a partir de perfiles tomados de la ROI corregida, en la dirección en la que se evalúa la MTF. Primero se determina la inclinación del borde para encontrar el número de líneas que presentan un desplazamiento lateral de un píxel con respecto del borde. En la Figura 3.12 se presenta un ejemplo de la ROI de un objeto de prueba inclinado  $14^\circ$ , para ilustrar las  $N = 4$  filas con el mismo corrimiento lateral. Se detecta el borde derivando la ROI

corregida (convolución con filtro  $[-1,0,1]$ ), se encuentra la posición del cambio en cada fila, se grafican estos valores y se hace un ajuste de mínimos cuadrados. La pendiente de la función ajustada es igual a la tangente del ángulo de inclinación del borde. El número de líneas,  $N$ , es igual al inverso de la pendiente.

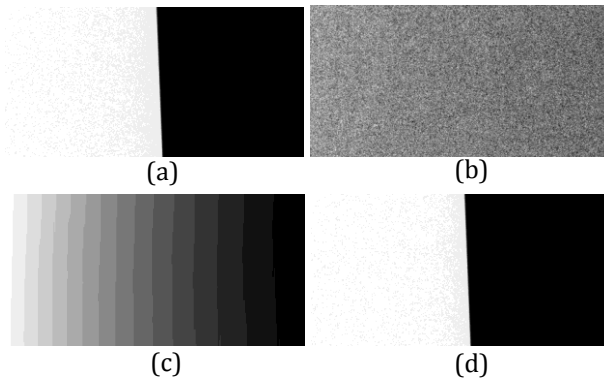


Figura 3.11 (a) ROI seleccionada de  $2.5 \times 5 \text{ cm}^2$ , (b) ROI correspondiente en la imagen de campo plano, (c) representación del polinomio de 2º orden ajustado y (d) eliminación de la tendencia.



Figura 3.12 ROI de la imagen de un objeto de prueba inclinado  $14^\circ$ , con  $N = 4$ . (a) ROI completa, (b) acercamiento.

El segundo paso consiste en determinar el número entero de bloques de  $N$  líneas que caben en la ROI. Por cada uno de estos bloques se obtiene un perfil sobremuestreado como se explica a continuación. El elemento  $(1,1)$  del bloque de  $N$  filas y  $q$  columnas, correspondiente a la primera fila y a la primera columna, es el primer elemento del perfil. El elemento  $(2,1)$  es el segundo elemento del perfil y así sucesivamente. El  $N$ -ésimo elemento del perfil corresponde a  $(N,1)$ , el elemento  $N+1$  del perfil corresponde a  $(1,2)$ . El último elemento del perfil, es decir  $qN$ , corresponde al elemento  $(N,q)$  [Fu92]. En la Figura 3.13 se muestra un bloque de  $N \times q$  elementos y la construcción del perfil sobremuestreado.

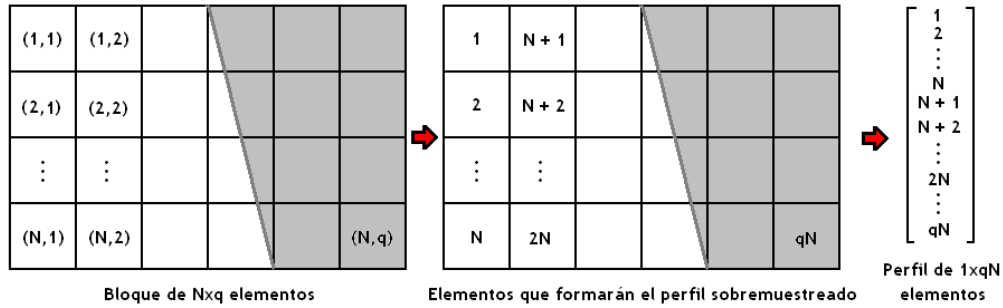


Figura 3.13 Esquema de la construcción de un perfil sobremuestreado.

Ya que se tienen los perfiles sobremuestreados de cada bloque en la ROI, se alinean y se promedian para obtener la ESF sobremuestreada promedio ( $ESF_{sm}$ ) [Ca05]. La alineación es necesaria debido a que los perfiles se encuentran desfasados por  $N$  elementos, como se observa en la Figura 3.14. La  $ESF_{sm}$  está en función de la posición de cada píxel respecto del borde, como se muestra en la Figura 3.15. La distancia de sobremuestreo ( $\Delta x$ ) es constante e igual a  $p/N$ , donde  $p$  es el tamaño de píxel.

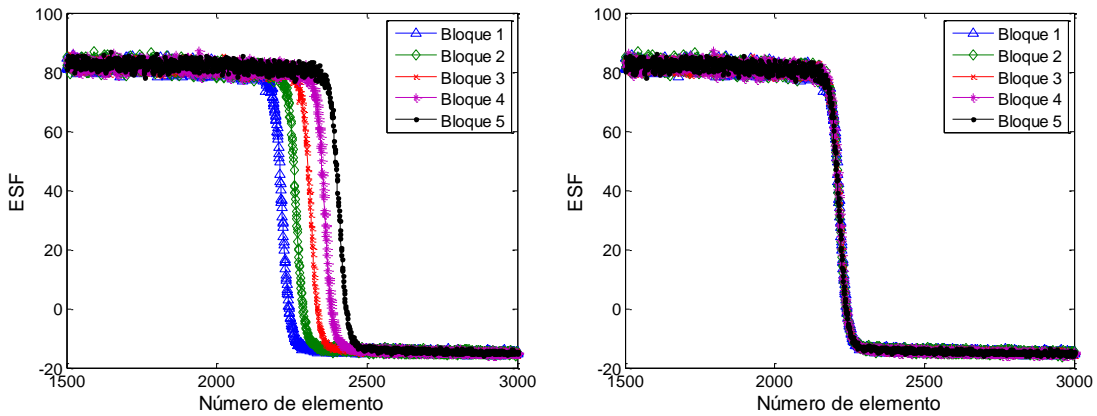


Figura 3.14 Alineación de los perfiles sobremuestreados de 5 bloques consecutivos.

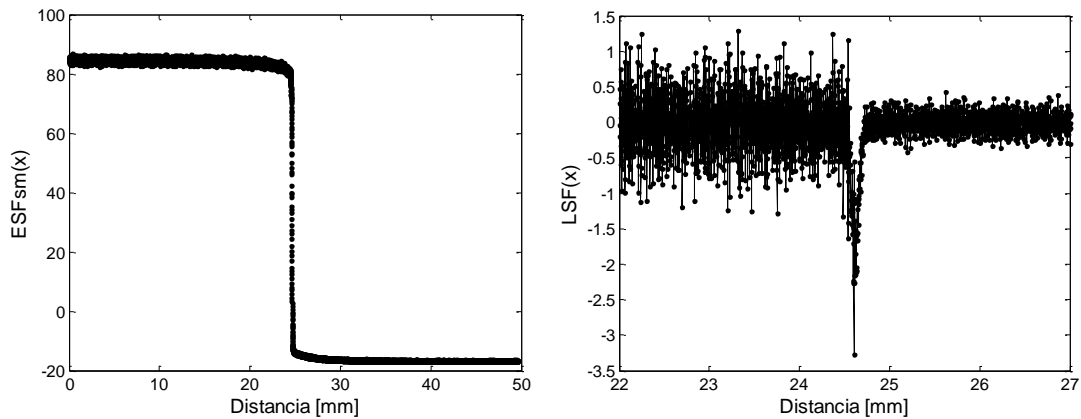


Figura 3.15 ESF sobremuestreada promedio y LSF.

## F. Función de respuesta a una línea (LSF)

La función de respuesta a una línea (LSF) se obtiene a partir de la convolución de la ESF con el filtro pasabajas con un kernel de  $[-0.5, 0, 0.5]$  y se muestra en la Figura 3.15.

## G. Función de transferencia de modulación (MTF)

La función de transferencia de modulación (MTF) se obtiene como el módulo de la transformada de Fourier de la LSF y se muestra en la Figura 3.16. El eje de frecuencias se corrige multiplicando por  $1/\cos(\alpha)$ , donde  $\alpha$  es el ángulo de inclinación del borde, debido a la dirección en la que se realizó el sobremuestreo. Es necesario corregir también por la operación de derivación efectuada para obtener la LSF, se multiplica la MTF por el valor absoluto de la función  $\text{sinc}(\pi fp/N)$ , donde  $f$  es la frecuencia [Cu87]. Se realiza una última modificación a la MTF, la cual consiste en un suavizado. Se promedian los valores de la MTF que corresponden a intervalos de frecuencia  $f - f_{int} \leq f \leq f + f_{int}$ , donde  $f_{int} = 0.01/p$ . Se reportan los valores de la MTF normalizada (dividiéndola entre su valor a la frecuencia cero) en múltiplos de  $0.5 \text{ mm}^{-1}$ . La máxima frecuencia a la cual puede ser reportada la MTF depende de la distancia de sobremuestreo ( $\Delta x$ ), y es  $1/2\Delta x$  (ver sección 2.3.1).

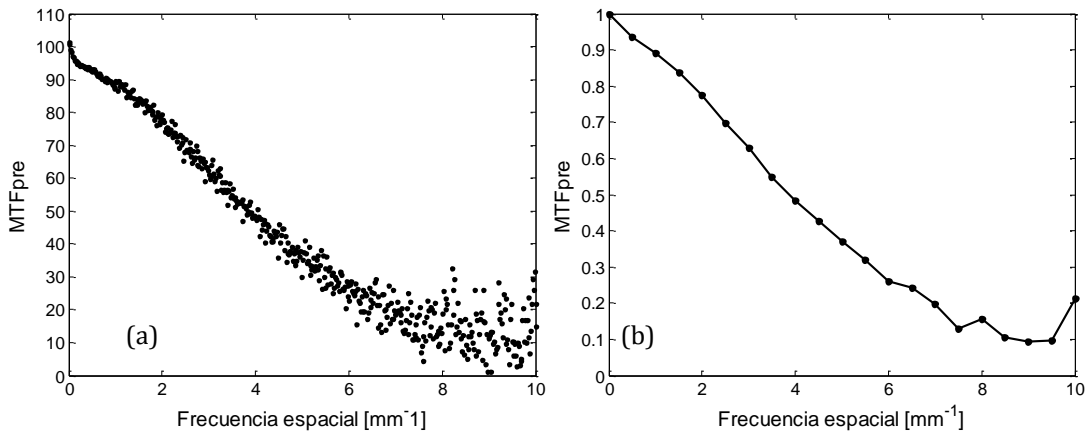


Figura 3.16 (a) MTF y (b) MTF normalizada y suavizada.

## 3.4.2 Algoritmo para el cálculo del NNPS

El algoritmo para el cálculo del NNPS consta de seis etapas, las cuales se muestran en la Figura 3.17. A continuación se describe cada una de ellas.

### A. Definición de las imágenes de entrada

Para la evaluación del NNPS horizontal y vertical se emplean imágenes de campo plano. Estas imágenes se obtienen sin objeto de prueba.

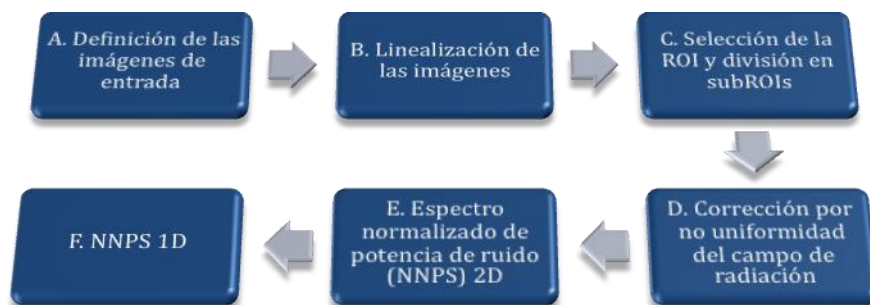


Figura 3.17 Etapas del algoritmo para el cálculo del NNPS.

### B. Linealización de las imágenes de entrada

Antes de iniciar el análisis, las imágenes se linealizan por medio de la función de conversión.

### C. Selección de la ROI y división en subROI

La ROI que se emplea en la metodología IEC es cuadrada, de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , y debe estar centrada en el punto de referencia IEC. Cada ROI se divide a su vez en subregiones de interés (subROI) cuadradas, de 256 píxeles de lado, y solapadas horizontal y verticalmente por 128 píxeles, como se muestra en la Figura 3.18.

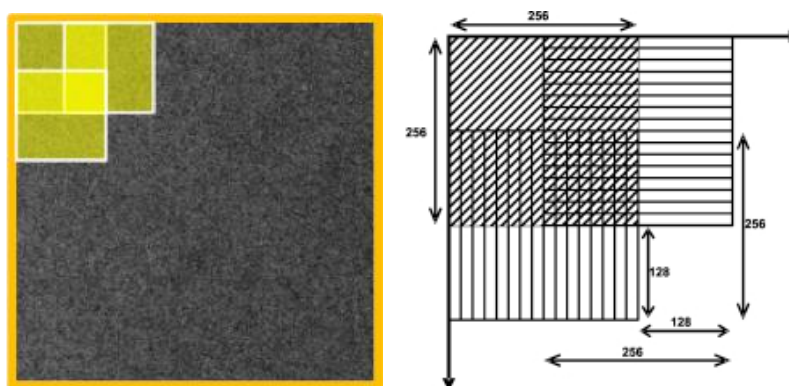


Figura 3.18 ROI de 256 píxeles y subROI solapadas horizontal y verticalmente.

### D. Corrección de cada subROI por no uniformidad del campo de radiación

La corrección se aplica a cada una de las subROI del conjunto de imágenes. Se ajusta un polinomio bidimensional de 2º orden a cada subROI y se le resta para obtener la imagen corregida. En la Figura 3.19 se ilustra este proceso.

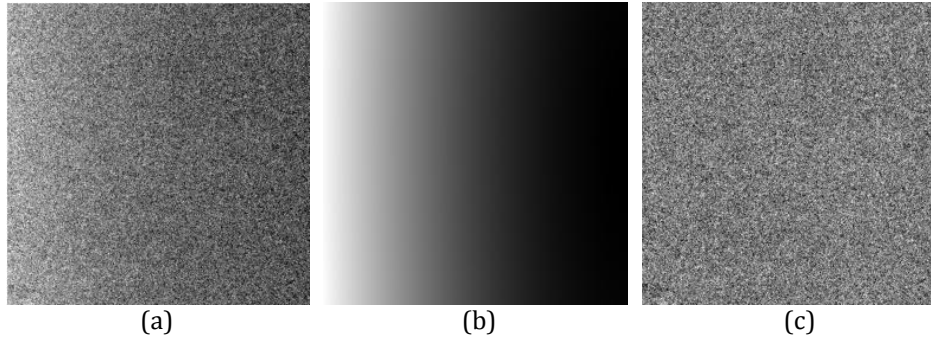


Figura 3.19 Eliminación de la tendencia en cada subROI: (a) subROI inicial, (b) función polinomial ajustada, (c) subROI corregida.

### E. Espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS) bidimensional

En esta etapa, se obtiene la transformada de Fourier bidimensional de cada subROI y se calcula el promedio del módulo al cuadrado de cada transformada (ecuación 2.7) para obtener el espectro de potencia de ruido bidimensional (NPS 2D), como se muestra en la Figura 3.20. El NPS normalizado 2D (NNPS 2D) se obtiene dividiendo el NPS 2D por el cuadrado del valor promedio de  $K_{\text{aire,DET}}$  en la imagen de la ROI linealizada.

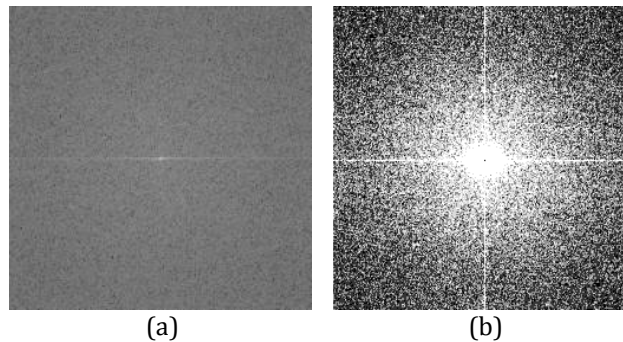


Figura 3.20 (a) Transformada de Fourier de una subROI y (b) NPS 2D.

### F. Espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS) unidimensional

Para obtener el NNPS 1D horizontal se toman las 14 filas alrededor del eje de frecuencia horizontal ( $u$ ), 7 a cada lado, y se obtienen las frecuencias radiales ( $f$ ) con respecto del origen de frecuencias. La frecuencia radial está dada por:

$$f = \sqrt{u^2 + v^2} \quad (3.3)$$

donde  $u$  representa la frecuencia en el eje horizontal y  $v$  la frecuencia en el eje vertical. Se promedia el valor del NNPS de los píxeles que tengan una misma frecuencia  $f$ , sin tomar en cuenta los ejes. En el caso del NNPS 1D vertical se repite la operación pero

empleando las 14 columnas alrededor del eje de frecuencia vertical ( $v$ ). Finalmente, se aplica el mismo suavizado a los datos que el que se realizó para la MTF. La construcción del NNPS 1D horizontal se ilustra en la Figura 3.21. La máxima frecuencia a la cual puede ser reportado el NNPS depende de la distancia de muestreo (igual al tamaño de píxel,  $p$ ), y es  $1/2p$ .

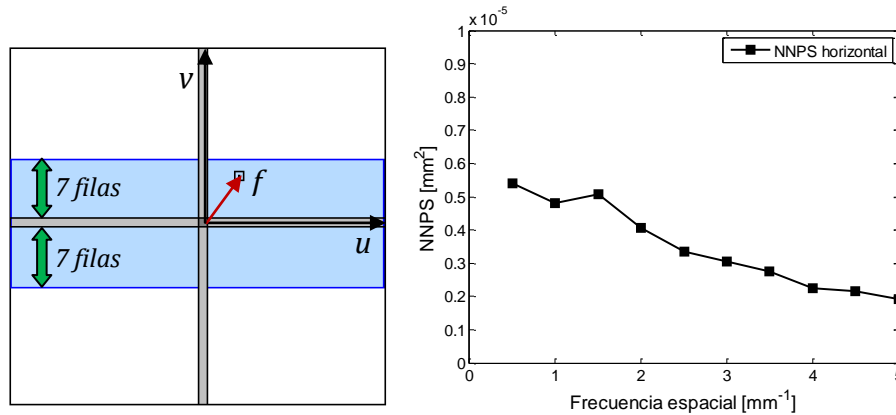


Figura 3.21 Construcción del NNPS 1D horizontal.

### 3.5 Validación del código

La validación es el proceso de comprobar si el software satisface los requerimientos para los que fue diseñado, es decir, el software es evaluado y se aprueba si satisface las necesidades que originaron su desarrollo. Con el objetivo de validar el código SACBÉ, se determinaron la MTF y el NNPS de dos sistemas de mamografía digital, un sistema Senographe DS, GE, y un sistema Mammomat Novation, Siemens. El sistema GE evaluado forma parte del equipo del departamento de Radiodiagnóstico del Instituto Nacional de Cancerología (INCan) de México. Las imágenes que se emplearon para la evaluación del equipo Mammomat Novation provienen del *Institut Universitaire de Radiophysique Appliquée*, en Lausanne, Suiza [Pe09].

Los resultados obtenidos con SACBÉ para ambos equipos se compararon con los resultados obtenidos empleando códigos cerrados desarrollados por otros autores: Miquela [Ay09], MTF\_tool [Ma10], ResolutionMeasure [Sa10] y un plug-in de ImageJ [Pe09]. Adicionalmente, se compararon con resultados independientes publicados para uno de los sistemas evaluados (Senographe DS).



## Resultados

Se presentan los resultados de la evaluación de los parámetros objetivos de calidad de imagen para el equipo Senographe DS, General Electric, del Instituto Nacional de Cancerología (INCan). Las imágenes empleadas durante la evaluación fueron previamente linealizadas, para lo cual se determinó la función de conversión del equipo. Para determinar la función de transferencia de modulación (MTF), el espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS) y la eficiencia cuántica de detección (DQE), se diseñó e implementó el código SACBÉ en Matlab, siguiendo la metodología descrita en el estándar internacional IEC 62220-1-2 [IE07]. En este capítulo se especifican los parámetros a definir en el código para el cálculo de la MTF y el NNPS, se describe la validación del código implementado y, finalmente, se realiza la estimación del efecto de ciertos parámetros radiológicos sobre la MTF, el NNPS y la DQE.

### 4.1 Función de conversión

Para determinar la función de conversión, se obtiene primero la relación entre el mAs empleado y el kerma en aire en la superficie del detector ( $K_{\text{aire,DET}}$ ), denominada función de respuesta. Dado que la relación es lineal, se emplearon solamente tres valores diferentes de mAs. Las medidas se realizaron con una combinación ánodo/filtro de Mo/Mo a 28 kV retirando la rejilla antidispersora y la paleta de compresión y colocando 2 mm de Al a la salida del tubo de rayos X. Se empleó la cámara de ionización descrita en el capítulo anterior para la medición del kerma en aire. Los valores de kerma en aire en el punto donde se colocó la cámara de ionización ( $K_{\text{aire,CI}}$ ) se obtuvieron al aplicar el factor de conversión de exposición a kerma (0.00873 Gy/R). Los valores de  $K_{\text{aire,CI}}$  se ajustaron por la ley del inverso del cuadrado de la distancia para obtener el  $K_{\text{aire,DET}}$ . En la Tabla 4.1 se muestran los valores medidos y se grafican en la Figura 4.1a.

**Tabla 4.1 Función de respuesta del detector. La calidad empleada es Mo/Mo + 2 mm Al, a 28 kV. La cámara de ionización se encuentra a 47.5 cm de la fuente, el detector a 66.0 cm.**

mAs	Exposición [mR]	$K_{\text{aire,CI}}$ [ $\mu\text{Gy}$ ]	$K_{\text{aire,DET}}$ [ $\mu\text{Gy}$ ]
36	30.86	$254.1 \pm 2.7$	$131.6 \pm 1.4$
71	61.10	$503.1 \pm 5.4$	$260.6 \pm 2.9$
140	128.70	$1059.8 \pm 11.4$	$548.9 \pm 6.0$

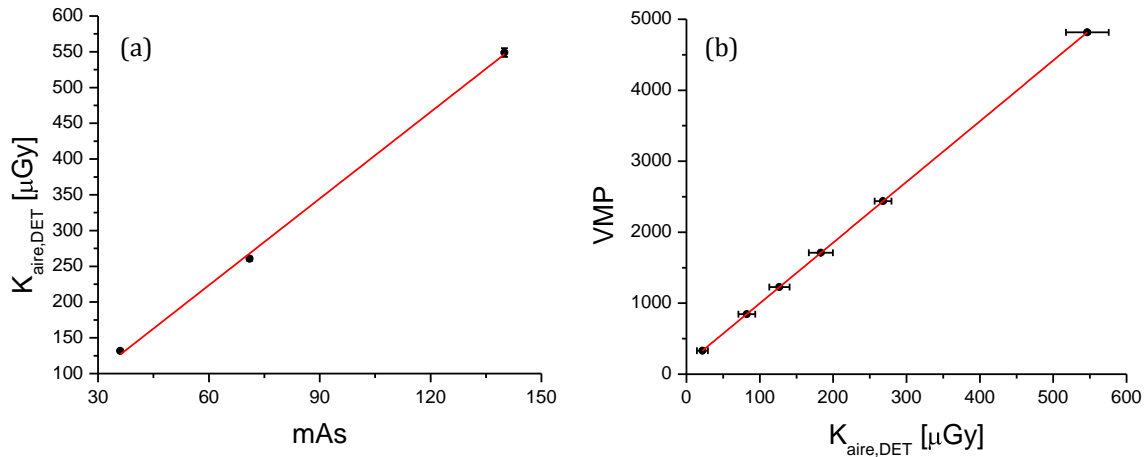


Figura 4.1 (a) Función de respuesta (relación entre mAs y  $K_{\text{aire,DET}}$ ) y (b) función de conversión (relación entre  $K_{\text{aire,DET}}$  y VMP) para Mo/Mo + 2 mm Al, a 28 kV.

La función de conversión se determina a partir del valor medio de píxel (VMP) correspondiente a diferentes valores de  $K_{\text{aire,DET}}$ . Se adquirieron imágenes para seis valores diferentes de mAs y se calculó el valor correspondiente de  $K_{\text{aire,DET}}$  empleando la función de respuesta. En cada imagen RAW se calculó el VMP de una región de interés (ROI) de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ . La ROI se centró en el punto de referencia ( $P_{\text{ref}}$ ) definido en el estándar IEC, situado a 6 cm del borde del detector que corresponde a la pared del tórax de la paciente y centrado lateralmente. En la Figura 4.1b se grafica el VMP obtenido en función del  $K_{\text{aire,DET}}$ , la función de conversión se obtiene mediante un ajuste de mínimos cuadrados. Los coeficientes (y la incertidumbre estándar asociada al ajuste) de la función de respuesta y la función de conversión se presentan en la Tabla 4.2.

**Tabla 4.2 Función de respuesta y función de conversión del Senographe DS**

Función	Pendiente	Ordenada
Respuesta: $K_{\text{aire,DET}} = a \cdot \text{mAs} + b$	$a = 4.0 \pm 0.1$	$b = -18.5 \pm 11.4$
Conversión: $\text{VMP} = A \cdot K_{\text{aire,DET}} + B$	$A = 8.55 \pm 0.01$	$B = 143.7 \pm 0.8$

## 4.2 Diseño e implementación del código SACBÉ

Se diseñó un programa en Matlab, denominado SACBÉ, para el cálculo de la MTF y el NNPS, a partir de imágenes RAW de un borde pulido e imágenes de campo plano, respectivamente. Los algoritmos empleados en el código se describen en la metodología y están basados en el estándar IEC 62220-1-2. A continuación se especifican los parámetros que deben introducirse para el cálculo tanto de la MTF como del NNPS.

### A. Algoritmo MTF

Como parte de los parámetros de entrada, el usuario debe especificar: el nombre de los archivos de la imagen del borde y del campo plano a emplear (.RAW o .DCM), la definición del eje en el que se evaluará la MTF (horizontal o vertical), el tamaño de píxel, la función de conversión y las dimensiones de la ROI. La ubicación de la ROI puede hacerse de dos maneras, manual o automática. En el modo manual, el usuario traslada el rectángulo de la ROI sobre la imagen hasta que quede en la ubicación deseada. En el modo automático, se definen las coordenadas en las que se desea que quede el centro de la ROI. Los pasos siguientes, corrección por no-uniformidad del campo de radiación, cálculo de la función sobremuestrada de respuesta a un borde (ESF), función de respuesta a una línea (LSF) y MTF, se realizan de manera automática.

### B. Algoritmo NNPS

Se especifica en el código el número de imágenes a emplear y el nombre del archivo de cada una, en formato RAW o DICOM. El usuario debe especificar los coeficientes de la función de conversión para la linealización de las imágenes y el tamaño de la ROI. Los siguientes pasos se realizan de manera automática hasta obtener el NNPS 1D.

### C. Incertidumbre de los parámetros objetivos de calidad de imagen

La incertidumbre asociada con los valores de MTF calculados se obtiene a partir de la diferencia encontrada entre la MTF medida y la MTF estimada a partir de una imagen de borde simulada [Sa06]. Para evaluar la exactitud del algoritmo empleado para el cálculo de la MTF, se simuló una imagen con una MTF analítica determinada. La región simulada fue de 2.5 x 5 cm<sup>2</sup>, con un borde inclinado 2° respecto de la vertical, suponiendo un tamaño de píxel de 0.1 mm. La borrosidad del borde se asoció únicamente con factores geométricos, es decir, con la cobertura parcial del píxel por el borde [Ca05]. De este modo, la MTF asociada a la imagen simulada corresponde con la función definida para la apertura en la ecuación 2.6 de la metodología, considerando d = 0.1 mm. En la Figura 4.2 se muestra la MTF obtenida mediante la ecuación 2.6, correspondiente a la MTF de apertura, y la MTF calculada con SACBÉ mediante la imagen simulada. La diferencia porcentual promedio desde la frecuencia cero hasta el límite Nyquist (5 mm<sup>-1</sup>) es 0.3%. Esta diferencia aumenta a 2.3% si se promedia hasta dos veces la frecuencia Nyquist. La incertidumbre asociada al NNPS depende del número de subROI independientes que se emplean en el cálculo, es decir, del valor de M en la ecuación 2.7 [Do06]. Esto está relacionado a su vez con el número total de píxeles independientes que se emplean en el cálculo. El estándar IEC establece que si se emplean 4 millones de píxeles, la incertidumbre asociada al valor de NNPS calculado es de 5% [IE07]. La incertidumbre relativa asociada a la DQE calculada con la ecuación 2.11 está dada por el resultado de la propagación de incertidumbres:

$$\frac{\delta DQE}{DQE} = \sqrt{4 \cdot \left( \frac{\delta MTF}{MTF} \right)^2 + \left( \frac{\delta NNPS}{NNPS} \right)^2}. \quad (4.1)$$

De este modo, la incertidumbre relativa asociada a la DQE calculada para valores desde la frecuencia cero hasta el límite Nyquist, es del 5.0%. En resumen, la incertidumbre estándar relativa asociada a los parámetros objetivos de calidad de imagen obtenidos con SACBÉ, siguiendo la metodología IEC, es 0.3% para la MTF, y 5% para el NNPS y la DQE.

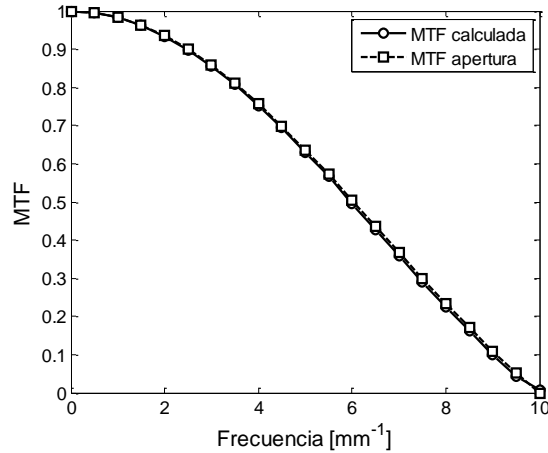


Figura 4.2 Determinación de la incertidumbre en el cálculo de la MTF.

## 4.3 Validación del código

### 4.3.1 Resultados SACBÉ

Se determinó la MTF, el NNPS y la DQE de dos sistemas de mamografía digital empleando el código SACBÉ. Los sistemas evaluados son el GE Senographe DS (tamaño de píxel de 100  $\mu\text{m}$ , detector de conversión indirecta, FineView deshabilitado) y el Siemens Mammomat Novation (tamaño de píxel de 70  $\mu\text{m}$ , detector de conversión directa). La frecuencia Nyquist ( $f_{Nyq}$ ) correspondiente a cada equipo, de acuerdo al tamaño de píxel, es de 5  $\text{mm}^{-1}$  y 7.1  $\text{mm}^{-1}$ , respectivamente. La MTF se reporta para valores de frecuencia hasta  $1 f_{Nyq}$  y  $2 f_{Nyq}$  para el equipo Siemens y el equipo GE, respectivamente. Sin embargo, podría reportarse para valores mayores (sin olvidar que existe *aliasing* a frecuencias mayores que  $1 f_{Nyq}$ ) ya que la frecuencia máxima proveniente del cálculo de la MTF mediante la transformada de Fourier aumenta debido al sobremuestreo. El NNPS se reporta para valores de frecuencia hasta  $1 f_{Nyq}$  para ambos equipos ya que el número de datos empleados en el cálculo de la transformada de Fourier impone un límite en la frecuencia que no supera el valor de  $f_{Nyq}$ . Por lo tanto, la DQE de cada equipo se reporta para valores de frecuencia hasta  $1 f_{Nyq}$ .

Se adquirieron imágenes RAW de un borde pulido de acero para la evaluación de la MTF e imágenes de campo plano para evaluar el NNPS como se especifica en la

sección 3.1. Las imágenes se adquirieron empleando la calidad de haz de referencia (Tabla 3.1): combinación ánodo-filtro de Mo/Mo, voltaje de 28 kV y 2 mm de Al como filtro adicional a la salida del tubo. Para esta calidad de haz se consideró un valor de fluencia de fotones por unidad de exposición ( $SNR_{in}^2$ ) igual a  $5019.7 \text{ mm}^{-2} \mu\text{Gy}^{-1}$ . El nivel de  $K_{aire,DET}$  para el equipo Siemens fue de  $50.0 \mu\text{Gy}$ , para el sistema GE se emplearon dos niveles:  $83.6$  y  $186.0 \mu\text{Gy}$ . En la Figura 4.3 se muestran los resultados obtenidos para la MTF y el NNPS de los sistemas evaluados para los valores mencionados de  $K_{aire,DET}$ . En la Figura 4.4 se muestra la DQE para ambos sistemas. La evaluación se realizó en los ejes horizontal y vertical; los sistemas presentan buena simetría por lo cual se muestran solamente resultados correspondientes al eje horizontal.

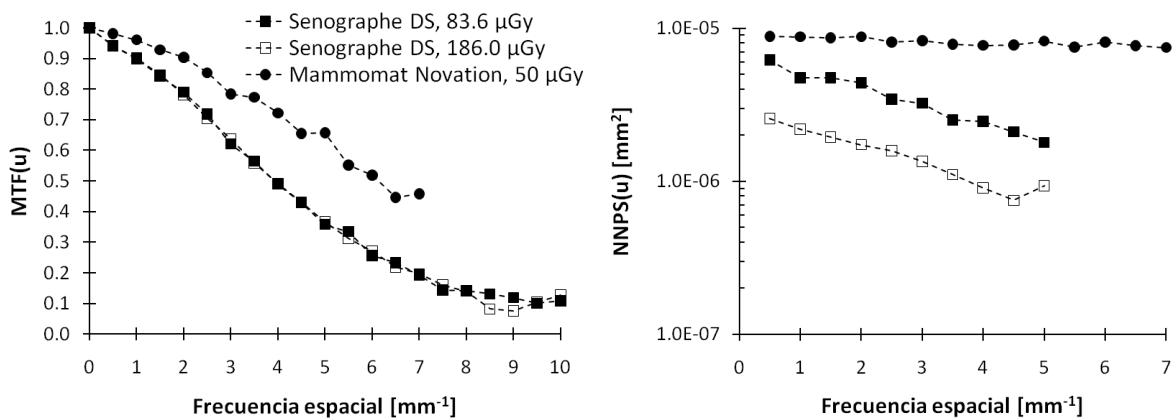


Figura 4.3 MTF y NNPS obtenidos con SACBÉ para los dos equipos evaluados.

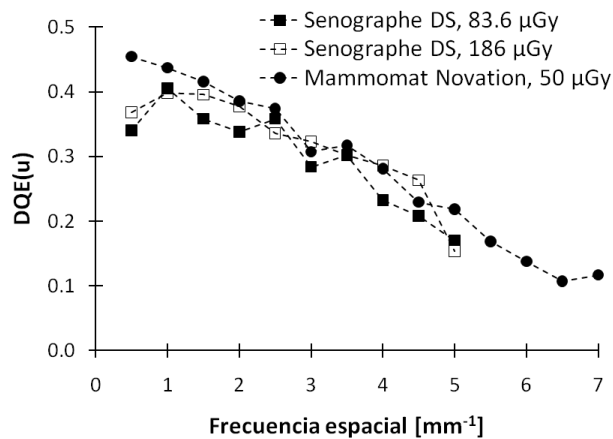


Figura 4.4 DQE obtenida con SACBÉ para los dos equipos evaluados.

Se puede observar en la Figura 4.3 que el equipo Mammomat tiene una mejor MTF que el equipo Senographe DS, probablemente debido a diferencias en el tipo de

detector. La MTF del equipo Senographe DS presenta una caída a frecuencias cercanas a 0.5 y 1 mm<sup>-1</sup>, conocida como *low-frequency drop* [Ma07]. Esta caída podría estar asociada con la dispersión de la luz en los cristales de CsI. No se observa un comportamiento similar en la MTF del Mammomat ya que el detector que emplea es de conversión directa. Se observa también que la MTF del Senographe DS no varía significativamente con el kerma en aire en el intervalo explorado (la variación promedio desde cero hasta la frecuencia Nyquist es del 1%). Por su parte, los NNPS son menores y más inclinados para el Senographe DS. Como se esperaba, el NNPS depende de la exposición y disminuye con el kerma en aire, especialmente para frecuencias altas. En la Figura 4.4 se observa que, para cada sistema, la DQE depende del kerma en aire y disminuye con la frecuencia espacial. Para el Senographe DS, se espera una mayor DQE a 186 µGy que a 83.6 µGy ya que el ruido es menor para un mayor kerma en aire. El equipo Mammomat se evaluó a 50 µGy y su mayor MTF resulta en una mayor DQE que para el Senographe DS.

Se reportan en la Tabla 4.3 los valores numéricos de la MTF, el NNPS y la DQE determinados bajo condiciones estándar para el equipo Senographe DS del Instituto Nacional de Cancerología, empleando el código SACBÉ.

**Tabla 4.3 Valores numéricos (e incertidumbre relativa) de MTF, NNPS y DQE del equipo Senographe DS obtenidos bajo condiciones estándar (Mo/Mo + 2 mm Al, 28 kV),  $K_{aire,DET} = 83.6 \mu\text{Gy}$  y  $SNR_{in}^2 = 5019.6 \text{ fotones/mm}^2 \mu\text{Gy}$**

<b>Frecuencia [mm<sup>-1</sup>]</b>	<b>MTF [± 0.3%]</b>	<b>NNPS [x10<sup>-6</sup> mm<sup>2</sup> ± 5%]</b>	<b>DQE [± 5.1%]</b>
0.5	0.94	6.20	0.34
1.0	0.90	4.75	0.41
1.5	0.84	4.73	0.36
2.0	0.79	4.39	0.34
2.5	0.72	3.44	0.36
3.0	0.62	3.23	0.28
3.5	0.56	2.51	0.30
4.0	0.49	2.46	0.23
4.5	0.43	2.10	0.21
5.0	0.36	1.79	0.17

### 4.3.2 Validación con otros códigos

Los resultados de la MTF y el NNPS obtenidos con SACBÉ se compararon con resultados obtenidos usando algoritmos desarrollados por diferentes autores [Ay09, Ma10, Pe09, Sa10]. Las características de los códigos comparados se presentan en la

Tabla 4.4 para los diferentes tamaños de ROI y funciones de aplanado (corrección por no-uniformidad del campo de radiación). Para la validación del NNPS se contó solamente con dos códigos adicionales, Miquaela [Ay09] y el plug-in de ImageJ [Pe09]. En la Figura 4.5 se muestran los resultados de la MTF y el NNPS del equipo GE obtenidos durante la validación, para un valor de kerma en aire de 186  $\mu\text{Gy}$ .

**Tabla 4.4 Características de los códigos empleados en la validación**

Código	Interfaz gráfica	MTF		NNPS	
		Tamaño de la ROI	Aplanado	Tamaño de la subROI	Aplanado
Miquaela [Ay09]	MATLAB GUI	Variable	Polinomial	128 o 256	Polinomial
MTF_tool [Ma10]	MATLAB GUI	Variable	No	---	---
ResolutionMeasure [Sa10]	Script	Variable (cuadrada)	Lineal	---	---
ImageJ plug-in [Pe09]	ImageJ	Variable	No	256	Polinomial
SACBÉ (Este trabajo)	Script	Variable	Polinomial	256	Polinomial

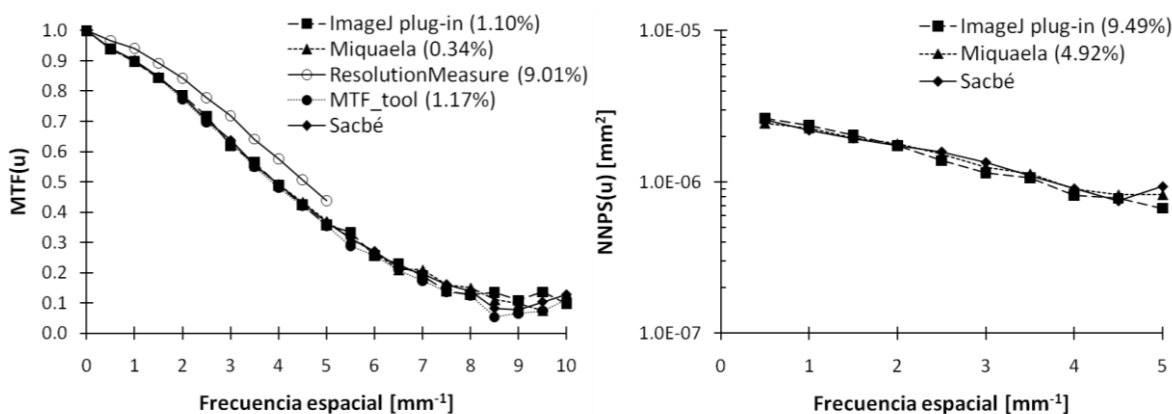


Figura 4.5 Resultados de la validación del código SACBÉ para el equipo GE a un valor de 186  $\mu\text{Gy}$  de kerma en aire.

La MTF calculada con SACBÉ presenta buena concordancia con los resultados obtenidos con códigos alternativos (Figura 4.5). El código ResolutionMeasure reporta valores de la MTF para frecuencias hasta  $1 f_{Nyq}$ , es decir, 5  $\text{mm}^{-1}$  para el equipo GE. La diferencia porcentual promedio desde la frecuencia cero hasta el límite Nyquist, entre SACBÉ y cada código, se muestra como porcentaje en la Figura 4.5. La concordancia general es mejor que el 90%, las mayores diferencias se observan cerca del límite

Nyquist. Las diferencias porcentuales entre valores de la MTF para frecuencias mayores que  $f_{Nyq}$  son mayores pero no se toman en cuenta debido a que estos valores de la MTF presentan *aliasing*. Los cálculos empleando ResolutionMeasure difieren debido principalmente a la elección del tamaño de la ROI para evaluar la MTF. Para el equipo Siemens (no se muestra), la diferencia porcentual máxima encontrada entre valores de la MTF fue del 3%. Para el NNPS, se encontró una concordancia similar a la de la MTF.

### 4.3.3 Comparación con resultados publicados para el Senographe DS

Los resultados para la MTF y el NNPS obtenidos con SACBÉ para el equipo GE se compararon con resultados publicados por Marshall [Ma07, Ma09], Monnin [Mo07] y Ghetti [Gh08] para otros equipos del mismo modelo. Las condiciones de irradiación fueron similares en cada caso, ver Tabla 4.5, excepto por el material y grosor del objeto de prueba empleado en el cálculo de la MTF y los niveles de kerma en aire para la determinación del NNPS.

**Tabla 4.5 Condiciones de irradiación empleadas por diferentes autores en equipos Senographe DS**

Autor	MTF		NNPS	
	Condiciones de irradiación	Aparato de prueba	Medio dispersor	$K_{aire,DET}$ [ $\mu Gy$ ]
Marshall [Ma07]	Mo/Mo, 28 kV	Acero (1 mm)	PMMA (4 cm)	100
Monnin [Mo07]	Mo/Mo + 2 mm Al, 28 kV	W (0.5 mm)		50 y 160
Ghetti [Gh08]	Mo/Mo + 2 mm Al, 28 kV	Cu (0.05 mm)		74, 173
Marshall [Ma09]	Mo/Mo, 28 kV	Cu (0.05 mm)	PMMA (4 cm)	100
Este trabajo	Mo/Mo + 2 mm Al, 28 kV	Acero (1 mm)		83 y 186

No se puede esperar una coincidencia total entre los valores ya que las mediciones se efectuaron en diferentes condiciones y para diferentes sistemas; sin embargo, la concordancia general es muy buena, como se ve en la Figura 4.6. Algunos autores reportan la MTF para valores de frecuencia hasta  $1 f_{Nyq}$ , por lo cual la frecuencia máxima de los datos mostrados en la Figura 4.6 es  $5 \text{ mm}^{-1}$ . Todos los datos reportados del NNPS tienen como frecuencia límite  $1 f_{Nyq}$ . Se observa la caída en la MTF a bajas frecuencias, siendo mayor para los sistemas evaluados por Monnin [Mo07] y Marshall [Ma09]. Los valores reportados del NNPS disminuyen con la frecuencia espacial y con el nivel de kerma en aire, como es de esperarse.



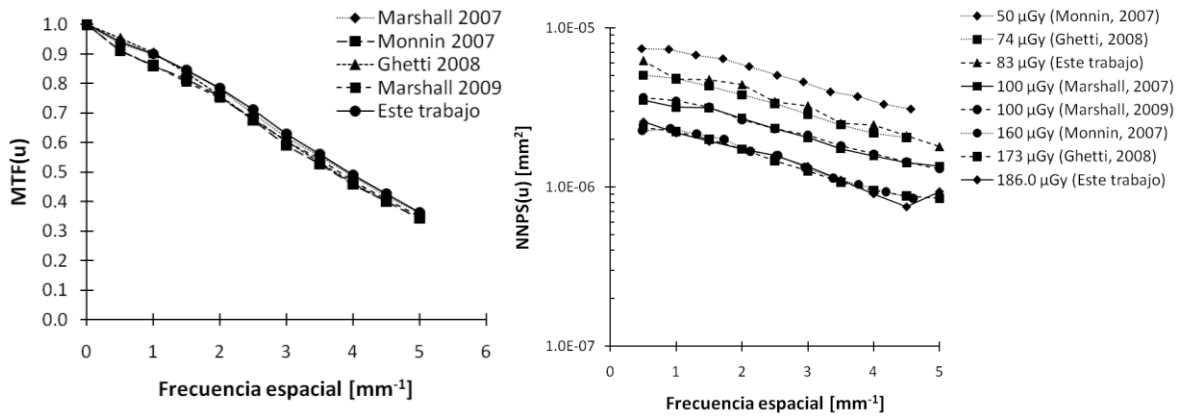


Figura 4.6 Comparación de la MTF y el NNPS calculados con SACBÉ para el equipo GE con datos reportados para otros sistemas (Senographe DS).

#### 4.4 Optimización del algoritmo de cálculo para la MTF y el NNPS

El código SACBÉ se diseñó de acuerdo con los algoritmos descritos en el estándar IEC. Una de las ventajas de contar con un código abierto es que nos permite evaluar el efecto de parámetros de cálculo diferentes a los especificados en el estándar, como una medida para disminuir el tiempo y dificultad de cálculo sin alterar el resultado final. De este modo, variamos algunos parámetros en el algoritmo de cálculo de la MTF y del NNPS (ver Tabla 4.6 y Tabla 4.7). Las imágenes que se emplearon fueron adquiridas con la calidad de haz de referencia (Tabla 3.1). El efecto ocasionado por la variación de estos parámetros se evaluó comparando la diferencia porcentual (DP), promediada desde la frecuencia cero hasta la frecuencia de Nyquist ( $f_{Nyq} = 5 \text{ mm}^{-1}$ ), para la MTF y el NNPS del Senographe DS calculados en las diferentes condiciones. De acuerdo a lo reportado en la literatura, se consideró que una  $DP < 3\%$  no representa un impacto significativo en la MTF y el NNPS calculados en las diferentes condiciones.

**Tabla 4.6 Optimización de los parámetros del algoritmo de cálculo para la MTF**

Parámetro	Evaluación a realizar
Tamaño de la ROI	Comparación de la MTF calculada con la ROI IEC ( $5 \times 2.5 \text{ cm}^2$ ) y otras, variando la altura y el ancho.
Aplanado	Comparación de la MTF con y sin corrección por no-uniformidad del campo de radiación.
Filtro (LSF)	Comparación de la MTF obtenida empleando diferentes filtros para la derivación de la LSF.
Corrección por derivación	Comparación de la MTF con corrección y sin corrección por derivación.

**Tabla 4.7 Optimización de los parámetros del algoritmo de cálculo para el NNPS**

Parámetro	Evaluación a realizar
Número de píxeles	Comparación del NNPS calculado con 4 M de píxeles y con un menor número de píxeles.
Tamaño de la ROI	Comparación del NNPS calculado con diferentes tamaños de ROI, empleando un total de 4 M píxeles.
Ubicación de la ROI	Comparación del NNPS calculado centrandó la ROI en el punto de referencia y en el centro de la imagen.
Aplanado	Comparación del NNPS calculado empleando diferentes funciones de ajuste para la corrección por no-uniformidad del campo de radiación.

**A. Tamaño de la ROI en el cálculo de la MTF**

A partir del tamaño de la ROI definida en el estándar IEC para el cálculo de la MTF se varió la longitud del ancho y del alto y se calculó la MTF para diversos tamaños de la ROI. El ancho estándar es de 5 cm y la altura de 2.5 cm. Al aumentar ambas longitudes no se obtuvo variación en la MTF, la diferencia porcentual entre valores de MTF calculada con la longitud estándar y longitudes mayores fue menor que 0.5%, promediada desde la frecuencia cero hasta  $f_{Nyq}$ , como se observa en la Figura 4.7.

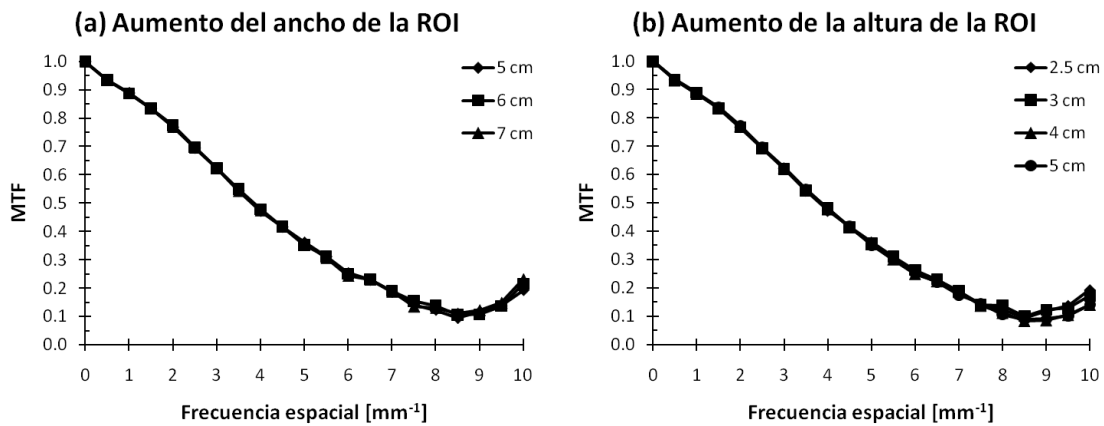


Figura 4.7 Efecto en la MTF del aumento de (a) el ancho y (b) la altura de la ROI. Las etiquetas indican el valor del ancho y la altura, respectivamente.

Al disminuir el ancho de la ROI tampoco se observó un efecto sobre la MTF (0.9% de diferencia porcentual promedio), como se observa en la Figura 4.8a. Sin embargo, al disminuir la altura de la ROI se abarca una región insuficiente del borde, ocasionando que para cierta altura de la ROI, como la de 0.5 cm mostrada en la Figura 4.8b, el valor obtenido de la MTF no coincide con el resto de las medidas. La diferencia porcentual promedio es de 1.8% en este caso. En la Figura 4.9 se muestra la variación de la altura de la ROI, se observa que el área abarcada del borde es cada vez menor. En conclusión, las dimensiones de la ROI recomendadas por el IEC para el cálculo de la MTF son razonables.

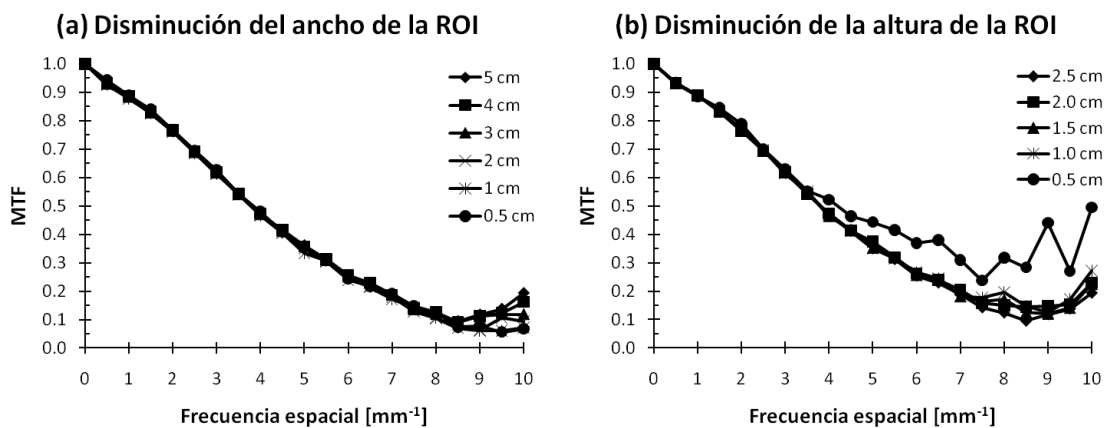


Figura 4.8 Efecto en la MTF de la disminución de (a) el ancho y (b) la altura de la ROI.

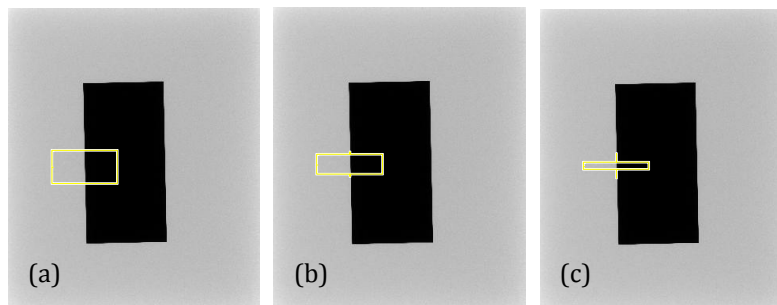


Figura 4.9 Disminución de la altura de la ROI: (a) 2.5 cm (estándar), (b) 1.5 cm y (c) 0.5 cm, abarcando cada vez una región más corta del borde.

### B. Aplanado de la imagen para el cálculo de la MTF

El estándar IEC recomienda el aplanado de la imagen como una medida para corregir la no-uniformidad del campo de radiación ocasionada por el efecto talón. El aplanado se realiza por medio de la ecuación 3.2. Se requiere ajustar un polinomio bidimensional de segundo orden a una ROI tomada de una imagen plana adquirida con la misma calidad de haz, del mismo tamaño y en la misma ubicación que la ROI del borde empleada para el cálculo de la MTF. En este apartado se compara la MTF

calculada con y sin aplanado para evaluar si éste es realmente necesario. En la Figura 4.10 se presentan los resultados de la comparación para una ROI centrada en el punto de referencia IEC ( $P_{ref}$ ) y una ROI centrada en  $P_6$  (definido en la Figura 3.6, a 15 cm del borde del detector que corresponde al tórax de la paciente). La comparación se realizó centrando la ROI en estos dos puntos para observar si el desempeño del aplanado depende a su vez de la posición sobre el plano del detector. Se encuentra que para la MTF medida en  $P_{ref}$ , la diferencia porcentual entre la MTF con y sin aplanado es menor que 0.3%, promediada desde la frecuencia cero hasta  $f_{Nyq}$ . Para la medición en  $P_6$ , la diferencia porcentual promedio es menor que 0.5%. Esto significa que podría omitirse la operación de aplanado, evitando emplear una imagen adicional y agilizando el cálculo de la MTF.

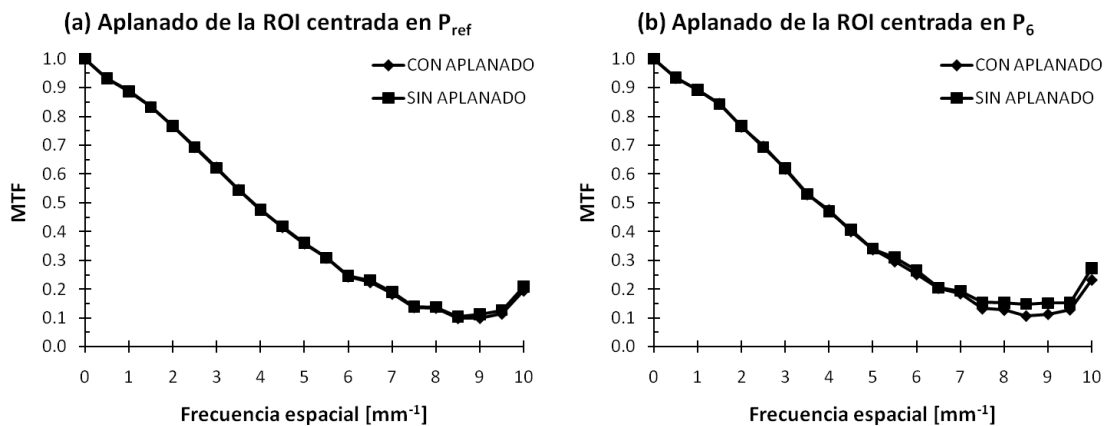


Figura 4.10 Efecto en la MTF del aplanado de la ROI centrada en (a) el punto de referencia IEC y (b) en un punto al final del detector.

### C. Filtro para determinar la LSF

La LSF se obtiene a partir de la convolución de la ESF con el filtro pasabajas con el kernel  $[-0.5, 0, 0.5]$ . El coeficiente central del filtro corresponde a la posición del píxel a filtrar. El filtrado es función de los vecinos alrededor del píxel central y es resultado de la suma de productos entre los coeficientes del filtro y los valores de los píxeles para cada posición de los coeficientes.

Se investigó la influencia en la MTF de un cambio en el kernel del filtro pasabajas empleado. Se usaron dos kernel adicionales:  $[-1, 0, 1]$  y  $[-2, 0, 0, 2]$ , en la Figura 4.11 se muestran los resultados de la comparación. La diferencia porcentual promedio es menor que 0.6% en todos los casos, por lo cual este cambio no tuvo efecto en la MTF.

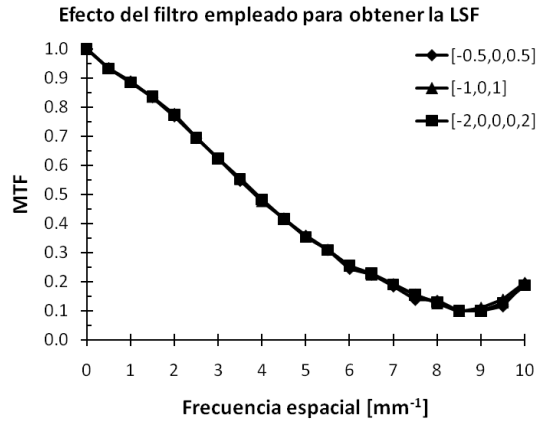


Figura 4.11 Efecto en la MTF del empleo de diferentes filtros para obtener la LSF.

#### D. Corrección por derivación (MTF)

La MTF se corrige por la derivación de elemento finito efectuada para obtener la LSF [Cu87]. La corrección se realiza en el espacio de frecuencias, multiplicando la MTF calculada por la función  $\text{sinc}(\pi f \Delta s)$ , donde  $f$  es la frecuencia espacial y  $\Delta s$  es la distancia de sobremuestreo de la ESF. La distancia de sobremuestreo es igual al cociente  $p/N$ , donde  $p$  es el tamaño de píxel y  $N$  es el número de líneas con el mismo corrimiento lateral respecto del borde. En la Figura 4.12a se muestra la gráfica de esta función de corrección. Se observa que los valores de la función disminuyen un 0.12% aproximadamente, desde la frecuencia cero hasta dos veces la frecuencia de Nyquist. En la Figura 4.12b se compara la MTF con y sin corrección. La diferencia porcentual promedio observada entre ambas curvas es del 0.6%. A pesar de que se corrige por la derivación, la corrección no es tan significativa como para causar un efecto notable en la MTF.

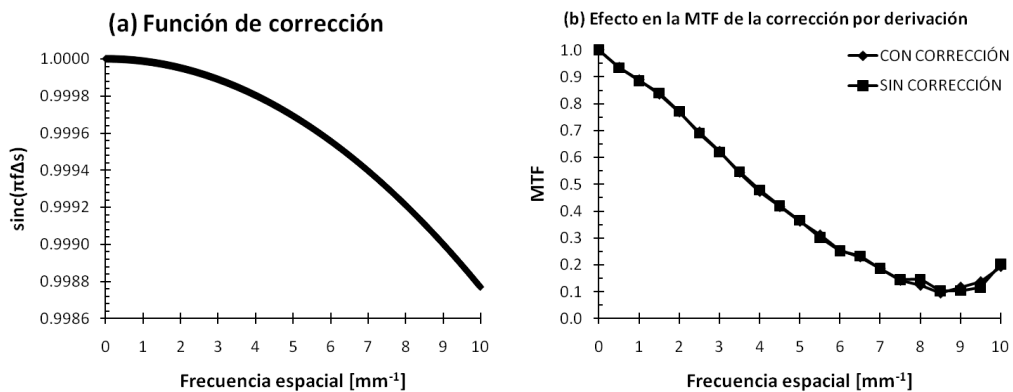


Figura 4.12 (a) Función de corrección por derivación y (b) su efecto en la MTF.

### E. Número de píxeles necesarios para el cálculo del NNPS

El estándar IEC establece que, para tener una incertidumbre del 5%, el NNPS debe calcularse empleando  $4 \times 10^6$  píxeles independientes, una ROI de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y las imágenes planas necesarias. Tomando en cuenta el tamaño especificado de la ROI, se necesitan 16 imágenes para evaluar el NNPS de un sistema con tamaño de píxel de 0.1 mm, como el Senographe DS. Debido al número de imágenes que esto implica, decidimos evaluar el efecto sobre el NNPS que causa el realizar el cálculo empleando el mismo tamaño de ROI pero un menor número de imágenes, es decir, un menor número de píxeles. El número de imágenes empleadas para el cálculo se fue disminuyendo a partir de las 16 imágenes iniciales. Se empleó la ROI definida por el IEC para el cálculo del NNPS:  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . Se emplearon 12, 10, 8, 6 y 4 imágenes, para dar un total de 3 M, 2.5 M, 2 M, 1.5 M y 1 M píxeles, respectivamente ( $M = 1 \times 10^6$ ). Se compararon los valores del NNPS obtenidos en cada variación del número de píxeles, se obtuvo la diferencia porcentual entre los valores y se promedió ésta desde la frecuencia cero hasta el límite Nyquist. En la Figura 4.13 se muestran los resultados y la diferencia porcentual promedio (entre paréntesis) para cada variación del número de píxeles, respecto de 4 M.

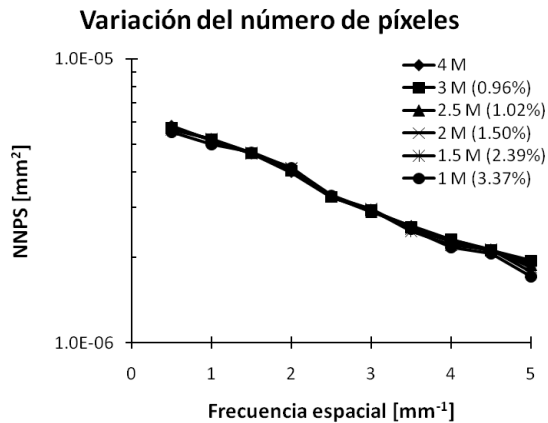


Figura 4.13 Efecto en el NNPS de la variación del número de píxeles.

La incertidumbre del NNPS depende del número de subROI empleadas para el cálculo [Do06]. Cuando se emplean los 4 M de píxeles, se evalúan 64 subROI. Este número va disminuyendo a medida que disminuye el número de píxeles independientes disponibles para el cálculo y por lo tanto la incertidumbre asociada aumenta. Por lo tanto, es necesario respetar el número de píxeles (4 M) necesarios para mantener una incertidumbre del 5% en el cálculo del NNPS.

### F. Tamaño de la ROI para el cálculo del NNPS

Si se aumenta el tamaño de la ROI es posible llegar al total de 4 millones de píxeles empleando un menor número de imágenes. Para evaluar el efecto que tiene el empleo de ROI más grandes en el NNPS se calculó éste para ROI cuadradas de: 5.78 cm, 6.33

cm, 7.08 cm, 8.17 cm y 10 cm, empleando un total de 12, 10, 8, 6 y 4 imágenes, respectivamente.

Se comparó el valor del NNPS obtenido aumentando el tamaño de la ROI con el NNPS calculado para la ROI estándar de 5 x 5 cm<sup>2</sup> y se determinó la diferencia porcentual promedio para cada variación del tamaño. Los resultados obtenidos se presentan en la Figura 4.14, la diferencia porcentual promedio respecto del NNPS obtenido con la ROI estándar se muestra entre paréntesis. En todos los casos la diferencia fue menor que 2% y, dado que se emplean 4 millones de píxeles para el cálculo, en cada caso se tiene una incertidumbre asociada del 5%.

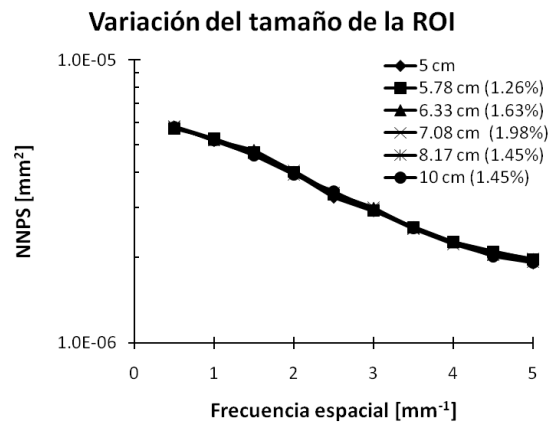


Figura 4.14 Efecto en el NNPS de la variación del tamaño de la ROI.

### G. Ubicación de la ROI en la imagen para el cálculo del NNPS

De acuerdo con el estándar IEC la ROI para el cálculo del NNPS debe centrarse en el punto de referencia IEC ( $P_{ref}$ ). Sin embargo, se explora la variación del valor obtenido del NNPS si el cálculo se realiza colocando la ROI en el centro de la imagen. En esta comparación se empleó una ROI estándar de 5 x 5 cm<sup>2</sup>, empleando 16 imágenes para satisfacer los 4 millones de píxeles necesarios para tener una incertidumbre del 5% en el cálculo.

Los resultados de la comparación se muestran en la Figura 4.15. La diferencia porcentual promedio entre las dos mediciones es del 5.71%. Esto indica que los valores del NNPS se ven afectados por la ubicación de la ROI. Para que los valores medidos del NNPS por diferentes laboratorios sean comparables es necesario respetar el punto de referencia recomendado por el IEC. Si la medición se realiza centrando la ROI en otro punto debe especificarse al reportar los datos medidos.

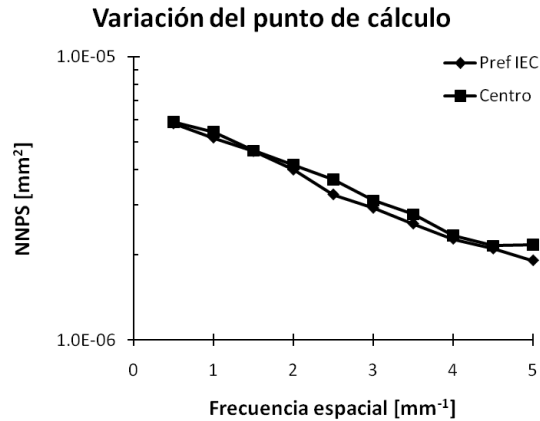


Figura 4.15 Efecto en el NNPS de la variación de la ubicación de la ROI en la imagen.

### H. Aplanado de la imagen para el cálculo del NNPS

La operación de aplanado se realiza en cada subROI para eliminar efectos causados por la no-uniformidad del campo de radiación. El estándar IEC sugiere que se ajuste un polinomio bidimensional de 2º orden a cada subROI y se le reste píxel por píxel para obtener la imagen corregida. En esta ocasión se calcula el NNPS primero sin realizar el aplanado y posteriormente, realizándolo mediante un polinomio de 2º orden y mediante una función lineal. Se obtienen estas tres medidas para una ROI estándar de 5 x 5 cm<sup>2</sup> (centrada en P<sub>ref</sub> y empleando 16 imágenes) y para una ROI de 10 x 10 cm<sup>2</sup> (centrada en P<sub>ref</sub> y empleando 4 imágenes). Los resultados obtenidos se presentan en la Figura 4.16. Los valores son prácticamente idénticos, con una diferencia porcentual promedio menor que 0.01% en todos los casos. Esto indica que la operación de aplanado puede omitirse.

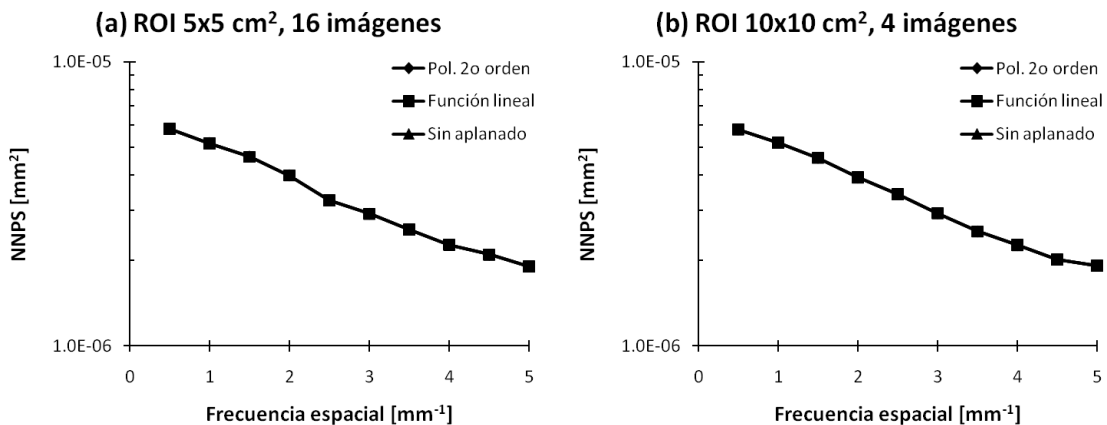


Figura 4.16 Efecto en el NNPS de la variación de la función de aplanado para (a) una ROI de 5 x 5 cm<sup>2</sup> y (b) una ROI de 10 x 10 cm<sup>2</sup>.



En la Tabla 4.8 se resumen los resultados obtenidos de la optimización del algoritmo de cálculo para la MTF y el NNPS. La diferencia porcentual presentada (DP) se promedió desde la frecuencia cero hasta  $5 \text{ mm}^{-1}$  en todos los casos y se obtiene al comparar la MTF (o el NNPS) calculada en condiciones estándar con la MTF (o el NNPS) obtenida al variar los parámetros de cálculo. Una  $DP < 3\%$  implica que no hay efecto significativo sobre la MTF (o el NNPS).

**Tabla 4.8 Resultados de la optimización de parámetros del algoritmo de cálculo para la MTF y NNPS**

Parámetro	Estándar IEC	Valores evaluados	Resultado	Conclusión
A. Tamaño de la ROI (MTF)	Ancho = 5 cm Alto = 2.5 cm	Ancho = 6 y 7 cm Alto = 3, 4 y 5 cm	$DP < 0.5\%$ al aumentar ancho y alto. $DP = 0.9\%$ al disminuir ancho. $DP = 1.8\%$ al disminuir alto.	El tamaño de la ROI recomendado por el IEC es razonable
B. Aplanado (MTF)	Se debe realizar el aplanado de la ROI	MTF calculada con y sin aplanado de la ROI centrada en $P_{ref}$ y $P_6$	$DP < 0.3\%$ y $DP < 0.5\%$ , centrando la ROI en $P_{ref}$ y $P_6$ , respectivamente.	La operación de aplanado de la ROI podría omitirse
C. Filtro	Se aplica el filtro [-0.5,0,0-5]	Filtros: [-1,0,1] y [-2,0,0,2]	$DP < 0.6\%$ en todos los casos	Podría emplearse cualquiera de los filtros evaluados
D. Corrección por derivación	Se recomienda la corrección por derivación	MTF calculada con y sin corrección por derivación	$DP = 0.6\%$	La corrección por derivación podría omitirse
E. Número de píxeles	Se deben emplear $4 \times 10^6$ píxeles	Número de píxeles: 3, 2.5, 2, 1.5 y 1 millón de píxeles	$DP = 0.96\%$ , $1.02\%$ , $1.50\%$ , $2.39\%$ y $3.37\%$ , respectivamente.	Debe respetarse el número de píxeles recomendados ( $4 \times 10^6$ )
F. Tamaño de la ROI (NNPS)	ROI cuadrada de 5 cm de lado	ROI cuadradas de 5.78, 6.33, 7.08, 8.17 y 10 cm de lado	$DP = 1.26\%$ , $1.63\%$ , $1.98\%$ , $1.45\%$ , $1.45\%$ , respectivamente	Podría emplearse una ROI mayor que 5 cm siempre y cuando se evalúen $4 \times 10^6$ píxeles
G. Ubicación de la ROI	La ROI debe centrarse en $P_{ref}$	NNPS calculado centrando la ROI en $P_{ref}$ y en el centro de la imagen	$DP = 5.71\%$	Debe centrarse la ROI en el punto de referencia IEC
H. Aplanado (NNPS)	Función de ajuste para el aplanado: polinomio 2D de 2° orden	NNPS calculada con aplanado (función lineal) y sin aplanado para ROI cuadradas de 5 y 10 cm de lado	$DP < 0.01\%$ en todos los casos	La operación de aplanado podría omitirse

## 4.5 Efecto de parámetros radiológicos sobre la MTF, el NNPS y la DQE

De manera individual, se evalúa el efecto de la calidad de haz, el tamaño de campo, la presencia de la rejilla antidispersora y el software de preprocesamiento FineView sobre la MTF, el NNPS y la DQE. Adicionalmente, en esta sección se evalúa el efecto en la MTF del tamaño de la mancha focal y su proyección. Las imágenes empleadas para la evaluación se adquirieron con el equipo GE Senographe DS (frecuencia Nyquist = 5 mm<sup>-1</sup>), en las condiciones descritas en la metodología. Se emplea el mismo criterio que en la sección 4.4 para evaluar si el efecto es significativo (diferencia porcentual promedio > 3%).

### 4.5.1 Calidad de haz

Se definieron cuatro calidades de haz para esta evaluación, una de referencia y tres adicionales, mostradas en la Tabla 3.1. Se determinó la MTF en el punto de referencia IEC ( $P_{ref}$ ) empleando las calidades de haz mencionadas y los resultados se muestran en la Figura 4.17a. Empleando estas mismas calidades, se evaluó el NNPS en el punto de referencia empleando 4 imágenes para cada calidad definida y una ROI de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, los resultados obtenidos se muestran en la Figura 4.17b. Finalmente, a partir de los resultados obtenidos y de los valores de  $SNR_{in}^2$ , descritos en la Tabla 3.1, se determinó la DQE correspondiente a cada calidad de haz, mostrada en la Figura 4.18.

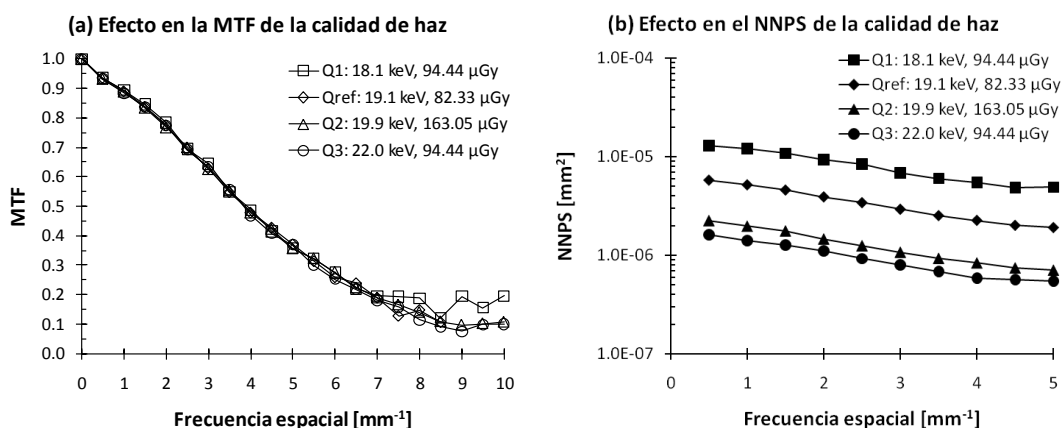


Figura 4.17 Efecto de la calidad del haz en (a) la MTF y (b) el NNPS. Las características de cada haz se describen en la Tabla 3.1.

La leyenda en las Figuras 4.17 y 4.18 se refiere a las diferentes calidades de haz empleadas, señalando la energía promedio (en keV) de cada una y el kerma en aire en la superficie del detector (en μGy) correspondiente al valor de mAs empleado. Como se observa en la Figura 4.17a, prácticamente no existe variación en los valores de la MTF obtenida empleando diferentes calidades de haz. La diferencia porcentual

promedio es menor que el 1.1%, desde la frecuencia cero hasta  $5 \text{ mm}^{-1}$ , por lo cual el efecto de la calidad de haz sobre la MTF es modesto. Comparando en la Figura 4.17b los datos para  $Q_1$  y  $Q_3$  (con igual kerma en aire) se observa que el NNPS disminuye al aumentar la energía promedio del haz. La forma del NNPS es similar para todas las calidades empleadas. Los valores de la DQE mostrados en la Figura 4.18 no muestran una gran variación, sin embargo hay que resaltar que la DQE se ve influida también por el nivel de kerma en aire, los cuales son similares para las calidades  $Q_{\text{ref}}$ ,  $Q_1$  y  $Q_3$ . La diferencia porcentual promedio entre valores de la DQE para  $Q_1$  y  $Q_3$  es igual a 4.3%, por lo cual se observa un efecto en la DQE al variar la energía promedio del haz.

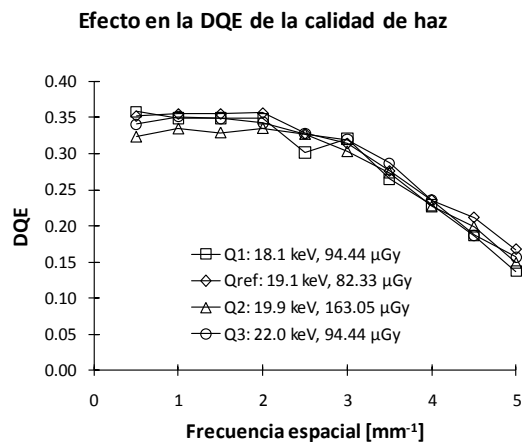


Figura 4.18 Efecto en la DQE de la calidad de haz.

## 4.5.2 Tamaño de campo

El equipo GE Senographe DS cuenta con tres tamaños de campo:  $19 \times 23 \text{ cm}^2$ ,  $13 \times 18 \text{ cm}^2$  y  $9 \times 9 \text{ cm}^2$ . Se midió la MTF en el punto de referencia IEC, variando el tamaño de campo y empleando la calidad de haz de referencia. En la Figura 4.19 se muestran los resultados obtenidos para la MTF y el NNPS. Para la MTF, se encontró una diferencia porcentual promedio menor que el 1.7% en todos los casos, por lo cual se concluye que un cambio en el tamaño de campo dentro de estos límites no tiene efecto sobre los valores medidos de la MTF. Para el cálculo del NNPS se emplearon 4 imágenes y una ROI de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  para los campos más grandes. Para el campo más pequeño se emplearon 4 imágenes y una ROI de  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ , disminuyéndose así el número de píxeles independientes de 4 M a 2.56 M. Esto hace que, como se mostró en la Figura 4.13, la incertidumbre asociada sea mayor ya que se emplea una menor cantidad de píxeles en el cálculo. La diferencia porcentual promedio obtenida en los valores del NNPS para los tamaños de campo más grandes es igual a 2.2%. La diferencia porcentual promedio entre el NNPS del campo mayor y el campo menor es igual a 6.9%, sin embargo ésta se debe al empleo de un menor número de píxeles para el cálculo. En la Figura 4.20 se muestra el efecto final sobre la DQE. Se obtiene una mayor

DQE para el campo más pequeño debido a su menor NNPS. La diferencia porcentual promedio de la DQE para los tamaños de campo más grandes es del 3.5%. Esta diferencia aumenta a 9.6% si se compara la DQE del campo grande con la del campo más pequeño. Tomando en cuenta únicamente los valores de la DQE para los campos más grandes, se observa que la variación del tamaño de campo tiene un impacto considerable, por lo cual debe emplearse un mismo tamaño de campo durante todas las mediciones.

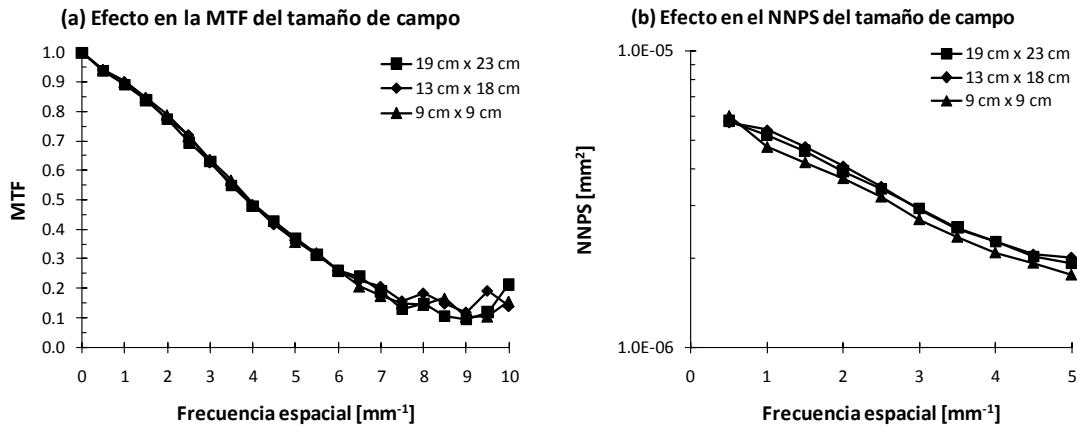


Figura 4.19 Efecto del tamaño de campo en (a) la MTF y (b) el NNPS.

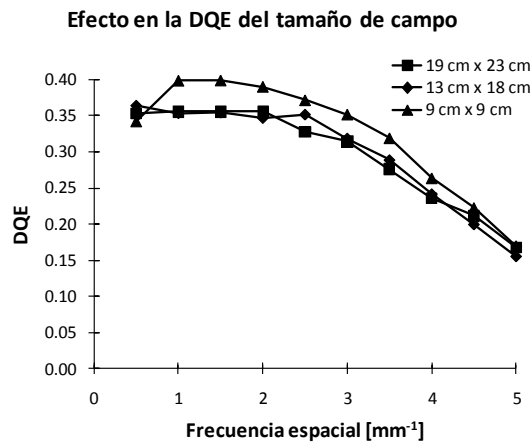


Figura 4.20 Efecto en la DQE de la variación del tamaño de campo.

### 4.5.3 Rejilla antidispersora

Se evaluó el efecto de la presencia de la rejilla antidispersora en la MTF y el NNPS, empleando la calidad de haz de referencia. En la Figura 4.21 se muestran los resultados obtenidos. El empleo de la rejilla no tiene influencia sobre los valores

medidos de la MTF, la diferencia porcentual promedio observada es menor que 1%. En el caso del NNPS, se observa una diferencia porcentual promedio cercana al 35%. El empleo de la rejilla da como resultado un menor NNPS. El efecto sobre la DQE se muestra en la Figura 4.22. Se observa una diferencia porcentual de casi el 6% en promedio entre la DQE obtenida con y sin rejilla, siendo mejor aquella obtenida con la rejilla.

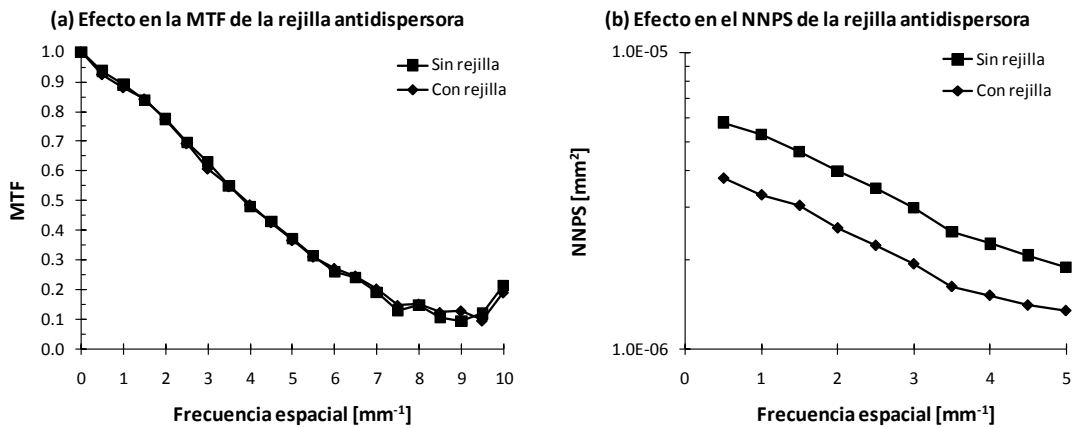


Figura 4.21 Efecto de la rejilla antidisipersora en (a) la MTF y (b) el NNPS.

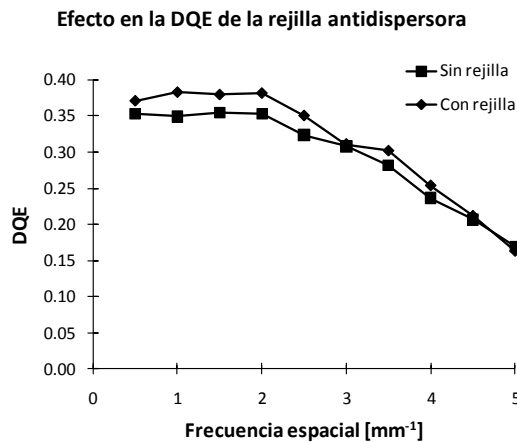


Figura 4.22 Efecto de la rejilla antidisipersora sobre la DQE.

#### 4.5.4 Software de preprocesamiento FineView

FineView es un software de preprocesamiento incluido en el equipo Senographe DS [So04]. Su objetivo, como se describe en la sección 3.1, es compensar la MTF del sistema. Para evaluar el efecto que este software tiene en la MTF, el NNPS y la DQE, se determinaron estos parámetros a partir de imágenes con FineView habilitándolo o

deshabilitándolo, para la calidad de haz de referencia. Se encontró una gran diferencia entre la MTF para ambas condiciones, como se muestra en la Figura 4.23a. La diferencia porcentual promedio, desde la frecuencia cero hasta  $1 \text{ mm}^{-1}$ , es menor que el 3%. Esta diferencia aumenta a medida que aumenta la frecuencia y es igual a 47% en  $5 \text{ mm}^{-1}$ . El efecto del FineView en el NNPS se muestra en la Figura 4.23b. La diferencia porcentual es igual a 73% en  $5 \text{ mm}^{-1}$ . Se determinó la DQE a partir de las anteriores y en la Figura 4.24 se observa el resultado. La diferencia porcentual promedio entre los valores de DQE con FineView habilitado y deshabilitado es sólo del 3.5%, comparado con las diferencias observadas en la MTF y el NNPS, por lo cual concluimos que a pesar de que el software de preprocesamiento mejora sustancialmente la resolución espacial y empeora el ruido, la DQE prácticamente permanece inalterada.

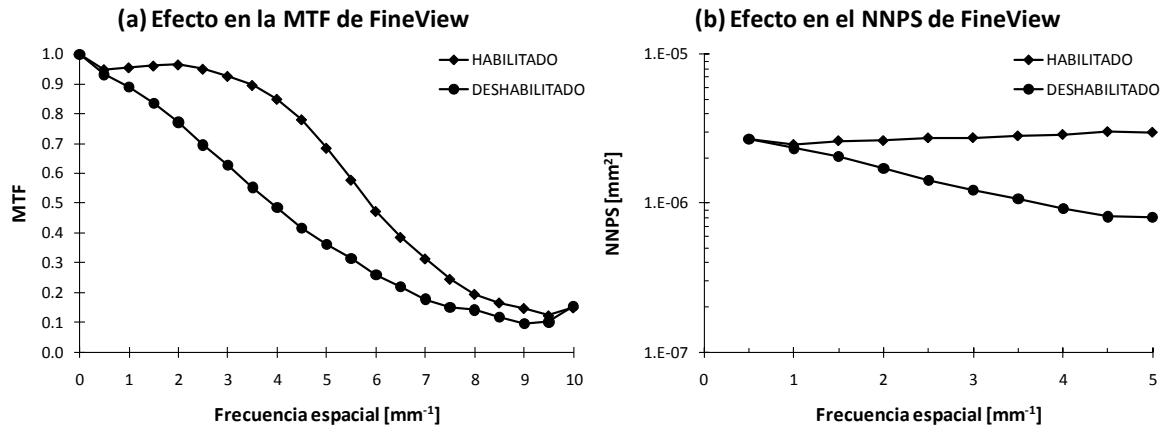


Figura 4.23 Efecto del software de preprocesamiento FineView en (a) la MTF y (b) el NNPS.

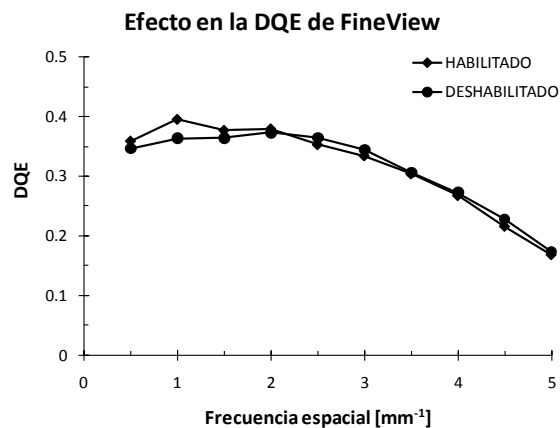


Figura 4.24 Efecto del FineView en la DQE.

### 4.5.5 Tamaño nominal y proyección de la mancha focal

El equipo Senographe DS cuenta con dos tamaños de mancha focal: 0.3 mm (foco grueso) y 0.1 mm (foco fino). Se determinó la MTF empleando estos dos tamaños nominales de mancha focal en dos modalidades: modo de contacto (objeto de prueba colocado directamente sobre el detector) y modo de magnificación (objeto de prueba colocado a 5 cm sobre el detector). Las mediciones se realizaron empleando la calidad de haz de referencia y en el punto P<sub>4</sub>, definido en la Figura 3.6. Los resultados se muestran en la Figura 4.25. Cuando el objeto está en contacto con el detector, la diferencia porcentual promedio entre la MTF medida empleando el foco fino y el foco grueso es igual a 1.2% (Figura 4.25a). Cuando el objeto se coloca a 5 cm sobre el detector, la diferencia porcentual promedio es igual a 4.9%, siendo mejor la MTF para el foco fino.

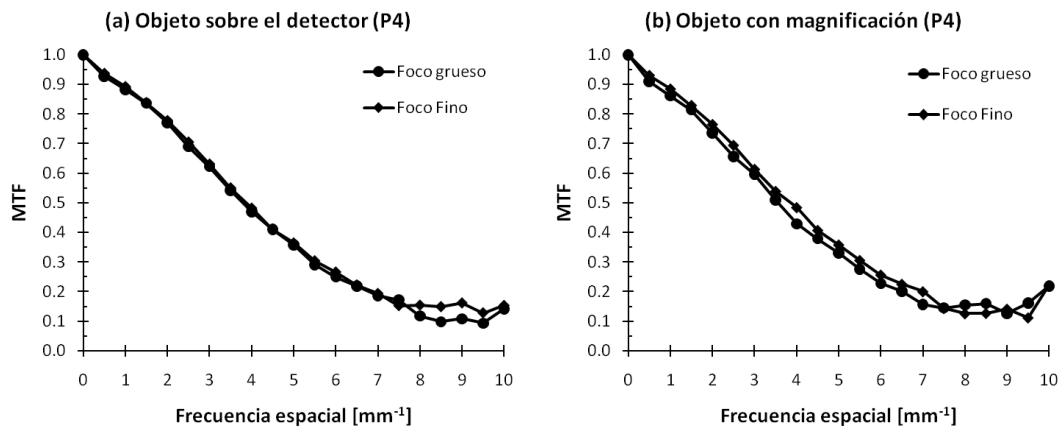


Figura 4.25 Efecto en la MTF del tamaño nominal de la mancha focal cuando el objeto está (a) en contacto con el detector y (b) 5 cm sobre el detector.

El tamaño nominal de la mancha focal se especifica respecto de un eje de referencia. Como resultado, la longitud de la mancha focal proyectada sobre el plano del detector cambia en función de la posición sobre el mismo (el ancho de la mancha focal proyectada se mantiene prácticamente igual). Para evaluar si existe un efecto en la MTF causado por la proyección de la mancha focal se midió ésta en los nueve puntos distribuidos sobre el plano del detector que se definieron en la Figura 3.6 (mostrados en 4.26). El eje horizontal (X) corresponde al eje ánodo-cátodo y se toma a partir del borde del detector. Se evaluó la MTF en dirección horizontal (eje X) y vertical (eje Y) centrando el borde pulido del objeto de prueba en cada uno de los nueve puntos definidos. En la Figura 4.26 se muestran las imágenes empleadas para determinar la MTF en P<sub>1</sub>. Todas las imágenes se adquirieron con la calidad de haz de referencia y empleando el foco grueso; el objeto de prueba se colocó en contacto con el detector y a 5 cm sobre él. En la Figura 4.27 se presenta la MTF vertical (correspondiente a la

dirección del ancho de la mancha focal) evaluada en tres puntos colineales a lo largo de la dirección horizontal, es decir, en los puntos centrales del detector P4, P5 y P6. No se espera una gran variación en los valores de la MTF en estos puntos ya que el ancho de la mancha focal no cambia de manera considerable y, en efecto, no se observan diferencias mayores que el 1.2% en contacto y 2.2% en magnificación.

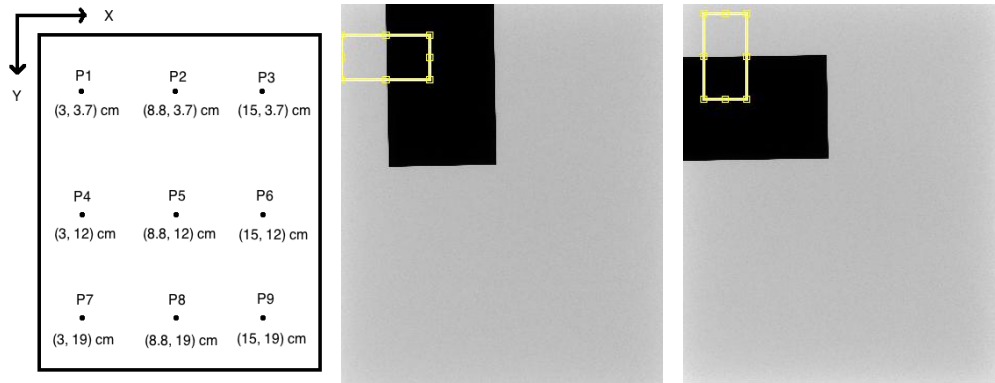


Figura 4.26 Distribución de los puntos evaluados sobre el detector e imágenes empleadas para el cálculo de la MTF en P<sub>1</sub>.

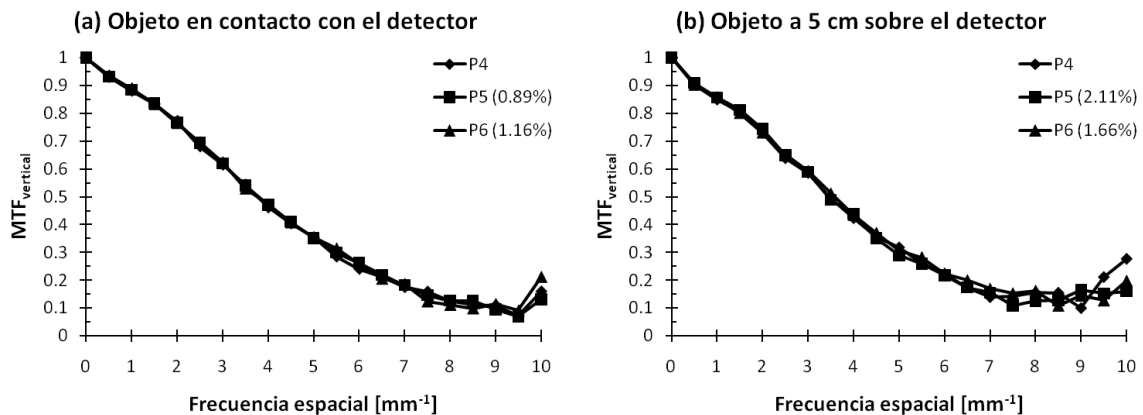


Figura 4.27 Comparación de la MTF vertical medida en puntos colineales horizontales para (a) el objeto en contacto con el detector y (b) a 5 cm sobre el detector.

En la Figura 4.28 se presenta la MTF horizontal (correspondiente a la dirección del largo de la mancha focal) medida en estos mismos puntos. Se espera que la MTF vaya mejorando a medida que nos trasladamos de P4 a P6 ya que el largo de la mancha focal disminuye como consecuencia de su proyección (ver Figura 2.4). Se presenta entre paréntesis en cada gráfica la diferencia porcentual promedio de la MTF medida en cada caso respecto de la MTF en P4. Se obtuvieron resultados semejantes para puntos colineales en ambas direcciones.



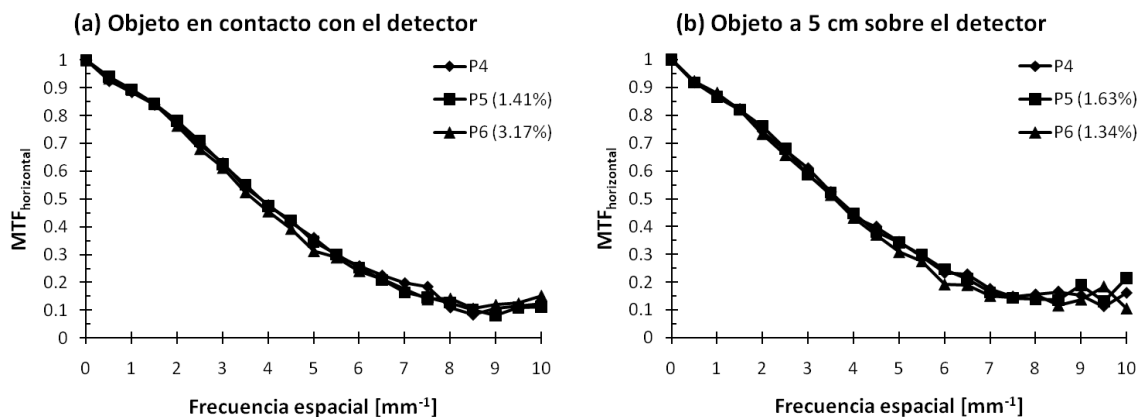


Figura 4.28 Comparación de la MTF horizontal medida en puntos horizontales colineales para (a) el objeto en contacto con el detector y (b) a 5 cm sobre el detector.

En la Tabla 4.9 se resumen los resultados presentados en esta sección del efecto de los parámetros radiológicos sobre la MTF, el NNPS y la DQE. La diferencia porcentual presentada (DP) se promedió desde la frecuencia cero hasta  $5\text{mm}^{-1}$ . Como conclusión general se tiene que, para determinar la DQE, todas las imágenes deben adquirirse empleando la misma calidad de haz, el mismo tamaño de campo, sin la presencia de la rejilla antidispersora y con el software FineView deshabilitado.

**Tabla 4.9 Resultados del efecto de parámetros radiológicos sobre la MTF, el NNPS y la DQE**

Parámetro	Resultado	Conclusión
Calidad de haz	MTF: DP < 1.1% en todos los casos NNPS: disminuye al aumentar la energía promedio del haz (para un mismo valor de kerma en aire) DQE: DP < 4.5% entre valores medidos de a un mismo kerma	El efecto de la calidad de haz en la MTF es modesto. Se observa un efecto más significativo en el NNPS. El efecto en la DQE es menos claro.
Tamaño de campo	MTF: DP < 1.7% en todos los casos NNPS: DP = 2.2% (campo mediano) DQE: DP = 3.5% (campo mediano)	La variación del tamaño de campo no tiene un efecto considerable en la MTF pero sí en el NNPS y la DQE.
Rejilla antidispersora	MTF: DP < 0.9% NNPS: DP < 35% DQE: DP < 6%	La presencia de la rejilla antidispersora no tiene un efecto considerable en la MTF pero sí en el NNPS y la DQE.
Software FineView	MTF: DP = 47% en $5\text{mm}^{-1}$ NNPS: DP = 73% en $5\text{mm}^{-1}$ DQE: DP = 3% en $5\text{mm}^{-1}$	FineView mejora la MTF a costa de empeorar el ruido. El efecto final sobre la DQE es moderado.
Tamaño nominal y proyección de la mancha focal	MTF: DP = 4.9% en magnificación (medida con foco fino y foco grueso) MTF vertical: DP < 2.2% MTF horizontal: DP < 1.7%	La MTF obtenida con foco fino es mejor que la obtenida con foco grueso (en magnificación). El efecto de la mancha focal no tiene un impacto considerable en la MTF.

## Discusión de los resultados

---

En este trabajo hemos desarrollado una herramienta, el código SACBÉ, que permitirá evaluar objetivamente las propiedades de un sistema de mamografía digital. Durante el proceso hemos realizado una evaluación crítica de los lineamientos contenidos en el estándar internacional IEC 62220-1-2 y hemos evaluado la calidad de un equipo digital que opera clínicamente en la Ciudad de México.

Los resultados de la validación del código SACBÉ frente a otros en el mercado demuestran una concordancia mejor que el 90% para la MTF con todos los códigos evaluados, excepto ResolutionMeasure. Este código da como resultado valores mayores que los nuestros y el resto, puede deberse a que se empleó una ROI más pequeña para el cálculo y una reducción muy grande en el tamaño puede inflar los valores de la MTF ya que las colas de la LSF se truncan [Fr08]. Adicionalmente, ResolutionMeasure realiza una corrección por la no-uniformidad del campo de radiación (operación de aplanado) empleando una función lineal. Sin embargo, este código no pide una imagen de ruido adicional para realizar el ajuste, de tal modo que se ignora la manera en la que se realiza la operación de aplanado. Para el NNPS, la concordancia con los códigos comparados fue similar. La mayor concordancia se encontró entre SACBÉ y Miquaela, una de las posibles explicaciones es que ambos códigos se desarrollan en Matlab y emplean el mismo algoritmo para el cálculo de la transformada de Fourier (a diferencia de ImageJ que emplea la transformada de Hartley).

SACBÉ se basa en los algoritmos descritos en el estándar IEC y éste establece que se debe realizar una operación de suavizado a los valores de la MTF, el NNPS y la DQE antes de reportar los datos para permitir una mejor visualización. También, los resultados deben presentarse en múltiplos de frecuencia de  $0.5 \text{ mm}^{-1}$ . Los bins de frecuencia usados dependen del tamaño de píxel (como se define en la sección 3.4.1 de la metodología). Para el sistema Senographe DS cada bin es de  $0.2 \text{ mm}^{-1}$  y para el sistema Mammomat Novation es de  $0.3 \text{ mm}^{-1}$ . El suavizado puede tener el efecto de desaparecer algún pico indicador de alguna anomalía, como aquel encontrado cerca de  $3 \text{ mm}^{-1}$  por Monnin y Verdun (no mostrado en este trabajo) en la evaluación del NNPS para el sistema Mammomat, y que se debía a que las imágenes se adquirieron con la rejilla colocada. Sin embargo, el suavizado permite apreciar la caída en la MTF a bajas frecuencias. De todas maneras, sugerimos analizar tanto la MTF original como la suavizada.

Tanto la función de respuesta como la función de conversión determinadas para el equipo Senographe DS son lineales, como se esperaba para un equipo digital. La MTF medida para el equipo con la calidad de haz de referencia, mostró ser isotrópica e independiente del kerma en aire, en el intervalo evaluado. Se obtuvieron valores de

MTF = 0.79 para la frecuencia de  $2 \text{ mm}^{-1}$ , y MTF = 0.49 para  $4 \text{ mm}^{-1}$ . Estos valores son claramente mayores que los límites que establece el fabricante para estas frecuencias: 0.58 y 0.25, respectivamente [GE07], por lo cual el sistema se encuentra en muy buenas condiciones. Comentamos que para este equipo se observó una caída en la MTF a bajas frecuencias (*low-frequency drop*). El método empleado para el cálculo de la MTF podría no mostrar esta caída si no se muestrea un área suficiente alrededor del borde [Sa06].

El NNPS del equipo resultó ser isotrópico. Se observó una dependencia con el nivel de kerma en aire, en el intervalo evaluado, disminuyendo a medida que éste aumenta debido a que al aumentar el kerma en aire, aumenta el valor medio de píxel en comparación con el ruido. Por otro lado, el NNPS disminuye a medida que aumenta la frecuencia espacial, observándose una disminución del 70% aproximadamente, desde el valor inicial (a  $0.5 \text{ mm}^{-1}$ ) hasta el valor para la frecuencia Nyquist ( $5 \text{ mm}^{-1}$ ), para los dos niveles de kerma en aire evaluados.

La DQE del equipo tiene un valor mayor que 0.30 para las bajas frecuencias, disminuyendo un 55% desde su valor inicial (a  $0.5 \text{ mm}^{-1}$ ) hasta su valor para la frecuencia Nyquist ( $5 \text{ mm}^{-1}$ ). Comparada con la del equipo Mammomat Novation, la DQE del Senographe es menor especialmente para frecuencias bajas. Esta diferencia se debe principalmente a que el equipo Mammomat tiene una mayor MTF, debido probablemente a la diferencia en el tipo de detector de estos equipos (el Mammomat tiene un detector de conversión directa).

Realizamos una serie de estudios de la influencia de los parámetros recomendados por el IEC en el algoritmo de cálculo de la MTF y el NNPS. Aumentar el tamaño de la ROI estándar no tiene efecto sobre la MTF, sin embargo aumenta el tiempo de cálculo al aumentar la cantidad de datos. Disminuir el ancho de la ROI tampoco afecta la medida de la MTF siempre y cuando se abarque una región suficiente a lo largo del borde. Sin embargo, no debe disminuirse demasiado porque podrían perderse cambios sutiles en la región cercana al borde y ocasionar una sobreestimación de la MTF [Fr08]. El ancho de la región estándar es 5 cm, podría disminuirse incluso a 2 cm sin afectar la medida de la MTF. La disminución de la altura de la ROI hace que se abarque cada vez una región menor a lo largo del borde, como se observa en la Figura 4.7. Esto hace que al momento del cálculo se promedie cada vez un menor número de bloques para obtener la ESF sobremuestreada. Si el borde se encuentra inclinado  $1.5^\circ$  (mínima inclinación especificada por el estándar IEC), cada bloque tendrá un total de 38 líneas con el mismo corrimiento lateral respecto del borde. Si el tamaño de píxel es de 0.1 mm, se necesita una altura de 1.9 cm para obtener un total de 5 bloques. Mientras mayor sea el número de bloques, la ESF promedio será más exacta. Si el borde se inclina a  $3^\circ$  (máxima inclinación especificada por el estándar IEC), cada bloque contará con 19 líneas. Esto implica una altura de 0.95 cm para obtener un total de 5 bloques, sin embargo tampoco es recomendable tener un número de líneas tan limitado. En resumen, la altura de la ROI depende tanto del tamaño de píxel como de

la inclinación del borde y debe ser lo suficientemente grande como para obtener un número suficiente de bloques para el promedio de la ESF.

El aplanado de la imagen no tuvo efecto sobre la MTF medida en el punto de referencia IEC ni tampoco sobre la medida en un punto alejado del detector, donde se espera una intensidad del haz de radiación algo reducida debido al efecto talón (a pesar del aplanado del sistema que debe realizar el ingeniero de servicio). Podría surgir un efecto si aumentara desmesuradamente el tamaño de la ROI a evaluar y se abarcara una mayor área en la imagen; sin embargo, esto no es necesario tal como se explicó en el párrafo anterior.

Los cambios obtenidos en la MTF al variar el filtro usado para determinar la LSF fueron prácticamente despreciables.

La variación de la función de corrección por derivación en el rango de frecuencias útiles para el cálculo de la MTF (de 0 a 10 mm<sup>-1</sup>) fue muy pequeña, y es de esperarse que no afecte los valores de la MTF en este rango de frecuencias. A pesar de que el cambio inducido es pequeño, es necesario efectuar esta corrección para mejorar la exactitud de los valores medidos de la MTF.

Tal como se esperaba, se observó que la diferencia porcentual promedio en el NNPS medido aumentaba a medida que disminuía el número de píxeles empleados para el cálculo. El NNPS debe calcularse a partir de un gran número de píxeles independientes para disminuir la varianza en los resultados obtenidos **[Cu00]**. El empleo de un número reducido tendrá como consecuencia un aumento en la incertidumbre del NNPS calculado.

Las diferencias porcentuales promedio para el NNPS obtenidas al aumentar el tamaño de la ROI son menores que el 2% en todos los casos y esto indica que podría emplearse un menor número de imágenes siempre y cuando se aumente el tamaño de la ROI para satisfacer la condición de 4 millones de píxeles para el cálculo del NNPS.

Se obtuvo una gran variación en los valores del NNPS cuando se cambió la ubicación de la ROI. Esto podría atribuirse a la no-uniformidad del campo de radiación en los diferentes puntos sobre el detector, por lo cual es siempre necesario especificar el punto de cálculo del NNPS.

El efecto del aplanado sobre el NNPS, independientemente de la función de ajuste, parece ser completamente nulo (diferencia porcentual promedio menor que el 0.01% en todos los casos). Esto puede deberse a que el NNPS se obtiene a partir de cada subROI, y que al promediarse trae el beneficio de que las variaciones en la exposición sobre cada área de medición tiendan a minimizarse **[Do00]**.

También realizamos una evaluación del efecto en la MTF, el NNPS y la DQE causado por los parámetros radiológicos usados en el momento de la medida. Observamos que

la variación de la calidad del haz de radiación, el tamaño de campo y el empleo de la rejilla tienen un efecto modesto sobre la MTF calculada en condiciones de referencia (calidad de referencia, tamaño de campo de 19x23 cm<sup>2</sup> y sin rejilla). En contraste, el efecto de la calidad de haz sobre el NNPS es notable ya que éste disminuye a medida que disminuye la energía promedio del espectro (para un mismo kerma en aire). Un cambio en el tamaño de campo y el empleo de la rejilla también tienen efecto en el NNPS. Sin embargo, los efectos de la calidad de haz, el tamaño de campo y la rejilla en la DQE no se aprecian de manera significativa. Con el empleo de la rejilla, por ejemplo, el kerma en aire estimado en la superficie del detector mediante la función de conversión ya no es el mismo debido a la presencia de la rejilla.

El software de preprocesamiento FineView tiene un efecto muy marcado en la MTF y el NNPS. Por un lado mejora la resolución espacial por medio del preprocesamiento de la imagen empleando filtros que resaltan los bordes (altas frecuencias). Pero, por el otro, aumenta el nivel de ruido, especialmente a altas frecuencias, comparado con el nivel que se tiene sin FineView. El efecto final sobre la DQE es moderado. Con FineView habilitado, la DQE aumenta notablemente para frecuencias menores que 2 mm<sup>-1</sup>. Para frecuencias desde 2 hasta 5 mm<sup>-1</sup> el cambio en la DQE es menor que el 3.5%. Esto implica que, al final, no se tiene una gran ganancia en la detectabilidad de lesiones empleando FineView.

Cuando se coloca el objeto de prueba sobre el detector, no hay diferencia significativa entre la MTF medida con foco fino (0.1 mm) y foco grueso (0.3 mm). Es decir, no habría cambio en la resolución espacial. Sin embargo, cuando el objeto se coloca tan sólo a 5 cm sobre el detector, la MTF medida con foco fino ya es mayor que la MTF medida con foco grueso. Es decir, se logra una mejor resolución espacial empleando el foco fino. Esto se debe a que, al estar colocado el objeto a 5 cm, se tiene una borrosidad geométrica (penumbra) asociada al tamaño finito de la mancha focal que reduce la resolución espacial afectando el borde de los objetos. Mientras mayor es el tamaño de la mancha focal y mayor la distancia del objeto al detector, mayor será la penumbra y peor la resolución espacial. Esto explica la necesidad de usar manchas focales pequeñas en el modo de magnificación. Se puede estimar la penumbra causada por el tamaño finito de la mancha focal a partir del esquema mostrado en la Figura 2.20. La penumbra es igual al tamaño de la mancha focal multiplicada por el factor (B/A), donde B es la distancia del objeto al detector (5 cm) y A es la distancia del objeto a la fuente (61 cm, en este caso). Para el foco fino, se estima una penumbra de 8.2 µm, para el foco grueso se estima una penumbra de 24.6 µm. Estos valores son menores que el tamaño de píxel del detector, sin embargo es posible observar la influencia de la penumbra en la MTF de la Figura 4.25b.

La evaluación del efecto de la proyección de la mancha focal sobre la MTF mostrada en la Figura 4.27 indica que cuando el objeto de prueba se coloca sobre el detector, la MTF vertical no cambia de manera significativa a medida que el punto de medición se desplaza del borde del detector correspondiente al tórax de la paciente hacia el otro extremo. Si el objeto se coloca a 5 cm sobre el detector, tampoco se nota un cambio

significativo en la MTF. La evaluación de la MTF horizontal en los mismos puntos anteriores no presenta una mejoría en la MTF, como se esperaba, como consecuencia de la disminución del largo de la mancha focal proyectada. Esto se observa en la Figura 4.28 tanto para el objeto de prueba en contacto como a 5 cm del detector. Esto significa que no es posible observar un cambio significativo en la MTF como consecuencia de la proyección de la mancha focal.

## Conclusiones

---

Se diseñó e implementó un código en Matlab, denominado SACBÉ, para la determinación de parámetros objetivos de la calidad de imagen: MTF, NNPS y DQE. El código se diseñó de acuerdo con los algoritmos generales descritos en el estándar internacional IEC 62220-1-2. Estimamos que la incertidumbre asociada al cálculo de los parámetros de calidad de imagen con el código desarrollado en este trabajo es del orden de 0.3% para la MTF y 5% para el NNPS y la DQE.

Se realizó la validación del código comparando sus resultados con medidas obtenidas mediante códigos cerrados desarrollados por otros autores para dos equipos digitales de mamografía, el Senographe DS (GE) y el Mammomat Novation (Siemens). La concordancia entre los valores fue mayor que el 90%, lo cual sugiere que el código puede emplearse con confianza en la evaluación de la calidad de imagen en equipos digitales de mamografía.

El valor medido de la MTF para el equipo Senographe DS del Instituto Nacional de Cancerología (INCan) de México es 0.79 para  $2 \text{ mm}^{-1}$  y 0.49 para  $4 \text{ mm}^{-1}$ , valores sustancialmente mayores que los niveles mínimos establecidos por el fabricante para asegurar el óptimo desempeño del equipo. Adicionalmente, los resultados obtenidos de la MTF, el NNPS y la DQE para el equipo Senographe DS se encuentran en buena concordancia con resultados publicados para modelos similares, lo cual da confianza respecto al desempeño de los equipos locales de mamografía digital.

Al contar con un código abierto fue posible variar ciertos parámetros en los algoritmos de cálculo para evaluar su efecto sobre la MTF y el NNPS y así optimizar el código:

- ❖ Se encontró que el tamaño de la ROI estándar establecida por el IEC es suficiente para obtener una medida precisa de la MTF. El aumentarla no tiene impacto sobre la medida pero aumenta el tiempo de cálculo. El disminuir el ancho no tiene impacto sobre la medida pero el disminuir la altura sí la puede afectar ya que pueden obtenerse valores erróneos.
- ❖ La operación de aplanado de la imagen para corregir por la no-uniformidad del campo de radiación no tiene efecto sobre la MTF, por lo cual puede omitirse del cálculo (al menos en equipos sometidos a un mantenimiento técnico preventivo como el acostumbrado en el Departamento de Radiodiagnóstico del INCan).
- ❖ No hay diferencia en la MTF al emplear diferentes filtros para obtener la LSF, por lo cual se emplea el filtro  $[-0.5, 0, 0.5]$ . A pesar de que el efecto en la MTF de la corrección por derivación es pequeño, se corrige por la derivación de elemento finito en el programa para tener una mayor exactitud en el cálculo.

- ❖ Con respecto al NNPS, es necesario emplear 4 millones de píxeles independientes en el cálculo del NNPS con el fin de mantener una incertidumbre del 5%. De otro modo la incertidumbre debe calcularse y especificarse.
- ❖ Para el cálculo del NNPS de un sistema con tamaño de píxel igual 0.1 mm, un conjunto de 4 imágenes, empleando una ROI de 10x10 cm<sup>2</sup>, es suficiente para satisfacer la condición de 4 millones de píxeles.
- ❖ Debe especificarse la ubicación de la ROI en la imagen para el cálculo del NNPS. Si no se especifica ésta para dos mediciones diferentes, no pueden realizarse comparaciones ya que se podrían obtener resultados erróneos. En este trabajo se determinó el NNPS centrado la ROI en el punto de referencia IEC.
- ❖ El aplanado de cada subROI para el cálculo del NNPS puede omitirse.

Además, se evaluó el efecto de la calidad de haz, el tamaño de campo y presencia de la rejilla antidispersora en la MTF, el NNPS y la DQE. Los efectos encontrados en la MTF fueron modestos, mientras que los efectos en el NNPS fueron más significativos. Se observó una clara dependencia del NNPS en función de la energía promedio del espectro empleado. Los efectos sobre la DQE son menos claros ya que depende en gran medida del kerma en aire en la superficie del detector.

El software de preprocesamiento FineView usado en el Senographe DS tiene un gran efecto sobre la MTF y el NNPS. Mejora la resolución espacial un 47% (medida en 5 mm<sup>-1</sup>) a costa de empeorar el ruido en 73%. Sin embargo, la DQE se ve poco afectada al final (un 3.5%), indicando que el empleo del FineView no implica una mejoría en la detectabilidad de lesiones a pesar de que se mejore la resolución espacial.

El tamaño de la mancha focal tiene un efecto sobre la resolución espacial cuando se adquieren imágenes en modo de magnificación, incluso a 5 cm por encima de la base que soporta la mama. La proyección de la mancha focal sobre puntos que están hasta 6 cm alejados del punto de referencia IEC no tiene un efecto fácilmente evaluable sobre la MTF cuando se determina ésta con el objeto de prueba directamente sobre el detector. En modo de magnificación el efecto se hace más visible pero tampoco resulta significativo. Lo anterior parece indicar que los efectos de borrosidad geométrica, asociados con la proyección de la mancha focal, son demasiado sutiles como para ser observados en la MTF para magnificaciones encontradas en imágenes de escrutinio.

El código desarrollado y validado en este trabajo podrá ser usado por el Físico Médico clínico para evaluar el desempeño de los detectores empleados por los equipos de mamografía digital, tanto de panel plano como de radiografía computarizada, de una manera más práctica y favoreciendo la obtención de imágenes de calidad que contribuyan a un diagnóstico exacto del cáncer de mama.



## Referencias

---

**[At86]**

Attix FH. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Wiley. First Edition. New York, 1986.

**[Ay09]**

Ayala R, Linares R, García R. MIQuaELa, Programa para el Cálculo de la DQE en Radiografía Digital. Rev. Fis. Med., 2009; 10: 123-126.

**[Ba91]**

Barnes GT. "Tube Potential, Focal Spot, Radiation Output and HVL Measurements on Screen-Film Mammography Units", in Screen Film Mammography – Imaging Considerations and Medical Physics Responsibilities, edited by GT Barnes and GD Frey, Madison, Wisconsin. Medical Physics Publishing, 1991; 67-111.

**[Bl06]**

Bloomquist AK, Yaffe MJ, Pisano ED, et al. Quality Control for Digital Mammography in the ACRIN DMIST Trial: Part I. Med. Phys., 2006; 33: 719-736.

**[Bo97]**

Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, Rhodium, and Tungsten Anode Spectral Models Using Interpolating Polynomials with Application to Mammography. Med. Phys., 1997; 24: 1863-1874.

**[Bu02]**

Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams and Wilkins. Second Edition. Philadelphia, 2002.

**[Ca05]**

Carton AK, Vandenbroucke D, Struye L, et al. Validation of MTF Measurement for Digital Mammography Quality Control. Med. Phys., 2005; 32: 1684-1695.

**[Ch10]**

Chevalier M, Torres R. Mamografía Digital. Rev. Fís. Med., 2010; 11: 11-26.

**[Cr97]**

Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty G, Desponds L. Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data, Diagnostic Radiology and Magnetic Resonance Special Interest Group of the Institute of Physics and Engineering in Medicine. Belfast, Report 78, 1997.

**[Cu87]**

Cunningham IA, Fenster A. A Method for Modulation Transfer Function Determination from Edge Profiles with Correction for Finite-Element Differentiation. Med. Phys., 1987; 14: 533-537.

**[Cu00]**

Cunningham IA. "Applied Linear-Systems Theory", in Handbook of Medical Imaging, Vol. 1, Physics and Psychophysics, edited by J Beutel, HL Kundel and RL Van Metter, Bellingham, WA. SPIE Press, 2000; 79-159.

**[Do95]**

Dobbins JT. Effects of Undersampling on the Proper Interpretation of Modulation Transfer Function, Noise Power Spectra, and Noise Equivalent Quanta of Digital Imaging Systems. Med. Phys., 1995; 22: 171-181.

**[Do00]**

Dobbins JT. "Image Quality Metrics for Digital Systems", in Handbook of Medical Imaging, Vol. 1, Physics and Psychophysics, edited by J Beutel, HL Kundel and RL Van Metter, Bellingham, WA. SPIE Press, 2000; 161-222.

**[Do06]**

Dobbins JT, Samei E, Ranger NT, Chen Y. Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization. II. Noise Power Spectrum. Med. Phys., 2006; 33: 1466-1475.

**[EU06]**

European Commission. European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis, 4th Edition, Europe Against Cancer, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2006.

**[Fr08]**

Friedman SN, Cunningham IA. Normalization of the Modulation Transfer Function: The Open-field Approach. Med. Phys., 2008; 35: 4443-4449.

**[Fu92]**

Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al. A Simple Method for Determining the Modulation Transfer Function in Digital Radiography. Med. Phys., 1992; 11: 34-39.

**[GE07]**

General Electric Healthcare. Senographe DS Acquisition System QC Manual, 2007.

**[Gh08]**

Ghetti C, Borrini A, Ortenzia O, et al. Physical Characteristics of GE Senographe Essential and DS Digital Mammography Detectors. Med. Phys., 2008; 35: 456-463.

**[Hu04]**

Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4). Gaithersburg, MD: NIST, 2004.

**[IE07]**

IEC 62220-1-2, Medical Electrical Equipment – Characteristics of Digital X-Ray Imaging Devices. Part 1-2: Determination of the Detective Quantum Efficiency - Detectors used in mammography. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland; 2007.

**[La05]**

Lawinski C, Emerton D, Annet D, et al. Report 05037: Comparative Specifications of Full-Field Digital Mammography Systems. Medicines and Healthcare products Regulatory Agency, UK; 2005.

**[Le02]**

Lewin JM, D'Orsi CJ, Hendrick RE, et al. Clinical Comparison of Full-Field Digital Mammography and Screen-Film Mammography for Detection of Breast Cancer. *AJR Am J Roentgenol*, 2002; 179: 671-677.

**[Ma10]**

Maidment A. MTF assessment routine, <http://deckard.mc.duke.edu/imagequality.html>, 2010.

**[Ma07]**

Marshall NW. Early Experience in the Use of Quantitative Image Quality Measurements for the Quality Assurance of Full-Field Digital Mammography X-Ray Systems. *Phys. Med. Biol.*, 2007; 52: 5545-5528.

**[Ma09]**

Marshall NW. Detective Quantum Efficiency Measured as a Function of Energy for Two Full-Field Digital Mammography Systems. *Phys. Med. Biol.*, 2009; 54: 2845-2861.

**[Mo07]**

Monnin P, Gutierrez D, Bulling S, et al. A Comparison of the Performance of Digital Mammography Systems. *Med. Phys.*, 2007; 34: 906-914.

**[N002]**

NORMA Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud Ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico medico con rayos X. Secretaría de Salud, 2002.

**[Pe09]**

Perez-Ponce H, "Corrélation entre les performances physiques mesurées des détecteurs et la qualité diagnostique de l'image en mammographie numérique", Ph.D. Thesis, Institut National Polytechnique de Lorraine, 2009.

**[Pi00a]**

Pisano ED. Current Status of Full-Field Digital Mammography. *Radiology*, 2000; 214: 26-28.

**[Pi00b]**

Pisano ED, Cole EB, Major S, et al. Radiologists' Preferences for Digital Mammographic Display. *Radiology*, 2000; 216: 820-830.

**[Pi05]**

Pisano ED, Gatsonis CA, Hendrick RE, et al. Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening. *N. Eng. J. Med.*, 2005; 353: 1773-1783.

**[Sa98]**

Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A Method for Measuring the Presampled MTF of Digital Radiographic Systems Using an Edge Test Device. *Med. Phys.*, 1998; 25: 102-113.

**[Sa06]**

Samei E, Ranger NT, Dobbins JT, Chen Y. Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization. I. Modulation Transfer Function. *Med. Phys.*, 2006; 33: 1454-1465.

**[Sa10]**

Saunders R, Samei E. MTF assessment routine,  
<http://deckard.mc.duke.edu/imagequality.html>, 2010.

**[Sk03]**

Skaanne P, Young K, Skjennald A. Population-based Mammography Screening: Comparison of Screen-Film and Full-Field Digital Mammography with Soft-Copy Reading—Oslo I Study. *Radiology*, 2003; 229: 877-884.

**[Sk07]**

Skaanne P, Hofvind S, Skjennald A. Randomized Trial of Screen-Film versus Full-Field Digital Mammography with Soft-Copy Reading in Population-based Screening Program: Follow-up and Final Results of Oslo II Study. *Radiology*, 2007; 244: 708-717.

**[Sm03]**

Smith RA, Saslow D, Sawyer KA, et al. American Cancer Society Guidelines for Breast Cancer Screening: Update 2003. *CA Cancer J Clin*, 2003; 53: 141-169.

**[So04]**

Souchay H, Durand J, Colin C, Lefin P. Digital Compensation of X-Ray Detector MTF for Mammography. *Proceedings of the International Workshop on Digital Mammography*, 2004.

**[SS07]**

Secretaría de Salud, Boletín de información estadística, Daños a la salud, Volumen II, Número 27, 2007.

**[Ya90]**

Yaffe MJ. Physics of mammography: image recording process. *RadioGraphics*, 1990; 10: 341-363.

**[Ya00]**

Yaffe MJ. "Digital Mammography", en *Handbook of Medical Imaging*, Vol. 1, Physics and Psychophysics, editado por J. Beutel, H.L. Kundel y R.L. Van Metter, Bellingham, WA. SPIE Press, 2000; 329-372.

**[Ya06]**

Yaffe MJ, Bloomquist AK, Mawdsley GE. Quality Control for Digital Mammography: Part II Recommendations from the ACRIN DMIST Trial. *Med. Phys.*, 2006; 33: 737-752