



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

ESTUDIO DEL DESEMPEÑO (CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS) DE UN
MASTÓGRAFO DIGITAL USANDO UN MANIQUÍ DE CONTRASTE-DETALLE

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS

PRESENTA:
JONATHAN ELIZALDE CABRERA

TUTOR
DRA. MARÍA ESTER BRANDAN, IF-UNAM

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR
DR. MIGUEL ÁNGEL ÁVILA RODRÍGUEZ, POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
M. EN C. CÉSAR G. RUIZ TREJO, IF-UNAM
M. EN C. FLAVIO E. TRUJILLO ZAMUDIO, POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

MÉXICO, D.F. JUNIO 2014



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.

RESUMEN

En este trabajo se presentan los resultados de un estudio del desempeño (relación entre calidad de imagen y dosis glandular promedio al paciente, DGP) de un mastógrafo digital Senographe 2000D GE, para diferentes grosores de acrílico (4.0, 4.5 y 5 cm), en un intervalo de parámetros radiológicos utilizados clínicamente. Se utilizó el maniquí de contraste-detalle CDMAM para determinar la curva de contraste-detalle, y se propuso un método alternativo basado en el análisis de los parámetros tradicionales de calidad de imagen, el cociente de señal a ruido (SNR) y el cociente de contraste a ruido (CNR). Mediante un modelo numérico simple se interpretaron satisfactoriamente las medidas. Las figuras de mérito $FOM_{SNR}=SNR^2/DGP$ y $FOM_{CNR}=CNR^2/DGP$ permitieron determinar los parámetros óptimos de operación del mastógrafo. Los principales resultados fueron la evaluación del proceso de aplanado de la respuesta del detector (reduce la dependencia espacial de la respuesta a aproximadamente la mitad de la dependencia espacial del campo de rayos-X), la evaluación de las imágenes remanentes en el detector (presentes debido al uso clínico previo del equipo), la determinación de la DGP (valores acordes con la normativa), verificación del funcionamiento del control automático de la exposición (sensible a la atenuación de la fluencia por el objeto, insensible al contraste). Los valores óptimos de operación del equipo fueron Rh/Rh con 34 kV para optimizar el cociente señal a ruido (usando FOM_{SNR}) y Rh/Rh con 28 kV para optimizar el cociente de contraste a ruido (usando FOM_{CNR}). Los espectros óptimos son más energéticos que los usados en mamografía convencional, técnica previa a la digital.

ABSTRACT

This thesis has studied the performance (relation between image quality and patient mean glandular dose, MGD) of a Senographe 2000D digital mammography unit for different acrylic thicknesses (4.0, 4.5 and 5 cm) and a range of radiological techniques clinically relevant. The contrast-detail phantom CDMAM has been used to determine the contrast-detail curve, and an alternative method based on the analysis of the traditional image quality parameters signal to noise ratio (SNR) and contrast to noise ratio (CNR) has been proposed. A simple numerical model has been used to successfully interpret the measurements. The optimum radiological techniques were determined using the figures of merit $FOM_{SNR} = SNR^2/MGD$ and $FOM_{CNR} = CNR^2/MGD$. The main results were the evaluation of the detector response flattening process (reduces by about one half the spatial dependence due to the X-ray field), evaluation of the remnant images present due to the previous clinical use of the system, MGD measurements (values according to standards), verification of the automatic exposure control performance (sensitive to the attenuation of the fluence by the object, insensitive to the contrast). The optimum radiological techniques were Rh/Rh 34 kV to optimize signal to noise ratio (using FOM_{SNR}) and Rh/Rh 28 kV to optimize contrast to noise ratio (using FOM_{CNR}). The optimum spectra are more energetic than those used in conventional mammography, a technique that preceded digital systems.

DEDICADA A:

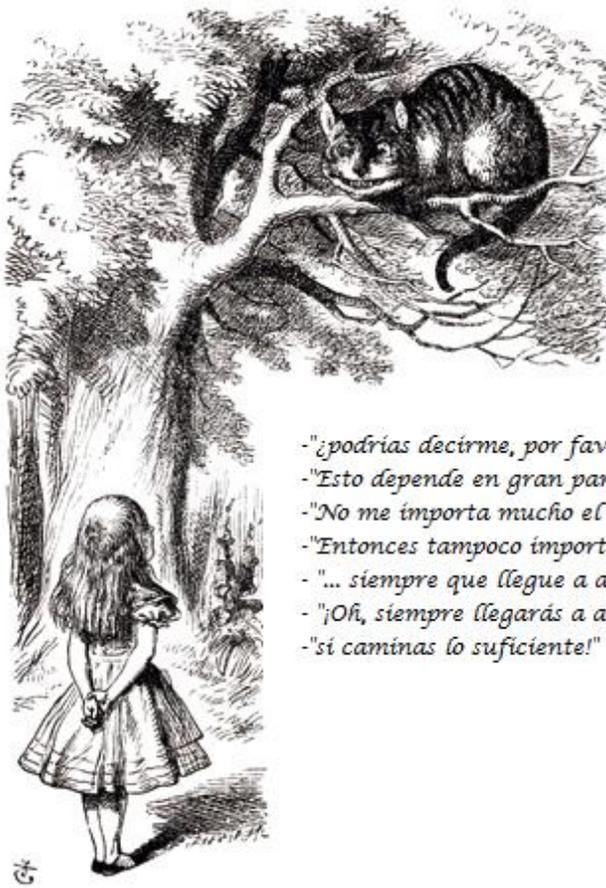
A MI AMADA ESPOSA

CITLALI C.G.

Y A MIS QUERIDAS HIJAS

CAMILA E.C.

HANNIA E.C.



*- "¿podrías decirme, por favor, qué camino debo seguir para salir de aquí?"
- "Esto depende en gran parte del sitio al que quieras llegar" - dijo el Gato.
- "No me importa mucho el sitio..." - dijo Alicia.
- "Entonces tampoco importa mucho el camino que tomes" - dijo el Gato.
- "... siempre que llegue a alguna parte" - añadió Alicia como explicación.
- "¡Oh, siempre llegarás a alguna parte" - aseguró el Gato -,
- "si caminas lo suficiente!"*

Charles Lutwidge Dodgson

AGRADECIMIENTOS

A INSTITUCIONES

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por convertirse en mi segundo hogar durante la mayoría de mi vida académica, en especial por la oportunidad de realizar estudios de posgrado de calidad, como lo es la Maestría en Ciencias (Física Médica) del Posgrado en Ciencias Físicas (PCF).

Al Instituto de Física de la UNAM y al PCF, por brindarme todas las facilidades, infraestructura y materiales necesarios durante la realización y culminación de este trabajo.

Al CONACyT, por haberme apoyado con una beca, como parte del Programa Nacional de Posgrados de Calidad, durante 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 por haber financiado mi asistencia a congresos nacionales.

Al PAPIIT (proyecto PAPIIT IN105813) por el apoyo económico durante la realización de este trabajo.

AGRADECIMIENTOS

PERSONALES

A mi directora de tesis, la Dra. María Ester Brandan, por haberme dado la oportunidad de participar en este proyecto, por su guía, paciencia, apoyo, consejos, enseñanzas, en fin por todo el tiempo dedicado a este proyecto.

A los miembros del Comité Tutor: Dra. María Ester Brandan, Dr. Miguel Ángel Ávila Rodríguez, M. en C. César G. Ruiz Trejo y al M. en C. Flavio E. Trujillo Zamudio, por el seguimiento, sus valiosos comentarios y sugerencias brindadas durante la realización de este trabajo.

A mis sinodales: Dra. María Ester Brandan, Dr. Miguel Ángel Ávila Rodríguez, Dr. Jorge Alberto Márquez Flores, M. en C. Adriana Moreno Ramírez y al M. en C. Héctor Galván Espinoza, por el tiempo dedicado a la lectura y revisión de la tesis, así como sus valiosos comentarios y sugerencias que ayudaron a enriquecer este trabajo.

Al M. en C. César G. Ruiz Trejo y al M. en C. Eduardo López Pineda por el invaluable amistad, consejos y apoyo, así como a todo el tiempo y experiencia brindados en la realización de este proyecto.

A todos los profesores de la Maestría en Ciencias (Física Médica) por su invaluable aporte en conocimientos y experiencia, y a mis compañeros de la maestría, ya que juntos hicieron de esta etapa de mi vida una experiencia gratificante.

Finalmente quiero agradecer a mis hijas y esposa, ya que son el motor de mi vida, y lo que me motiva a seguir siempre adelante.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN	1
2. CONCEPTOS BÁSICOS	5
2.1 Mamografía digital	5
2.1.1 Conceptos básicos de la mamografía	5
2.1.2 Detectores digitales DR y CR	8
2.1.3 Pre-procesamiento de imágenes	9
2.2 Calidad de imagen	9
2.2.1 Contraste	9
2.2.2 Resolución espacial	12
2.2.3 Ruido y cociente de señal a ruido	13
2.2.4 Curvas de contraste-detalle	14
2.3 Capa hemirreductora del haz	15
2.4 Dosis glandular promedio	15
2.5 Figuras de mérito	15
3. MATERIALES Y METODOLOGÍA	17
3.1 Senographe 2000D GE	17
3.2 Maniquí CDMAM	18
3.3 Evaluación del detector	19
3.3.1 Función de respuesta	19
3.3.2 Uniformidad y aplanado del detector	20
3.4 Calidad de imagen	21
3.4.1 Método tradicional “CDMAM Analyser”	23
3.4.2 Método ampliado propuesto en este trabajo	24
3.5 Cálculo de la señal y ruido producido en el detector	27
3.6 Evaluación de la CHR	29
3.7 Evaluación de dosis glandular promedio	29
3.8 Figuras de mérito	30
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	32
4.1 Evaluación del detector	32
4.1.1 Función de respuesta	32
4.1.2 Uniformidad y aplanado del detector	32
4.1.3 Imágenes remanentes	37
4.2 Calidad de imagen CDMAM Analyser	39
4.3 CHR y dosis glandular promedio	42
4.4 Cálculo de señal en el detector	44
4.5 Calidad de imagen y dosis para 4.5 cm de acrílico, discos de oro de 0.8 mm de diámetro y 0.5 μm de grosor	47
4.6 Calidad de imagen y dosis con discos de oro de otras celdas	56
4.7 Calidad de imagen y dosis para diferentes grosores de mama (grosores de acrílico)	59
5. DISCUSIÓN	63

6. CONCLUSIONES	66
ANEXO A. LISTA DE ABREVIATURAS	67
ANEXO B. TABLAS Y GRÁFICOS COMPLEMENTARIOS	69
ANEXO C. COEFICIENTES DE ATENUACIÓN	73
ANEXO D. VALORES DE LOS COEFICIENTES DE CONVERSIÓN DEL KERMA EN AIRE	78
REFERENCIAS	79

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

En México la mortalidad por cáncer de mama se duplicó en los últimos 20 años, y desde el 2006 esta enfermedad se convirtió en la segunda causa de muerte en mujeres de 30 a 54 años de edad y en la primera causa de defunción en general por cáncer en mujeres [Knaul 09] y [Frenk 09].

Se ha comprobado que el diagnóstico oportuno y, consecuentemente, el tratamiento indicado, han disminuido el número anual de muertes por cáncer de mama [ACS 07], por lo que se considera a la detección temprana la piedra angular del control de esta enfermedad [Anderson 08].

Actualmente, a la mamografía se le considera como la prueba fundamental para el diagnóstico oportuno del cáncer de mama, partiendo del hecho de que, al brindarle la mejor imagen mamográfica posible al médico radiólogo, éste podrá dar un mejor diagnóstico. De lo mencionado, se puede apreciar la gran importancia que conlleva la adquisición de una buena imagen mamográfica.

Al adquirir una imagen en mamografía es necesario asegurar que la imagen obtenida tenga una calidad muy alta (alta resolución espacial, bajo ruido y alto contraste) debido a que se requiere ver objetos de tamaño pequeño y con alto contraste como las micro calcificaciones, y objetos grandes y de bajo contraste como las masas tumorales, razón por la cual se le considera a ésta como una técnica radiológica de alto nivel.

En mamografía digital la manera de cuantificar calidad de imagen es a través del uso de la llamada Eficiencia Cuántica de Detección (QED), la cual se determina a partir de la función de transferencia de modulación (MTF) y del espectro de potencia de ruido (NPS) [Marshall (a) 11] y [Marshall (b) 11]. Otra forma típica de evaluar la calidad de imagen es midiendo el cociente de señal a ruido (SNR) o el cociente de contraste a ruido (CNR).

Una alternativa reciente a las ya mencionadas para cuantificar calidad de imagen, es evaluar el contraste-detalle en la imagen [Karssemeijer 96], para lo cual se puede utilizar el “umbral de visibilidad de contraste” (UVC) que utiliza al observador como evaluador del sistema generador de la imagen.

El maniquí CDMAM (por sus siglas en inglés, Contrast Detail Mammography Phantom) [Karssemeijer 96], es el recomendado por los estándares europeos para el control de calidad de mastógrafos digitales, y por medio de éste se puede determinar el UVC.

Por otro lado, si bien es cierto que es posible obtener imágenes mamográficas de alta calidad al exponer la mama por un tiempo extremadamente largo, esto conlleva una gran dosis impartida al tejido mamario [Brandan y Villaseñor 06] y [Bushberg 02]. Dosis es la energía depositada por radiación ionizante en un volumen dado, por unidad de masa. Esto representa un inconveniente inaceptable ya que la mama es un órgano radiosensible y existe la posibilidad de generar un indeseable efecto biológico, la carcinogénesis. Por lo anterior, en

mamografía se trata de encontrar un balance entre riesgo y beneficio, minimizando la dosis al tejido mamario sin perder calidad de imagen.

Para conocer si un equipo de mamografía está funcionando en un punto óptimo, en donde óptimo se refiere al punto de operación en donde se logra obtener el mejor balance riesgo/beneficio, es necesario conocer el desempeño de éste.

Se han desarrollado trabajos respecto al desempeño de equipos de mamografía, en donde se analizan la calidad de imagen y la dosis impartida a la mama. Por ejemplo, Baldelli [Baldelli 08] realizó una comparación de calidad de imagen y dosis glandular para dos sistemas digitales de mamografía, basados en detectores planos de selenio amorfo (α -Se). El primer sistema utiliza las combinaciones de ánodo/filtro (A/F): Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh; el segundo equipo, las combinaciones W/Rh y W/Ag. Del análisis de los resultados obtenidos, Baldelli y colaboradores concluyeron que el sistema con ánodo de tungsteno tenía un mejor desempeño en cuanto a la dosis, ya que hay una reducción de la dosis para mamas con espesores de 4, 5, y 6 cm, en comparación con la dosis necesaria usando el sistema con ánodo de Mo para tener una calidad de imagen comparable.

Otro estudio reportado por Oliveira [Oliveira 11], en donde se realizó un análisis de la dosis glandular promedio (DGP) y de la calidad de imagen para sistemas de mamografía digital del tipo llamado CR, con el fin de optimizar la seguridad radiológica de las pacientes estudiadas con estos sistemas. Oliveira y colaboradores evaluaron la linealidad de la respuesta del detector, el CNR y el SNR de acuerdo con el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [PECCR 11], y los resultados obtenidos estuvieron dentro de los límites aceptables. También, evaluaron DGP y la calidad de imagen con un maniquí CDMAM, y los resultados de igual forma estuvieron dentro de los límites establecidos. Con base en esto se concluyó que el desempeño de los equipos era adecuado para cumplir con el objetivo de protección radiológica del paciente. En este trabajo no se buscó optimizar calidad de imagen y dosis.

Un método alternativo al protocolo español (umbral de contraste), para medir la calidad de imagen, fue presentado por Young y colaboradores [Young (a) 06], quienes describen un método experimental para determinar la calidad óptima de un haz y la dosis para un sistema de mamografía digital. Del estudio realizado se concluyó que calidades de haz relativamente grandes (por ej. 31 kV, Rh/Rh), podrían usarse para espesores de mama grandes.

Un método similar al utilizado por Young para evaluar la calidad de imagen fue presentado por Toroi [Toroi 07], en el cual evaluó el SNR entre láminas de aluminio y un fondo homogéneo, para diferentes calidades de haz y espesores de mama, con el fin de determinar la calidad óptima del haz. Toroi exploró la calidad óptima del haz, utilizando una Figura de Mérito (FOM) definida como $FOM = SNR^2 / DGP$. De su análisis, Toroi concluyó que la combinación W/Rh lograba un SNR dado, con la DGP más baja para todos los voltajes y espesores utilizados, logrando reducciones en la DGP de hasta del 49 %, respecto a la combinación Mo/Mo.

Por otro lado, Yaffe y colaboradores [Yaffe 08], realizaron una comparación del desempeño de los mastógrafos con mayor demanda comercial en 2008, analizaron el impacto que tenía la

selección de los parámetros de adquisición (ánodo, filtro, kV) sobre la calidad de imagen (SNR) y dosis para un intervalo de grosores de mama y glandularidad. Ellos utilizaron la misma FOM que Toroi para comparar el impacto de los parámetros seleccionados. Encontraron que la FOM tenía una gran dependencia de la combinación entre el A/F disponible y el tipo de detector en cada uno de los equipos analizados. También encontraron que algunos de los equipos analizados no realizan una selección óptima de parámetros de exposición.

Como se ha visto en los trabajos antes mencionados, por seguridad y beneficio al paciente es de mucha importancia conocer el desempeño de los equipos de mamografía, pues al verificar que la calidad de imagen y dosis sean los óptimos se asegura un menor riesgo y un buen diagnóstico al paciente.

En la presente tesis se evaluará el desempeño del mastógrafo digital (DR) Senographe 2000D GE, al analizar la relación entre dosis y calidad de imagen para encontrar los puntos óptimos de operación que maximicen la calidad de imagen con la menor cantidad de dosis impartida al paciente, esto como función del grosor y glandularidad de la mama. Para evaluar calidad de imagen se utilizará el maniquí de contraste-detalle CDMAM, usando el software asociado así como proponiendo un método que permita obtener información cuantitativa adicional de las imágenes.

Los objetivos específicos son los siguientes:

- ❖ Evaluar el estado del detector digital del mastógrafo Senographe 2000D del Instituto de Física de la UNAM.
- ❖ Evaluar calidad de imagen usando el maniquí de contraste-detalle CDMAM, mediante su software asociado (llamado CDMAM Analyser) y por un método alternativo al tradicional.
- ❖ Medir dosis glandular promedio.
- ❖ Obtener las condiciones óptimas de operación de un mastógrafo digital optimizando una figura de mérito que incorpore calidad de imagen y dosis glandular promedio.

Para evaluar la calidad de imagen mediante el uso del maniquí CDMAM, se propondrá y desarrollará un método alternativo al comúnmente utilizado; el método propuesto está basado en la medida de parámetros de calidad de imagen como son el valor medio de pixel (VMP-señal), ruido, el SNR, CNR, etc., usando la propia imagen del maniquí. Con el método planteado se pretende brindar mayor información que la que se obtiene con el método acostumbrado (umbral de espesor de oro).

Por otro lado, se determinará la DGP mediante la metodología de Dance [Dance 99], en la cual se mide el kerma en aire sobre la superficie de la mama a la entrada del haz de radiación. Para esto se utilizará una cámara de ionización calibrada en kerma en aire, tal como lo indica el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [PECCR II].

Para evaluar el desempeño del sistema se empleará una FOM que incorpora calidad de imagen y dosis impartida a la mama.

Este trabajo de tesis busca, en general, contribuir al desarrollo e implementación de la optimización en sistemas digitales de mamografía, con el fin de que el diagnóstico de una enfermedad que es de alto impacto en la población femenina a nivel mundial, como es el cáncer de mama, sea adecuado. La optimización permitiría obtener las mejores imágenes (lo que debería implicar un mejor diagnóstico) con el menor riesgo al paciente.

Por otra parte, el trabajo resulta novedoso ya que es de los primeros trabajos que emplean el maniquí CDMAM (estándares europeos) en México, para la evaluación de la calidad de imágenes mamográficas. Además, se busca implementar un nuevo método de análisis de imágenes que brinde mayor información que la que brinda el método tradicional.

También es oportuno hacer notar que este trabajo permitirá conocer el desempeño del mastógrafo digital Senographe 2000D GE recientemente donado al Instituto de Física UNAM. Esto tiene relevancia ya que, en particular, este mastógrafo es y será utilizado en proyectos de investigación.

En el capítulo 2 de este escrito se presentan algunos conceptos básicos. Abarca los temas de mamografía digital, calidad de imagen, cálculo de dosis impartida a la mama y Figuras de Mérito.

En el capítulo 3 se describe el desarrollo experimental y métodos empleados para este trabajo. Se brinda una descripción del equipo (mastógrafo, maniquí, etc.) y se describen las condiciones y geometría utilizadas para la adquisición de imágenes. Se presenta el procedimiento empleado para el análisis de las imágenes, y para la determinación de la dosis glandular promedio y, finalmente, se describe la metodología empleada para la obtención de los parámetros óptimos de operación mediante el uso de Figuras de Mérito.

En el capítulo 4 se muestran los resultados, en particular se brindan los resultados del análisis de la calidad de imagen y su comparación con un cálculo de señal generada en el detector, así como las FOM. En el capítulo 5 se encuentra la discusión de los resultados y, finalmente, en el capítulo 6 se resumen las conclusiones del trabajo.

CAPÍTULO 2

CONCEPTOS BÁSICOS

2.1 MAMOGRAFÍA DIGITAL

2.1.1 Conceptos básicos de la mamografía

La mamografía es una técnica radiológica especialmente diseñada para la detección de patologías en la glándula mamaria, mediante un procedimiento de bajo costo que involucra una dosis relativamente pequeña de radiación, y la suficiente sensibilidad para detectar indicios de cáncer de mama en etapas tempranas. La mamografía es la única técnica reconocida como válida para la detección temprana del cáncer de mama [Brandan y Villaseñor 06] y [Bushberg 02].

Esta técnica se ha desarrollado a lo largo de varias décadas, y actualmente se le considera como una técnica radiológica de alto nivel debido a que el objeto de estudio es una estructura compleja, en la que se requiere ver objetos de tamaño pequeño y alto contraste como las microcalcificaciones, y objetos grandes y de bajo contraste como masas tumorales. Lo anterior se aprecia en la Figura 2.1-1, donde se puede observar la pequeña diferencia del coeficiente lineal de atenuación entre el tejido glandular (sano) y canceroso para rayos X comúnmente usados en mamografía.

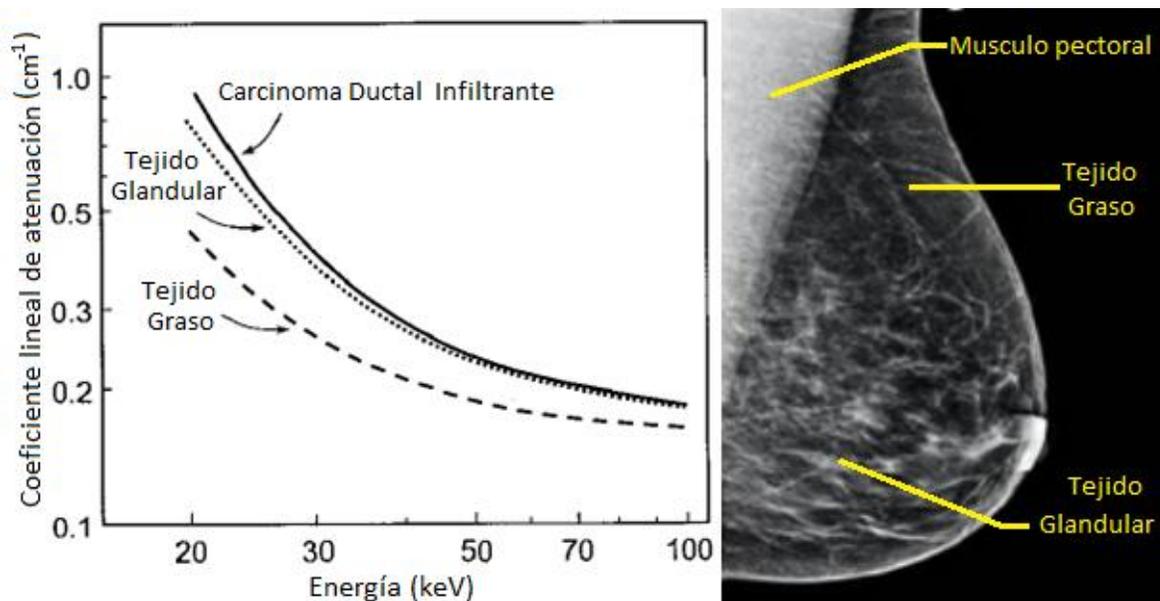


Figura 2.1-1 Atenuación de los rayos X en los tejidos mamarios como función de la energía. A la derecha una imagen mamográfica, en donde se muestra el tejido glandular y el tejido graso.

Las imágenes mamográficas deben cumplir ciertos requisitos: buena calidad de imagen (alta resolución espacial, alto contraste y bajo ruido) con el fin de que ésta cumpla con su objetivo diagnóstico [Yaffe 90], y ser obtenidas con la dosis más baja posible compatible con el objetivo diagnóstico. Esto es de suma relevancia, ya que en estudios de detección temprana la mayoría de pacientes son asintomáticas.

El equipo diseñado y usado exclusivamente para la adquisición de imágenes mamográficas es el mastógrafo, Figura 2.1-2. La imagen mamográfica se forma debido a la diferencia de atenuación de los rayos X al pasar a través de la mama, los rayos X transmitidos son detectados en un receptor de imagen.

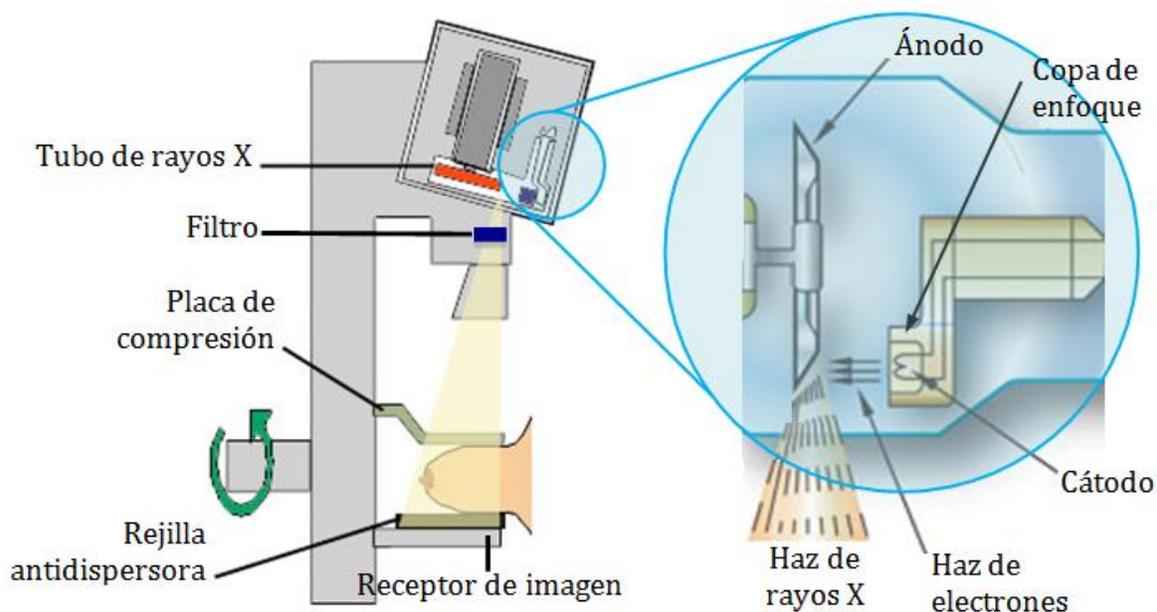


Figura 2.1-2 Equipo de mamografía, imagen tomada de [Ayala 10].

Como se puede observar en la imagen 2.1-2, el mastógrafo contiene esencialmente los mismos componentes que los equipos de radiografía convencional, es decir, cuenta con un tubo generador de rayos X, un filtro, y un receptor de imagen. En mamografía cada uno de los componentes juega un papel específicamente definido y la complejidad del objeto de estudio ha requerido que hayan sido especialmente diseñados.

El tubo de rayos X en un mastógrafo utiliza voltajes menores (25-40 kV) que los utilizados en equipos de radiografía convencional (80-120 kV), con el fin de aprovechar al máximo los rayos X característicos producidos en el ánodo. El ánodo de un mastógrafo comúnmente es elaborado con molibdeno (Mo) o rodio (Rh), ya que éstos generan rayos X característicos de 17.5 y 19.6 keV para Mo y 20.2 y 22.7 keV para Rh, los cuales son deseados por el contraste que se puede lograr (los mastógrafos digitales recientes pueden utilizar ánodos de tungsteno (W)). Cabe mencionar que en el ánodo, además de los rayos X característicos, se generan rayos X de frenado (ver Figura 2.1-3).

Los mastógrafos poseen un filtro para el haz de rayos X, comúnmente de Mo y Rh (los equipos más modernos, pueden utilizar Al, Ag o Sn), utilizados para eliminar fotones de menor y mayor energía (ver Figura 2.1-3) que los rayos X característicos. Esto tiene el fin de reducir el número de fotones de más baja energía, los cuales depositan su energía en la mama y no contribuyen a la imagen generada, y los de más alta energía ya que éstos no ofrecen un

buen contraste debido a la similitud de los coeficientes lineales de atenuación de los componentes en la mama, ver Figura 2.1-1.

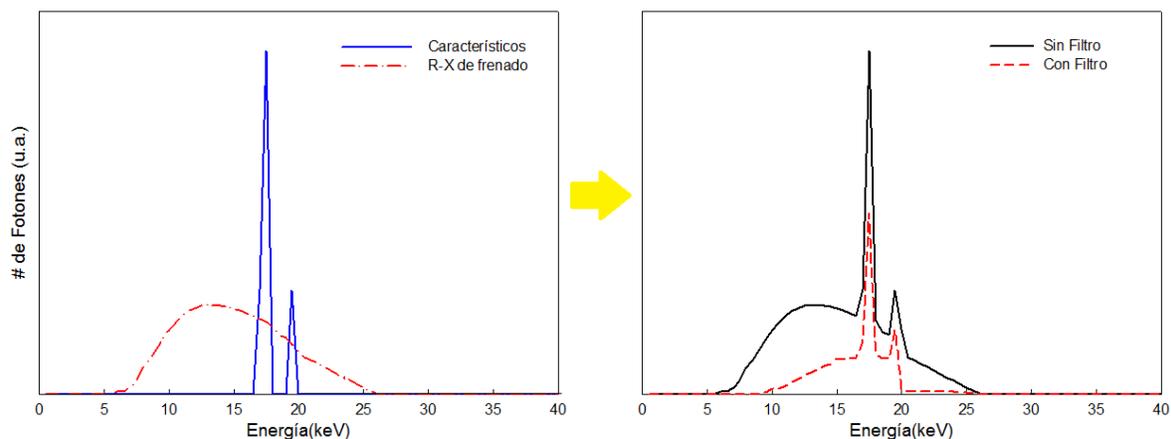


Figura 2.1-3 Del lado izquierdo se muestra (en rojo y discontinuo) el espectro correspondiente a los rayos X de frenado, y (en azul y continuo) los rayos X característicos del ánodo de Mo; en el ejemplo se utilizan 26 kV. Del lado derecho (en negro y continuo) se muestra el espectro compuesto (característicos+frenado) y (en rojo y discontinuo) el espectro filtrado por 30 μm de Mo.

El espectro de los fotones producidos utilizando la disposición antes descrita se muestra en la Figura 2.1-3. El número de fotones producidos en el tubo de rayos X depende de la corriente (mA) y del tiempo de exposición, usualmente ambos se expresan como un producto (mAs) denominado carga.

El equipo de mamografía también cuenta con un *compresor de la mama*, el cual busca lograr una mejor visibilidad de los detalles anatómicos al homogenizar y separar los tejidos, también busca reducir la dispersión de los fotones en la mama para reducir dosis a la paciente. También cuenta con una *rejilla antidispersora*, utilizada para reducir el arribo de radiación dispersa al receptor de imagen.

El *control automático de exposición (CAE)* es otro elemento fundamental de los equipos de mamografía ya que determina las condiciones de exposición (combinación A/F, kV y mAs) necesarios para producir una imagen mamográfica con una calidad de imagen y dosis impartida al paciente aceptables. En general, el CAE es programado por el fabricante (y mantenido por el ingeniero de servicio) y toma en cuenta el grosor de la mama y su composición para determinar las condiciones de exposición de cada imagen.

Dependiendo del tipo de receptor de imagen que utilicen los equipos de mamografía se les puede clasificar como analógicos o digitales. Los primeros utilizan como receptor de imagen una combinación de una pantalla intensificadora y una película radiográfica, los segundos utilizan detectores electrónicos como receptor de la imagen, los cuales se clasifican en detectores CR y DR.

2.1.2 Detectores digitales DR y CR

En mamografía, la búsqueda de la excelencia, tanto en la generación de la imagen como en el almacenamiento y comunicación de los resultados, ha conducido su desarrollo hacia la digitalización [Ortega 04]. Es así como la principal ventaja de los mastógrafos digitales respecto de los analógicos es la independencia de los procesos de adquisición, presentación y almacenamiento de la imagen mamográfica, lo cual permite optimizar cada proceso por separado. En los equipos digitales se han logrado avances en la digitalización a través de dos líneas: la mamografía digital propiamente, conocida como DR, y la radiografía computarizada, conocida como CR.

Los detectores DR pueden ser de conversión directa o indirecta (Figura 2.1-4). Los detectores de conversión directos están basados en un material fotoconductor, como el selenio amorfo (a-Se). Convierten directamente los rayos X incidentes en una señal eléctrica, que posteriormente es muestreada para convertirse en una imagen mamográfica. Los detectores de conversión indirecta convierten la radiación ionizante incidente en una señal luminosa mediante materiales centelladores, como el yoduro de cesio dopado con talio (CsI:Tl), y posteriormente ésta es convertida en una señal eléctrica que genera la imagen.

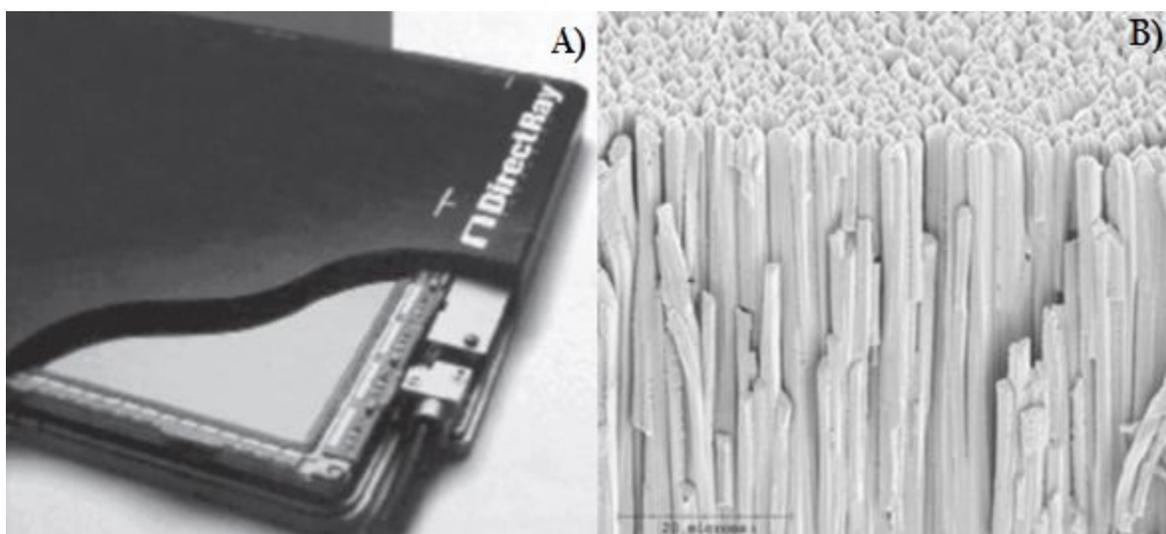


Figura 2.1-4 A) Detector digital DR, de conversión directa, basado en selenio amorfo. B) Imagen de microscopio del centellador de CsI:Tl, utilizado para detectar, por conversión indirecta, los rayos X.

Los detectores CR consisten de una capa de fósforo fotoestimulable donde se forma una imagen latente al exponerse a los rayos X 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 señal en la imagen se realiza por medio de un proceso de lectura, el cual 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. La luz emitida se captura por medio de una guía de luz y llega a un fotodetector (por ejemplo un tubo fotomultiplicador) que transforma la señal luminosa en una señal eléctrica con la cual se genera la imagen digital.

2.1.3 Pre-procesamiento de las imágenes digitales

Una imagen digital es un arreglo rectangular de números interpretados como intensidad. La porción de una imagen que es representada por un número es llamada pixel (elemento de la imagen) [Bushberg 02]. Por ejemplo, en las imágenes mamográficas, un pixel contiene información de la señal generada por los fotones detectados en una porción del detector (cristal centellador, película-pantalla, fotoconductor, etc.). El número en cada pixel (valor de pixel) es proporcional a la señal generada por el detector, y ésta es proporcional al número de fotones de rayos X detectados.

En un detector digital (DR) la señal generada en cada uno de los pixeles por los fotones de rayos X es pre-procesada para corregir por pixeles defectuosos en el detector, por la no uniformidad del detector, y por la no uniformidad (o efecto talón) del campo de rayos X [Pisano 04] y [Kwan 06].

Los pixeles defectuosos del detector son aquellos que brindan información inconsistente o errónea, ya sea porque no generan o detectan ninguna señal, por dar respuesta aun en ausencia de radiación, o por emitir un valor de señal sin importar la intensidad de la radiación incidente. Debido a que esta información es errónea, ésta debe corregirse para que los pixeles brinden la información correcta.

La no uniformidad es originada por diferencias en la respuesta del detector. Idealmente en una imagen del campo de radiación, adquirida sin ningún objeto (o con uno homogéneo y uniforme) y bajo ciertas condiciones geométricas y de irradiación, todos los componentes del detector deben de generar la misma señal, para formar una imagen homogénea y uniforme. Pero, debido a que no todos los componentes del detector responden de la misma forma, se originan diferencias en la señal detectada, por lo que se debe aplicar una corrección o calibración [Kwan 06] y [Palma II], denominada como aplanado (o remoción de fondo).

2.2 CALIDAD DE IMAGEN

El término calidad de imagen hace referencia a qué tan útil es la imagen, en el momento de realizar un diagnóstico, para que éste sea correcto. Las principales magnitudes susceptibles de medición que definen la calidad de una imagen son el contraste, la resolución espacial y el ruido.

2.2.1 Contraste

El contraste es la diferencia entre el nivel de gris o valor medio de pixel (VMP) entre dos regiones colindantes de una imagen [Bushberg 02]. Mientras mayor sea la diferencia, más distinguibles serán los objetos en la imagen, ver imagen 2.2-1.

El proceso de formación de una imagen consta de varias etapas, en cada una de las cuales se puede definir un contraste específico [Bushberg 02]. El contraste de un objeto se asocia a la diferencia en algún aspecto de la señal original que formará la imagen; así, la diferencia en fluencia de fotones, fluencia de energía, actividad de un radionúclido, etc., generan una

diferencia entre el nivel de gris o VMP en la imagen generada. Por ejemplo, la diferencia en la fluencia de fotones ocasionada por objetos de diferente grosor u objetos de diferente material (por ejemplo tejido blando y hueso) generan contraste en la imagen final.

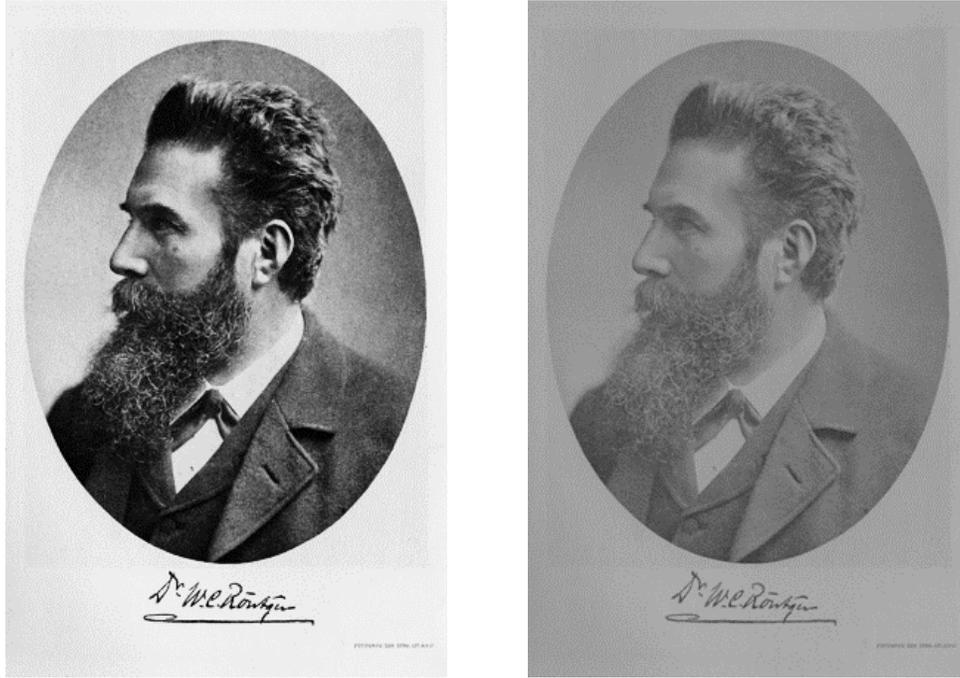


Figura 2.2-1. Retratos de Roentgen, del lado izquierdo imagen con alto contraste, del lado derecho imagen con bajo contraste [UPSTATE].

En la Figura 2.2-2 se describe un haz homogéneo de rayos X, con N_0 fotones incidiendo sobre cierto material con coeficiente lineal de atenuación μ y grosor x . Hacia el lado derecho se encuentra el mismo material con un espesor adicional z . Debajo de las dos regiones se tiene una fluencia de fotones (fotones/área), A y B respectivamente. Se puede definir el contraste C entre las dos regiones como:

$$C = \frac{(A-B)}{A} \quad 2.1$$

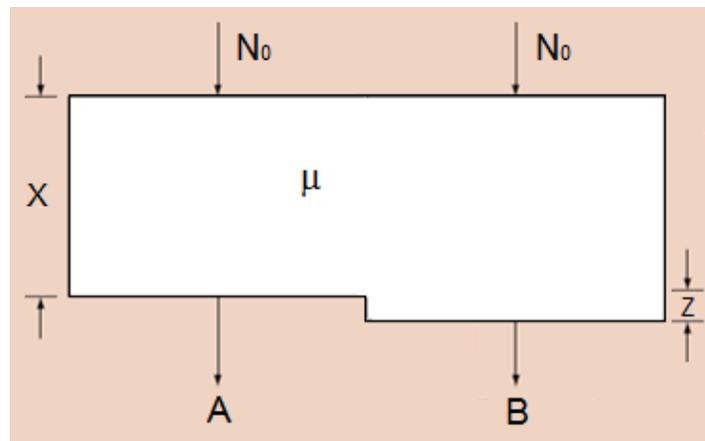


Figura 2.2-2 Relación entre el grosor de un objeto y el contraste que se obtiene en una imagen [Bushberg 02].

En el ejemplo, ya que $A > B$, C es un número entre 0.0 y 1.0. Cuando $z = 0$, $A = B$ por lo que no hay diferencia entre ambas regiones y $C = 0$. Cuando $z \gg 0$, $B \rightarrow 0$ y $C = 1$, reflejando una gran diferencia entre las dos regiones. La ecuación anterior se puede expresar en términos de la atenuación de los rayos X, al sustituir $A = N_0 e^{-\mu x}$ y $B = N_0 e^{-\mu(x+z)}$ en la ec. 2.1 y reordenando:

$$C = 1 - e^{-\mu z} \quad 2.2$$

De la expresión anterior se puede apreciar con mayor claridad la noción de contraste, ya que sólo depende de la diferencia de grosor entre ambas regiones, y mientras mayor sea esta diferencia ($z \gg 0$) mayor será el contraste. Las expresiones para A y B han despreciado la dispersión de los rayos X por el objeto.

Por otro lado, si se tiene materiales con el mismo grosor x y con coeficientes lineales de atenuación diferentes (μ_1 y μ_2), como se observa en la Figura 2.2-3, el contraste sería:

$$C = \frac{(A-B)}{A} = \frac{(N_0 e^{-\mu_1 x} - N_0 e^{-\mu_2 x})}{N_0 e^{-\mu_1 x}} = 1 - e^{(\mu_1 - \mu_2)x} \quad 2.3$$

En la expresión anterior el contraste queda definido por la diferencia entre ambas regiones, en este caso la diferencia entre los coeficientes lineales de atenuación de ambos materiales atenuantes.

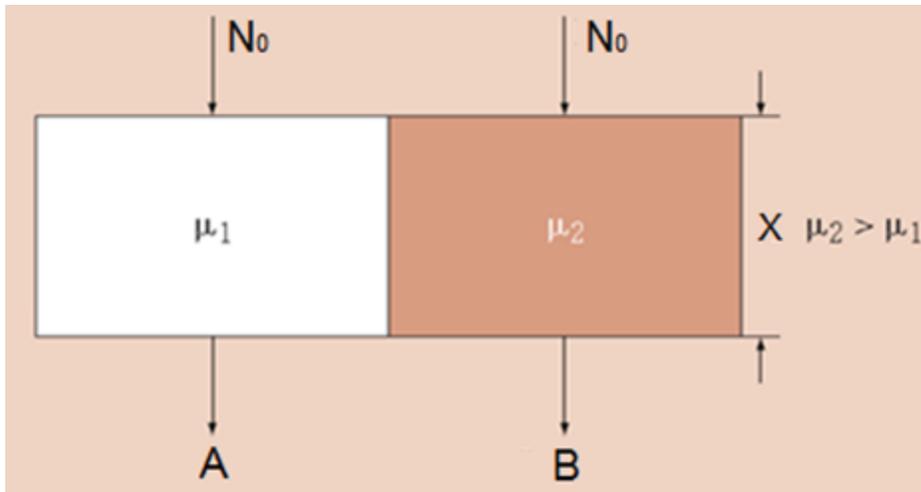


Figura 2.2-3 Relación entre regiones con diferente coeficiente lineal de atenuación y el contraste que se obtiene en una imagen [Kamm 98].

Otro tipo de contraste es el contraste del detector. Cuando los rayos X llegan al detector, éste producirá una señal de salida en función de su eficiencia para detectar los rayos X. La curva que relaciona la energía incidente y la señal de salida se denomina curva característica y su pendiente determina el contraste del detector. Si el detector es un sistema de pantalla-película, la pendiente de su curva característica depende del nivel de exposición. Si el

detector es un sistema digital, la señal de salida serán números asociados a un nivel de gris. Por otro lado, 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 puede describir de mejor manera el contraste asociado a una imagen digital es el cociente de contraste a ruido (CNR) definido como:

$$CNR = \frac{(A-B)}{\sigma}, \quad 2.4$$

donde σ es el ruido en la imagen, el cual se discutirá en las siguientes secciones.

2.2.2 Resolución espacial

Una imagen digital puede ser representada por tres dimensiones, la altura, anchura y el nivel de gris o valor de pixel. La resolución espacial es una propiedad de la imagen, la cual describe la habilidad del sistema de imagen para mostrar con precisión los objetos. La noción clásica de resolución espacial es la capacidad de un sistema de imagen para representar claramente dos objetos a medida que se hacen más pequeños y/o más cercanos, ver Figura 2.2-4.

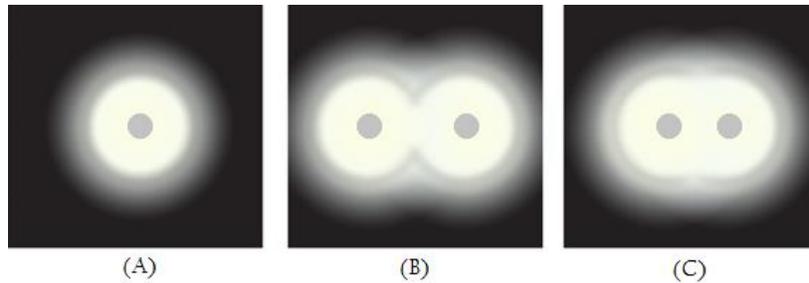


Figura 2.2-4 Noción clásica de resolución espacial. (A) representa la imagen de un objeto puntual pobremente definido, la parte blanca es la dispersión del objeto, causada por el sistema de adquisición de la imagen. (B) y (C) Al acercarse dos objetos pobremente diferenciados se dificulta el poder distinguirlos [Trujillo 05].

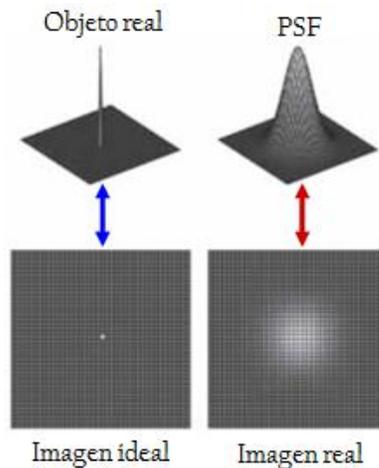


Figura 2.2-5 Función de respuesta a un estímulo puntual (fuente puntual), del lado izquierdo la situación ideal, del lado derecho la respuesta del sensor (PSF)

En todo sistema de imagen, el proceso de detección de un objeto conlleva cierta degradación. Por ejemplo, dado un objeto puntual éste se registrará relativamente disperso en la imagen resultante, a dicha respuesta de un sistema de imagen se le llama función de respuesta a un impulso (PSF, por point spread function), ver Figura 2.2-5. La PSF es una forma de medir la resolución espacial en un sistema de imagen.

2.2.3 Ruido y cociente de señal a ruido

El ruido en una imagen es la fluctuación del nivel de gris en una región uniforme de la imagen [Bushberg 02], ver Figura 2.2-6. En una imagen digital estas fluctuaciones son descritas por la desviación estándar (σ) del valor medio de pixel. Si denotamos por N el número promedio de fotones de rayos X registrados en cada pixel, entonces el ruido es:

$$\sigma = \sqrt{N} \quad 2.5$$

O de otra forma, la varianza σ^2 :

$$\sigma^2 = N \quad 2.6$$

En una imagen digital, la varianza (o el cuadrado del ruido) tiene tres componentes [Bushberg 02], la *varianza electrónica*, independiente de la exposición a la radiación y ocasionada principalmente por los componentes electrónicos de sistema de adquisición de la imagen, la *varianza estructural*, que es proporcional al cuadrado de la exposición, y la *varianza cuántica*, directamente proporcional a la exposición y principal componente de la varianza, es originada por la naturaleza aleatoria de la radiación.

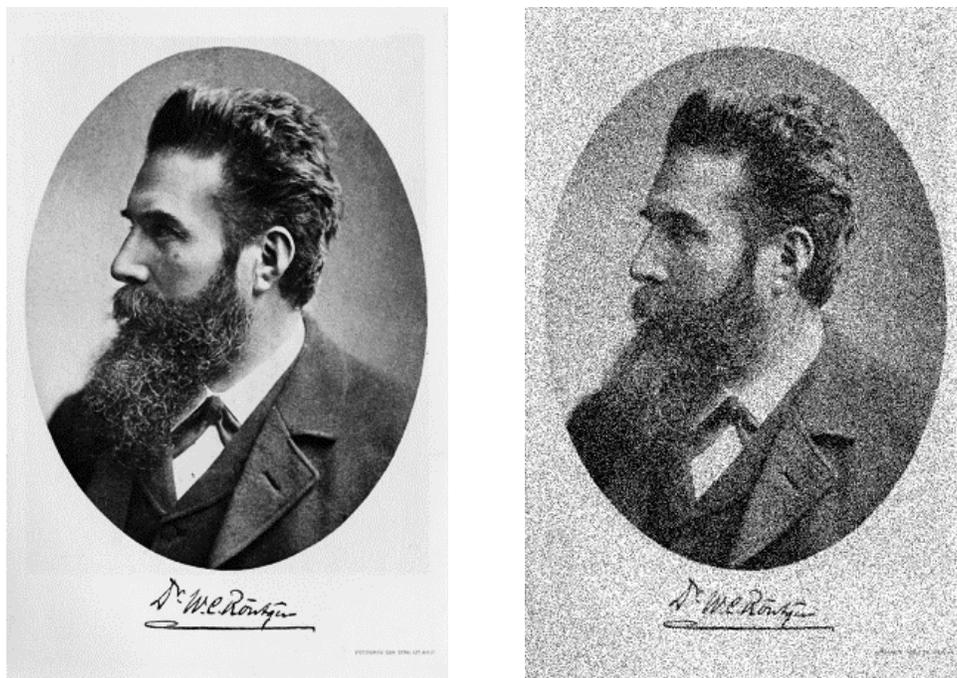


Figura 2.2-6 Retratos de Roentgen, del lado izquierdo imagen con bajo ruido, del lado derecho imagen con alto ruido. Nótese que el lunar debajo del ojo no se puede observar en la imagen de la derecha, esto es consecuencia del ruido en la imagen [UPSTATE].

El ruido que percibe un observador humano en una imagen es el ruido relativo, también llamado coeficiente de variación (COV):

$$\text{Ruido relativo} = \text{COV} = \frac{\sigma}{N} \quad 2.7$$

Al inverso del coeficiente de variación se le conoce como el cociente de señal a ruido (SNR):

$$\text{SNR} = \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\frac{N}{\sqrt{N}}} = \sqrt{N} \quad 2.8$$

El SNR es utilizado como un indicador de la calidad de la imagen y, entre mayor sea éste, mayor será la calidad de la imagen. Es importante notar que conforme se incrementa N en una imagen, el SNR aumenta como \sqrt{N} ; sin embargo, al incrementar N la dosis depositada en el paciente aumenta proporcionalmente. Por ejemplo, si N se duplica, la dosis al paciente también se duplica mientras que el SNR crecerá como $\sqrt{2}$.

2.2.4 Curvas de contraste-detalle

Las curvas de contraste-detalle (C-D) son una excelente forma *cualitativa* de combinar la noción de resolución espacial y de contraste [Bushberg 02]. Una curva típica de C-D se muestra en la figura 2.2-7 (A). El eje x de la imagen corresponde al tamaño de los objetos (detalle), con los objetos más pequeños a la izquierda. El eje y corresponde al contraste de los objetos (y como se explicó en la sección 2.2.1, el contraste está relacionado directamente con el grosor de los objetos), con el contraste más bajo hacia el fondo de la imagen. La curva en la imagen corresponde a la zona de transición, en donde los objetos encima y a la derecha de ésta se pueden ver, mientras que objetos abajo y a la izquierda de esta línea no son visibles.

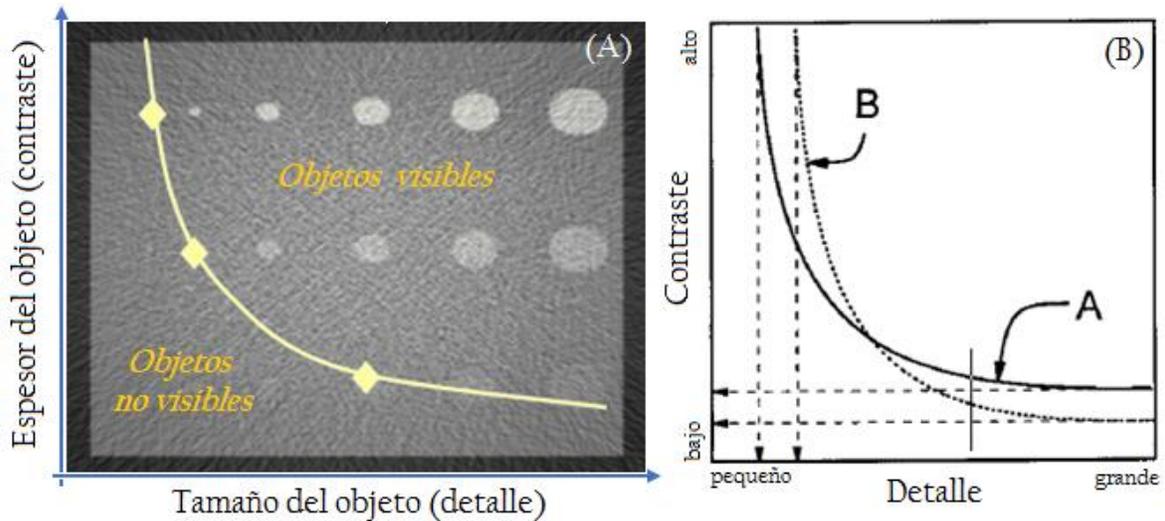


Figura 2.2-7 (A) Curva de contraste-detalle. En la esquina superior derecha se encuentran los objetos de mayor tamaño y con mayor grosor, en la esquina inferior izquierda los objetos de menor tamaño y con menor grosor. (B) Curvas de C-D para 2 sistemas, A representa un sistema con alta resolución espacial pero bajo contraste, comparado con el sistema B [Bushberg 02].

La utilidad de las curvas de C-D se muestra en Figura 2.2-7 (B), en donde se despliegan curvas de C-D para dos sistemas. El sistema A tiene mejor resolución espacial que el sistema B, porque la curva se extiende más hacia la izquierda en donde se encuentran los objetos más pequeños (líneas verticales de guiones). El sistema B tiene mejor contraste.

2.3 CAPA HEMIRREDUCTORA DEL HAZ

Para poder determinar la dosis glandular promedio es necesario conocer la calidad del haz con que se adquieren las imágenes. Se puede definir la calidad de un haz de rayos X como la capacidad de penetración del haz y, para uso de rayos X en imágenes de diagnóstico médico, está cuantificada mediante la capa hemirreductora (CHR). Ésta se define como el espesor necesario de un cierto material atenuador (en mamografía se utiliza Al) para reducir el kerma en aire generado por el haz de rayos X a la mitad del valor inicial (sin material atenuador).

La CHR para un cierto material atenuador expuesto a radiación ionizante y monoenergética se puede calcular a partir de la expresión:

$$CHR = \frac{\ln 2}{\mu}, \quad 2.9$$

donde μ es el coeficiente lineal de atenuación. Cabe mencionar que, a partir de la CHR, se puede obtener la energía efectiva de un haz de radiación polienergético, ya que la energía efectiva de un haz polienergético es la energía correspondiente a un haz monoenergético con la misma CHR.

2.4 DOSIS GLANDULAR PROMEDIO

Para evaluar la dosis depositada en el tejido mamario se ha definido el concepto de Dosis Glandular Promedio (DGP), ver [Dance 99] y [Dance 00]. La DGP se obtiene de la relación:

$$DGP = K_{SE} D_g, \quad 2.10$$

donde K_{SE} es el kerma en aire a la superficie de entrada (de la mama o maniquí), y D_g es un factor que convierte kerma en aire en dosis. D_g depende de la calidad del haz de rayos X (CHR) y de las propiedades de la mama expuesta (la glandularidad, o porcentaje de tejido glandular, y el grosor).

2.5 FIGURAS DE MÉRITO

Las FOM son cantidades empleadas para evaluar un sistema, reflejando la sensibilidad de éste. Las FOM valoran una característica positiva (o deseada) que exhibe un sistema con respecto a una característica negativa (o no deseada). Por ejemplo, la característica positiva en un sistema de mamografía es la calidad de imagen y se busca que ésta sea lo más grande posible; la negativa es la dosis, ya que se trata de minimizar ésta al nivel más bajo posible. La FOM puede ser definida por el cociente

$$FOM = \frac{\textit{Lo positivo}}{\textit{Lo negativo}} = \frac{\textit{Calidad de imagen}}{\textit{Dosis}} \quad 2.11$$

El objetivo de una optimización es que la FOM sea lo más grande posible.

CAPÍTULO 3

MATERIALES Y METODOLOGÍA

3.1 SENOGRAPHE 2000D GE

El mastógrafo utilizado en este trabajo es un *Senographe 2000D* de General Electric, mostrado en la Figura 3.1-1. Este equipo cuenta con un tubo de rayos X Dual track (Mo-Rh), filtros de Mo (0.03 mm) y de Rh (0.025 mm). Las combinaciones de A/F que se pueden obtener son Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh (22-49 kV).



Figura 3.1-1. Senographe 2000D. El detector del mastógrafo es de conversión indirecta, basado en ioduro de cesio dopado con talio (CsI:Tl).

El Senographe cuenta con un detector de conversión indirecta, basado en silicio amorfo acoplado a un centellador de CsI:Tl (grosor de 280 μm). El centellador de CsI:Tl es crecido sobre la matriz del material fotocuiductor (silicio amorfo), éste transforma la luz producida en el CsI en carga eléctrica. La carga eléctrica es acumulada en el silicio amorfo, la lectura de la carga se realiza por medio de transistores de película delgada para ser, finalmente, digitalizada a un número con valores entre 0 y 16384 (2^{14}). El tamaño del detector es de 19 x 23 cm^2 , con un tamaño de pixel de 100 μm , y el número de pixeles es de 1914 x 2294.

El mastógrafo puede utilizarse en modo automático (el equipo selecciona los parámetros de exposición: combinación A/F, kV y mAs) o en modo manual (el usuario selecciona los parámetros de exposición).

En particular, en el modo automático estándar, el CAE del Senographe 2000D (llamado Automatic Optimization of Parameters-AOP) selecciona la combinación de A/F y kV con base en el grosor de la mama y el mAs lo selecciona después de una breve pre-exposición de 15 milisegundos aproximadamente [Myung-Su 13]. Después de la exposición, el sistema evalúa una región de aproximadamente 14x16 cm², dividida en subregiones de 1 cm², ver [Burgess 04], seleccionando la subregión de mayor atenuación y, con base en la señal generada en ésta, el equipo selecciona el mAs. La exposición se termina cuando la región seleccionada registra una señal adecuada (determinada por el fabricante y mantenida por el ingeniero de servicio).

3.2 MANIQUÍ CDMAM

Para medir la calidad de las imágenes generadas en el mastógrafo se utilizó el maniquí de contraste-detalle CDMAM, cuya fotografía se muestra en la Figura 3.2-1. El maniquí consiste de una base de aluminio Al-1050 (99.5 % puro) de un grosor de 0.5 mm, con discos de oro (99.999 % puro) de varios diámetros (0.06 - 2.00 mm) y grosores (0.03 - 2 µm), y una cubierta de acrílico de 5 mm de grosor. En conjunto, el maniquí (base de aluminio + cubierta de acrílico) tiene un espesor equivalente a 1 cm de acrílico, bajo condiciones estándares de exposición (Mo/Mo y 28 kV). Las dimensiones del maniquí son 16 x 24 x 0.55 cm³.

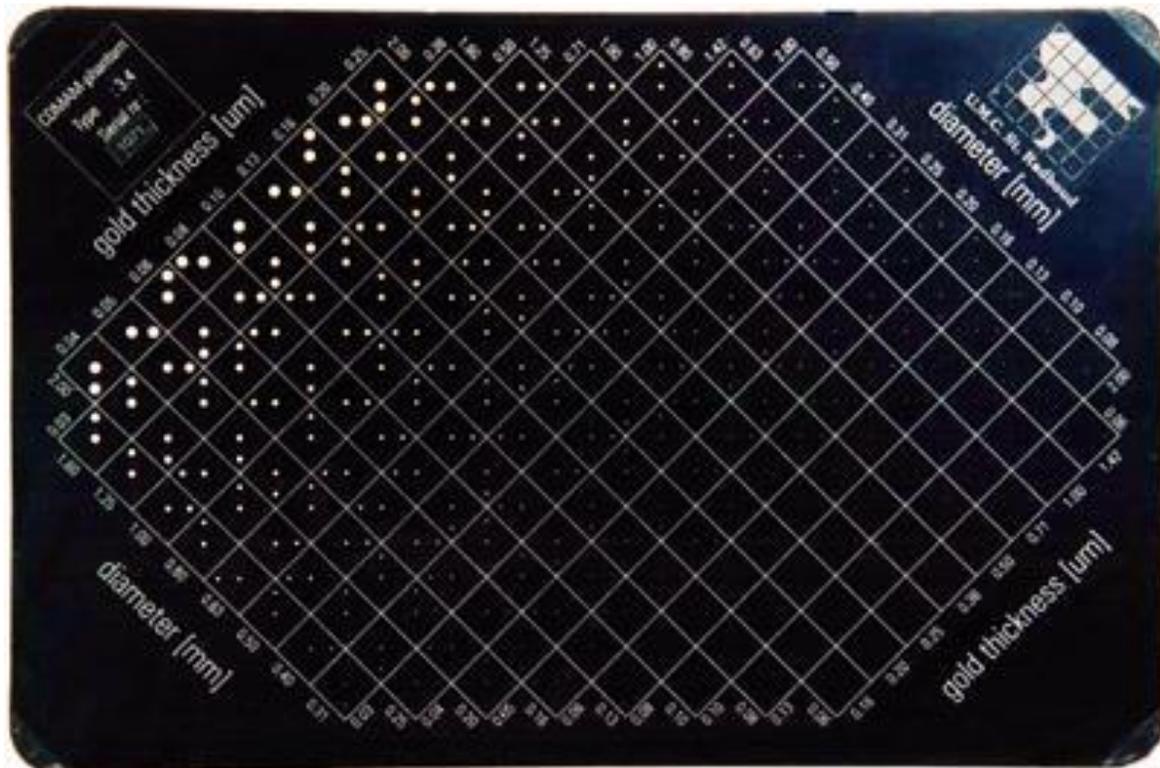


Figura 3.2-1. Imagen del maniquí CDMAM.

Los discos de oro están distribuidos en una matriz de 205 celdas, formadas en 16 filas y 16 columnas, ver Figura 3.2-1. La matriz está rotada 45° a la izquierda para minimizar la influencia del efecto talón. En cada columna de la matriz los discos de oro mantienen un grosor constante, mientras que el diámetro de éstos disminuye aproximadamente un 25 % entre filas contiguas, ver Tabla 3.2-1. Por otro lado en cada fila de la matriz, los discos de oro mantienen un diámetro constante, y el grosor aumenta exponencialmente, ver Tabla 3.2-2.

Cada celda de la matriz contiene dos discos de oro idénticos, uno está colocado en el centro de la celda y el otro ha sido colocado aleatoriamente en una de las esquinas. El maniquí ha sido diseñado para que un observador experimentado mire una imagen de éste (adquirida bajo condiciones estándares de exposición) e identifique correctamente ambos discos en tantas celdas como sea posible (en principio, se pueden observar aproximadamente la mitad de los discos de oro).

Tabla 3.2-1. Espesores de los discos de oro del CDMAM.

Columna	Espesor (μm)
1	0.03
2	0.04
3	0.05
4	0.06
5	0.08
6	0.10
7	0.13
8	0.16
9	0.20
10	0.25
11	0.36
12	0.50
13	0.71
14	1.00
15	1.42
16	2.00

Tabla 3.2-2. Diámetro de los discos de oro del CDMAM.

Fila	Diámetro (mm)
1	2.00
2	1.60
3	1.25
4	1.00
5	0.80
6	0.63
7	0.50
8	0.40
9	0.31
10	0.25
11	0.20
12	0.16
13	0.13
14	0.10
15	0.08
16	0.06

3.3 EVALUACIÓN DEL DETECTOR

El IFUNAM recibió en el 2011 el mastógrafo digital Senographe 2000D, donado por el INCAN dentro de la colaboración científica entre ambas instituciones. El interés del trabajo desarrollado en esta tesis es estudiar las condiciones específicas de funcionamiento del detector en cuanto a la calidad de la imagen, y del funcionamiento completo en cuanto a la calidad relacionada con dosis.

3.3.1 Función de respuesta

Entre las principales características de un detector digital se encuentra la función de respuesta. Para un detector digital (tipo DR) la función de respuesta debe de ser lineal con

respecto de la exposición. Para evaluar la función de respuesta se adquirieron imágenes de un maniquí de acrílico homogéneo de 4.5 cm de grosor, con la combinación Mo/Mo y un kV de 28. Se seleccionó los mAs de 4, 7.1, 10, 25, 50, 100, 200, y 400, tratando de abarcar todo el intervalo de mAs que permite el equipo.

El equipo genera 2 tipos de imágenes, las imágenes RAW (“for processing”) y las procesadas (“for presentation”) [GE 00]. Las primeras son imágenes crudas, en las que la información que contiene cada pixel refleja lo cuantificado por el detector. Cabe hacer notar que las imágenes RAW ya han sido preprocesadas para corregir por la no uniformidad del campo de radiación, pixeles defectuosos y la no uniformidad del detector (ver sección 2.1.3). Las imágenes procesadas son las imágenes modificadas por una transformación pseudo-log (función de transformación de los valores originales de la imagen para mejorar el contraste final) [Burgess 04], para lograr una mejor visualización de la imagen por el médico radiólogo. En todo el trabajo se utilizaron las imágenes RAW.

Para el análisis de las imágenes se seleccionó sobre las imágenes una región de interés (ROI) de 2 x 2 cm², ubicada a 6 cm del borde posterior y centrada lateralmente. Sobre la ROI se midió el valor medio de pixel (VMP) y su desviación estándar (SD). Con los datos obtenidos se obtiene la relación del VMP en función del mAs, es decir la función de respuesta.

3.3.2 Uniformidad y aplanado del detector

Como se mencionaba previamente (sección 2.1.3), el detector digital idealmente debe de tener la misma sensibilidad en cada uno de los pixeles que lo componen. Sin embargo, no es así y, debido a esto el sistema de adquisición de imagen debe de tener un algoritmo de preprocesado, el cual compensa por la no uniformidad en la sensibilidad del detector, y por el efecto talón del tubo de rayos X.

Para realizar la prueba de uniformidad se coloca un maniquí patrón homogéneo (4.5 cm de grosor de acrílico) del tamaño suficiente para cubrir el área del detector. Se adquieren imágenes del maniquí utilizando el mastógrafo en modo automático. Se analizan las imágenes adquiridas con el software del mastógrafo o con el software ImageJ (National Institute of Health, Bethesda, MD, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>), se mide el VMP en 5 ROIs de 4 cm² colocadas en las cuatro esquinas y en el centro de la imagen. Para estar dentro de tolerancia, la desviación máxima del VMP de las ROI's individuales con respecto al VMP de toda la imagen no debe superar el 15 % ver [PECCR II].

Para analizar el preprocesado/aplanado (ver sección 2.1.3) que realiza el mastógrafo, se adquirieron imágenes de campo plano (con el maniquí patrón homogéneo), con 28 kV y las tres combinaciones de A/F disponibles. Posteriormente sobre las imágenes se seleccionó una ROI sobre la línea media de la imagen, abarcando desde el borde que colinda con el tórax del paciente, hasta el borde contrario. Posteriormente se obtiene la relación del VMP a lo largo de la ROI (perfil de la ROI), mediante el software ImageJ, y se compara para las diferentes combinaciones de A/F.

Con el fin de observar las diferencias entre la distribución del campo de rayos X y la distribución del VMP en las imágenes, se obtuvo la distribución de intensidad del campo de

rayos X, al exponer una película de tinte radiocrómico (marca GrafChromic, modelo EBT3 y no. de lote A10171102), utilizando las combinaciones Mo/Mo y Rh/Rh a 28 kV.

La película se colocó a 15 cm por encima del soporte de mama y perpendicular al haz de radiación. Ésta fue digitalizada previo a la irradiación. Se realizaron las exposiciones necesarias para que la película se irradiara lo suficiente para dar una señal detectable (~ 0.5 Gy). Entre cada irradiación (aproximadamente), se dejó enfriar el tubo para evitar el calentamiento del tubo.

Veinticuatro horas posteriores a la exposición de la película, ésta fue digitalizada en un escáner HP Scanjet 7650 de cama plana. El proceso de digitalización se realizó con el escáner en modo de reflexión con resolución espacial de 300 ppp. Para reducir la luz dispersa sobre la región donde se leía la película, se colocó sobre el cristal del escáner una máscara negra con una perforación del tamaño de la película utilizada. Las imágenes se guardaron en formato TIFF (Tagged Image File Format).

Para obtener la distribución del campo de rayos X, se restaron las imágenes de la película irradiada y la película no irradiada. Finalmente, se comparó la distribución del campo de radiación incidente con la distribución del valor de pixel en las imágenes preprocesadas, con ayuda de ImageJ.

También se estudió el efecto que tendría aplicar un aplanado diferente al del equipo. Para esto se usaron imágenes del CDMAM adquiridas de forma automática (4.5 cm totales de acrílico, para las cuales el equipo seleccionó Mo/Rh 28 kV y 61 mAs). Después de adquirir las imágenes éstas se “aplanaron” por el usuario pixel a pixel, mediante una herramienta en Matlab, utilizando la expresión:

$$I_{AP}(x, y) = \frac{I_{prom}}{I(x,y)} \cdot I_{CDMAM}(x, y), \quad 3.1$$

donde $I_{CDMAM}(x,y)$ es la imagen que interesa aplanar (en nuestro caso las imágenes del CDMAM), $I(x,y)$ es la imagen de aplanado, es decir la imagen de campo plano con el maniquí patrón homogéneo, I_{prom} es el valor promedio de pixel de la imagen de aplanado, e $I_{AP}(x,y)$ es la imagen aplanada por el usuario, ver [Kwan 06] y [Palma 11]. Las imágenes aplanadas por el mastógrafo y las imágenes aplanadas por el usuario fueron evaluadas mediante el software del maniquí, ver sección 3.5.1, para determinar si el aplanado adicional logra imágenes con mayor calidad en cuanto a la relación contraste-detalle.

3.4 CALIDAD DE IMAGEN

Para la adquisición de las imágenes con maniquí CDMAM, se colocó el maniquí orientado con los discos de oro más pequeños hacia el borde del tórax, en combinación con una o más placas del acrílico. El número de placas agregadas depende del grosor de mama que se desea simular. En la Tabla 3.4-1 se muestran los diferentes espesores de acrílico y el correspondiente grosor y glandularidad de mama, ver [PECCR 11], [Karssemeijer 96] y [MO CDMAM]. Para este trabajo, se utilizó el CDMAM junto con un número variable de placas de acrílico de 1 y 0.5 cm de grosor (las otras dimensiones de las placas son las del CDMAM, 16

x 24 cm²), para simular grosores de acrílico de 4, 4.5 y 5 cm. Para todas las imágenes adquiridas, siempre se colocó el CDMAM sobre dos placas de acrílico de 1 cm de grosor, para mantener una distancia constante entre el tubo de rayos X y el maniquí.

Tabla 3.4-1. Equivalencias entre grosores de acrílico y mama [PECCR II]. En la primera columna se encuentra el grosor de acrílico equivalente al grosor de mama mostrado en la segunda columna. En la tercera columna se muestra la glandularidad de la mama correspondiente.

Grosor acrílico (mm)	Grosor equivalente de mama (mm)	Glandularidad %
20	21	97
30	32	67
40	45	41
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4

En total se obtuvieron 672 imágenes del CDMAM y los parámetros de exposición utilizados para la adquisición se muestran en la Tabla 3.4-2. Del total de las imágenes adquiridas, 24 fueron obtenidas en modo automático y, el resto de las imágenes se adquirieron en modo manual. Los parámetros en modo manual fueron seleccionados de tal forma que se abarcara el intervalo de uso clínico.

Tabla 3.4-2. Parámetros utilizados en la adquisición de imágenes del CDMAM. Se adquirieron 8 imágenes por cada combinación mostrada en la tabla. Los parámetros mostrados en rojo son los que seleccionó el mastógrafo en modo automático para cada espesor de acrílico.

Acrílico (cm)	A/F	kV	mAs	Acrílico (cm)	A/F	kV	mAs	Acrílico (cm)	A/F	kV	mAs			
4	Mo/Mo	25	56	Mo/Mo	25	25	40	5	Mo/Mo	25	40			
			63				50				56			
			71				63				71			
		28	45			28	40			28	45			
			50				50				56			
			56				63				71			
		31	45		31	40	31		50					
			56			50			56					
			63			63			71					
		Mo/Rh	28		40	Mo/Rh	28		28	40	5	Mo/Rh	28	45
					50					50				56
					63					61				71
	31		40	31	40			31	50					
			50		50				56					
			63		63				71					
	34		40	34	40		34	50						
			50		50			56						
			63		63			71						
	Rh/Rh		28	40	Rh/Rh		28	28	40	5		Rh/Rh	28	45
				50					50					56
				56					61					71
		31	40	31		40		31	50					
			50			50			56					
			56			56			71					
34		40	34	40		34	50							
		50		50			56							
		56		63			71							

En este trabajo se realizó el análisis de las imágenes del CDMAM utilizando dos métodos. El primero de ellos utilizó el software estándar del maniquí, llamado *CDMAM Analyser* [MO CDMAM], basado en el análisis de la relación contraste-detalle. El segundo método usó un programa basado en MATLAB escrito para este trabajo, que se basa en el análisis de señal, ruido, SNR y CNR.

3.4.1 Método tradicional “CDMAM Analyser”

La evaluación de las imágenes digitales mediante el método tradicional se realizó usando el software *CDMAM Analyser v1.5.3* [EUREF]. El software requiere de un mínimo de 8 imágenes del maniquí, adquiridas bajo las mismas condiciones y con los mismos parámetros de exposición. Se ejecuta el programa *CDCOM.exe*, el cual determina, basado en la imagen para cada celda, la esquina que tiene la mayor probabilidad de contener al disco de oro (de aquí en adelante al mencionar *disco de oro* se hará referencia al disco de oro excéntrico, a menos que se indique lo contrario). Una vez que el programa determina la posición de los discos, se compara esta posición con la verdadera posición de éstos, y esto se realiza en cada una de las imágenes.

De los resultados previos se obtiene el porcentaje de detección para cada celda, que indica la fracción de veces que se detectó el disco de oro de forma correcta; por ejemplo si se analizaron 8 imágenes y en 6 de ellas se detectó correctamente el disco de oro de una celda, el porcentaje de detección para dicha celda será del 75%. El criterio para definir si se localizó el disco de oro en cada celda, es si el porcentaje de detección es mayor que o igual a 62.5 %, i.e. si, al menos en 5 de las 8 imágenes analizadas se localizó de forma correcta el disco de oro.

Con el análisis anterior aplicado a todas las celdas se obtiene un grosor umbral, el cual es el mínimo grosor visible (es decir, correctamente localizado) para los discos de oro de un mismo diámetro, ver [Bushberg 02] y [Karssemeijer 96]. Este es el parámetro utilizado para medir la calidad de imagen. Finalmente, el software presenta una curva de contraste-detalle, la cual es un gráfico del grosor umbral en función del diámetro de los disco de oro.

Para obtener un parámetro más general de la calidad de las imágenes evaluadas, el software calcula un “coeficiente de la calidad de imagen” (IQF, por Image Quality Figure) recomendado por el fabricante [MO CDMAM], con los datos del espesor umbral para varios diámetros de discos de oro, mediante la siguiente expresión:

$$IQF = \frac{1}{\sum_{i=1}^{12} E_i * D_i} \quad , \quad 3.2$$

donde E_i es el grosor umbral para el disco con diámetro D_i , i es evaluado de 1 a 12, ya que se toman en cuenta sólo los diámetros más significativos, 0.08, 0.10, 0.13, 0.16, 0.20, 0.25, 0.31, 0.40, 0.50, 0.63 0.80 y 1.00 mm. Un valor mayor de IQF representa una mejor calidad de imagen.

3.4.2 Método ampliado, propuesto en este trabajo

El método propuesto tiene como objetivo obtener parámetros tradicionales que brindan una estimación cuantitativa de la calidad de la imagen, como son la señal, el ruido, SNR, diferencia de señales y el CNR, y busca una asociación entre los parámetros tradicionales y los que entrega el software CDMAM Analyser. El método que se propone para analizar las imágenes del CDMAM utiliza el siguiente algoritmo para obtener los parámetros antes mencionados:

1. El usuario selecciona las imágenes del maniquí CDMAM a analizar (en este caso, 8 imágenes por cada combinación de los parámetros de exposición).
2. Se obtiene una imagen promedio de las imágenes seleccionadas, con el fin de aumentar la estadística de la imagen a analizar.
3. Despliega la imagen promedio y el usuario, mediante un ajuste de contraste, selecciona un contraste y brillo adecuado para visualizar la imagen de la mejor forma posible, Figura 3.4-1.

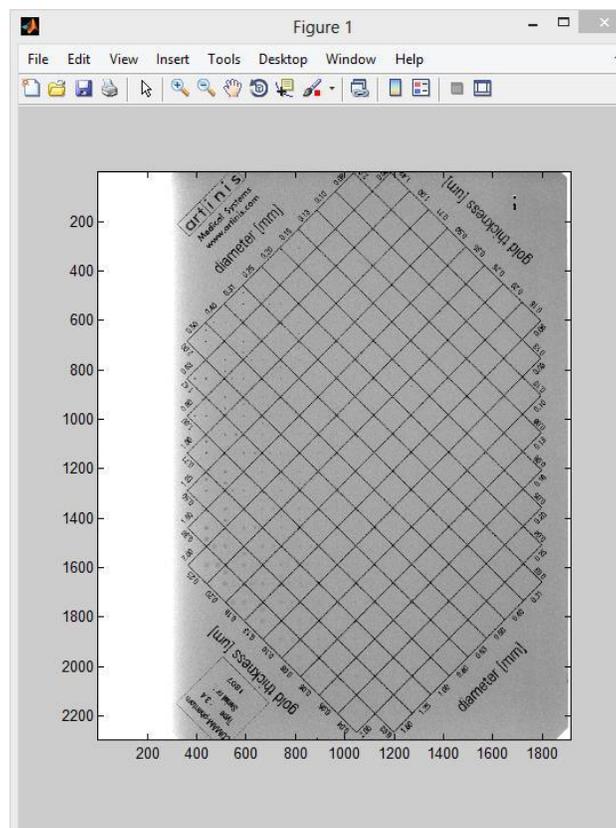


Figura 3.4-1 Imagen radiológica promedio típica del maniquí CDMAM.

4. El usuario selecciona la celda en donde se llevara a cabo el análisis (En nuestro caso el análisis se llevó a cabo en la celda que contiene a los discos de oro de 0.8 mm de diámetro y 0.5 μm de grosor, ya que se encuentra al centro del maniquí).

5. En la celda seleccionada, el usuario elige un punto de referencia dentro del disco central y dentro el disco excéntrico, Figura 3.4-2

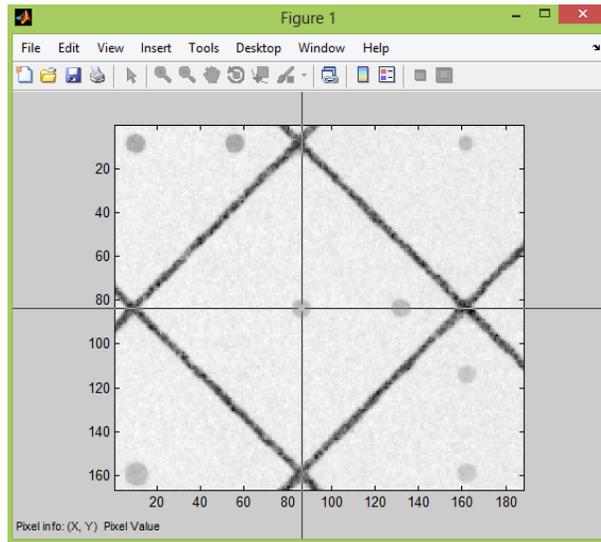


Figura 3.4-2 Celda seleccionada para llevar a cabo el análisis de la calidad de la imagen, se observa la selección del punto de referencia del disco central.

6. El programa ubica las coordenadas del centro de ambos discos de oro a partir de los puntos de referencia del punto anterior.
7. Con las coordenadas del centro de los discos de oro, se despliega una recta que pasa por ambos puntos.
8. En cada punto de la recta (80 puntos en la recta, uno por cada pixel), se establece una ROI circular con el mismo diámetro de los discos a analizar. En la ROI se mide tanto el VMP, como la desviación estándar de éste, Figura 3.4-3.

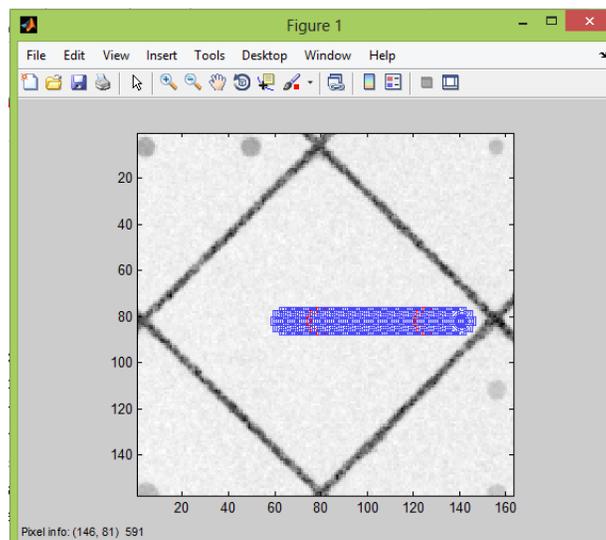


Figura 3.4-3 ROI en donde se adquiere el VMP y la desviación estándar. En rojo se enmarcan las ROI que cubren en su totalidad los discos de oro.

9. Se obtiene un perfil del VMP y de la desviación estándar sobre la recta generada, Figura 3.4-4.

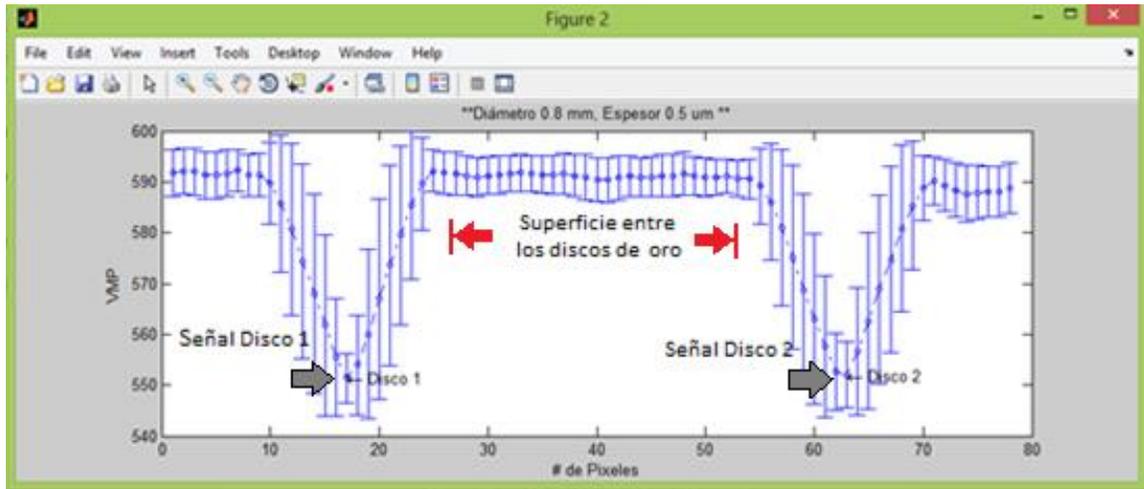


Figura 3.4-4 Perfil del VMP y su desviación estándar, sobre la recta generada. Las flechas negras indican el VMP para los discos de oro, y la flecha roja indica la zona entre ambos discos de oro donde se evalúa la señal de fondo.

10. A partir del perfil, se definen los siguientes parámetros:

- Señal (S). Es el promedio del VMP de ambos discos. En la Figura 3.4-4, están indicados por *señal disco 1* y *2*.
- Señal de Fondo (S_{BG}). Es la señal del fondo que separa a ambos discos de oro, se toma como el promedio del VMP en las ROI ubicadas entre ambos discos, limitado por las flechas rojas en la Figura 3.4-4.
- Ruido (R). Es el promedio de la desviación estándar de las ROI localizadas entre ambos discos.
- Diferencia de señales (DS). Es la diferencia entre la señal de fondo y la señal.

$$DS = S_{BG} - S \quad 3.3$$

- Cociente de señal a ruido (SNR). Es el cociente entre S y R.

$$SNR = \frac{S}{R} \quad 3.4$$

- Cociente de contraste a ruido (CNR). Es el cociente entre DS y R.

$$CNR = \frac{DS}{R} = \frac{S_{BG} - S}{R} \quad 3.5$$

- Finalmente, el programa crea un archivo .tex en donde se almacenan todos los parámetros antes descritos.

3.5 CALCULO DE LA SEÑAL Y RUIDO PRODUCIDO EN EL DETECTOR

Con el fin de poder interpretar los resultados obtenidos mediante el método ampliado propuesto se realizó un programa en MATLAB, el cual calcula la señal generada en el detector del mastógrafo.

El formalismo numérico que se utilizó en este trabajo fue propuesto por Lemacks [Lemacks 01] para detectores digitales de detección indirecta es decir, aquellos que utilizan un material centellador para convertir la radiación ionizante incidente en una señal luminosa, la cual posteriormente es convertida en la señal eléctrica que formará la imagen. Este formalismo supone incidencia de un haz paralelo de rayos X que se atenúa exponencialmente en los medios irradiados, no incluye radiación dispersa, y la señal generada por el detector digital se considera proporcional al número de fotones de luz visible producidos en el centellador.

Lemacks propuso que la señal generada en el centellador del detector es:

$$S = \int K \cdot d^2 \cdot \varphi(E) \cdot e^{-\mu(E)t} \cdot \eta(E) \cdot Q(E) dE, \quad 3.6$$

donde

K es el kerma a la entrada del medio irradiado. Para nuestros cálculos se utilizó el kerma determinado en los cálculos de dosis, los cuales se presentan más adelante.

d es el tamaño de pixel en cm.

$\varphi(E)$ es la fluencia de fotones por cm^2 . Para calcular la fluencia se generaron espectros de rayos X, de acuerdo a la metodología propuesta por Boone [Boone 97]. Los espectros obtenidos fueron normalizados por el kerma en aire a la entrada del maniquí.

$\eta(E)$ es la eficiencia cuántica de detección del centellador (en nuestro caso CsI:Tl), que es la probabilidad de interacción de los fotones de rayos X con el medio expuesto. Está dada por:

$$\eta(E) = 1 - e^{-\mu_c(E)t_c} \quad 3.7$$

donde t_c es el grosor del cristal centellador (en nuestro caso, suponemos que es $280 \mu\text{m}$), y $\mu_c(E)$ es el coeficiente lineal de atenuación para fotones de energía E en el cristal centellador.

$Q(E)$ es la función de respuesta del centellador y representa la cantidad de fotones de luz generados por cada fotón de energía E detectado. Se supone que $Q(E)$ es proporcional a la energía depositada por los fotones incidentes. Si suponemos que cada rayo X absorbido deposita toda su energía en el centellador se tiene

$$Q(E) = \alpha E \quad 3.8$$

Cabe mencionar que en nuestro caso se utilizó $\alpha = 50 \text{ keV}^{-1}$, ya que para un fotón de 25 keV absorbido en el centellador de CsI:Tl se producen, en promedio, 1250 fotones de luz, ver [Lemacks 01].

El factor $e^{-\mu(E)t}$ en la expresión 3.6, representa la atenuación de los fotones de rayos X, donde μ es el coeficiente lineal de atenuación y t es el grosor del material atenuador. En nuestro caso, dada la geometría utilizada para la adquisición de imágenes (Figura 3.5-1), el haz fue atenuado por 60 cm de aire (antes de llegar al maniquí), 1.4 mm de Lexano (por el compresor de la mama), 20 mm de acrílico, el maniquí CDMAM (0.5 mm de Al+5 mm de acrílico), 20 mm de acrílico y 2.1 mm de carbono (C) (el soporte para la mama, que está fabricado de fibra de carbono). Los coeficientes lineales de atenuación utilizados se encuentran en el Anexo C.

Por otro lado, Lemacks [Lemacks 01] calcula el ruido en la señal digital mediante la expresión:

$$R = \left(\int K \cdot d^2 \cdot \varphi(E) \cdot e^{-\mu(E)t} \cdot \eta(E) \cdot Q^2(E) dE \right)^{1/2} \quad 3.9$$

A partir del cálculo de señal y ruido generados en el detector se pueden obtener los mismos parámetros de calidad de imagen (SNR, CNR, etc.), que los que se obtienen con el método ampliado, por lo que se pueden comparar los cálculos y las medidas.

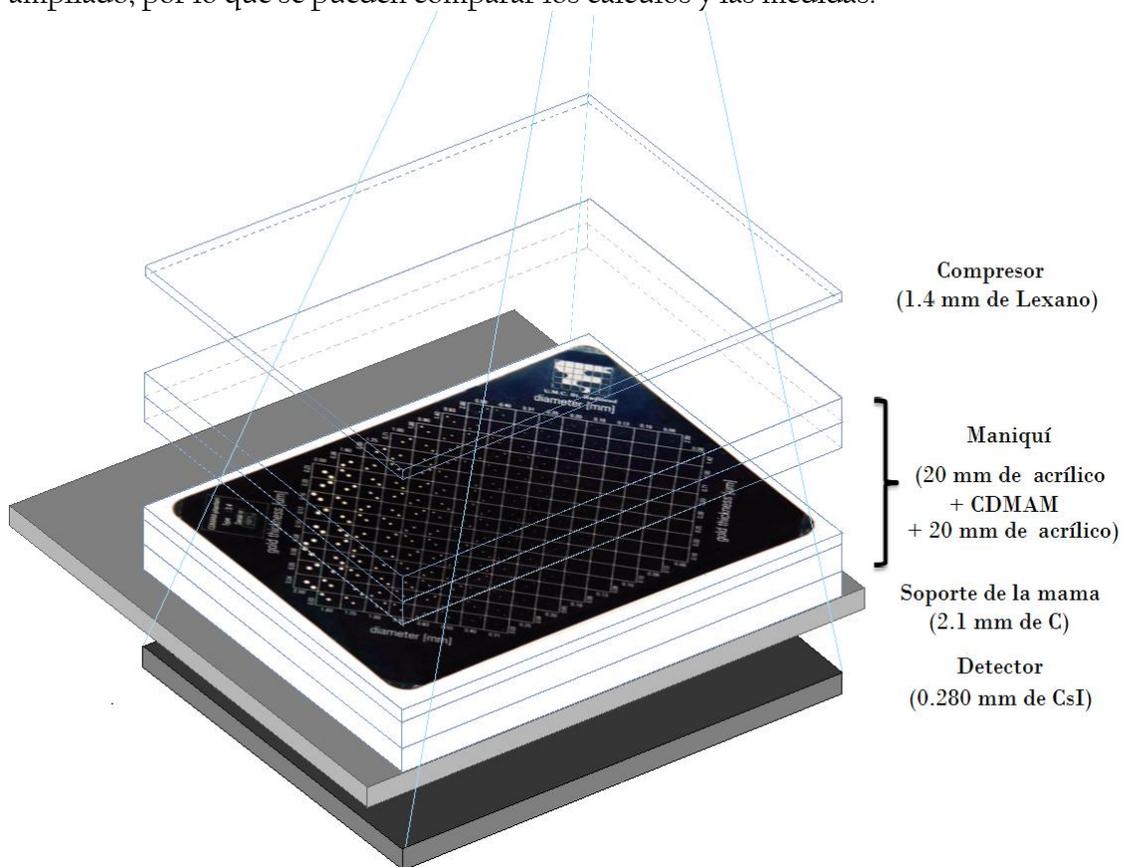


Figura 3.5-1 Geometría utilizada para el cálculo de la señal producida en el detector del Senographe 2000D GE.

3.6 EVALUACIÓN DE LA CHR

Para determinar la CHR de los haces utilizados se prosiguió como lo indica el Protocolo Español [PECCR II]. Se utilizó una cámara de ionización calibrada (RADCAL 20X6-6M) acoplada a su electrómetro (la cámara corrige automáticamente por presión y temperatura). La cámara de ionización se colocó centrada sobre el soporte para la mama, y el centro de ésta se introduce 4 cm en el campo de radiación; la superficie efectiva de la cámara se colocó 4.5 cm por encima del soporte de la mama. La placa de compresión del mastógrafo se colocó a la salida del tubo de rayos X. Cabe mencionar que para protegerlo, el detector del mastógrafo en todas las irradiaciones destinadas a medir la CHR se cubrió con una placa de Pb de 6 mm de espesor.

Los parámetros de exposición, fueron las tres combinaciones de A/F disponibles y los kV de 25, 28, 31 y 34.

Se realizó una irradiación con un mAs alto, posteriormente se añadieron, una por una, láminas de Al (> 99.5 % de pureza), de forma que éstas atenúen el haz de radiación, hasta que la lectura de la cámara de ionización sea menor que o igual a la mitad de la primer lectura. Ajustando una recta a los valores del logaritmo de la atenuación (lectura de la cámara de ionización en función del grosor del Al) se puede conocer la CHR.

3.7 EVALUACIÓN DE DGP

La dosis impartida a la paciente fue evaluada mediante la dosis glandular promedio (DGP). La DGP fue calculada de acuerdo al Protocolo Español [PECCR II], el cual se fundamenta en el trabajo realizado por Dance en [Dance 99] y [Dance 00]. Dance calcula la DGP mediante la expresión:

$$DGP = K_{SE} g c s \quad 3.10$$

en donde:

K_{SE} es el kerma en aire en la superficie de entrada.

g es un factor que convierte kerma en aire a dosis glandular para una mama con una glandularidad del 50 %. El valor de g depende del espesor de la mama comprimida y de la calidad del haz de rayos X (representada por su CHR).

c es un factor que corrige la diferencia en glandularidad de la mama con respecto de una mama con glandularidad del 50%. El valor de c depende del espesor y glandularidad de la mama y de la calidad del haz.

s es un factor que corrige el valor de la DGP cuando se utiliza una combinación de A/F diferente a la estándar que es Mo/Mo.

Los valores de g , c y s utilizados se muestran en el anexo D.

Se determinó la DGP para los diferentes parámetros utilizados en la adquisición de las imágenes del CDMAM, mostrados en la Tabla 3.4-2.

El valor del kerma fue estimado a partir de los rendimientos y de la carga del tubo de acuerdo con la expresión proporcionada en [PECCR II]:

$$K_{SE} = Y(d)P \left(\frac{d}{d_{DFS}} \right)^2, \quad 3.11$$

en donde:

Y es el rendimiento del tubo, expresado en mGy/mAs, medido a una distancia d del foco, en el punto de referencia (4.5 cm sobre el soporte de la mama), para las calidades de haz utilizadas. El rendimiento del tubo se evaluó utilizando una cámara de ionización. Se obtuvieron lecturas para tres valores de mAs. Las lecturas se graficaron en función del mAs, al gráfico obtenido se le ajustó una recta, y el rendimiento es la pendiente de dicha recta.

P es la carga del tubo expresada en mAs.

d es la distancia del centro de la cámara de ionización al foco del tubo.

d_{DFS} es la distancia entre la superficie de entrada del maniquí y el foco del tubo. Es importante hacer notar que el factor $\left(\frac{d}{d_{DFS}} \right)^2$ es la corrección $\left(\frac{1}{r} \right)^2$.

Los parámetros g , c y s fueron tomados de las Tablas en [Dance 99] y [Dance 00]. Dance obtuvo los factores mediante un cálculo Monte Carlo. Los factores se muestran en el Anexo D.

3.8 FIGURAS DE MÉRITO

En este trabajo se utilizaron dos definiciones para la FOM, cada una de ellas corresponde a uno de los parámetros de calidad de imagen que se evaluaron en las imágenes del CDMAM, es decir al SNR y al CNR.

Para el SNR, se definió la FOM_{SNR} :

$$FOM_{SNR} = \frac{SNR^2}{DGP} \quad 3.12$$

Para el CNR la FOM_{CNR} fue definida por:

$$FOM_{CNR} = \frac{CNR^2}{DGP} \quad 3.13$$

La primera compara el número de fotones que llega al detector con el número de fotones que depositan su energía en el tejido glandular de la mama. La segunda figura de mérito compara el contraste (en este trabajo, la diferencia de señales entre el disco de oro y el fondo) y la dosis en la mama.

Cabe hacer notar que ambas FOM son, en principio, independientes del número de fotones que llegan al detector (N), ya que tanto SNR y CNR son proporcionales a \sqrt{N} , y la DGP es proporcional a N . Sin embargo, son dependientes de la calidad del haz y de las propiedades de la mama.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1 EVALUACIÓN DEL DETECTOR

4.1.1 Función de respuesta

La función de respuesta evaluada del mastógrafo Senographe 2000D se muestra en la Figura 4.1-1.

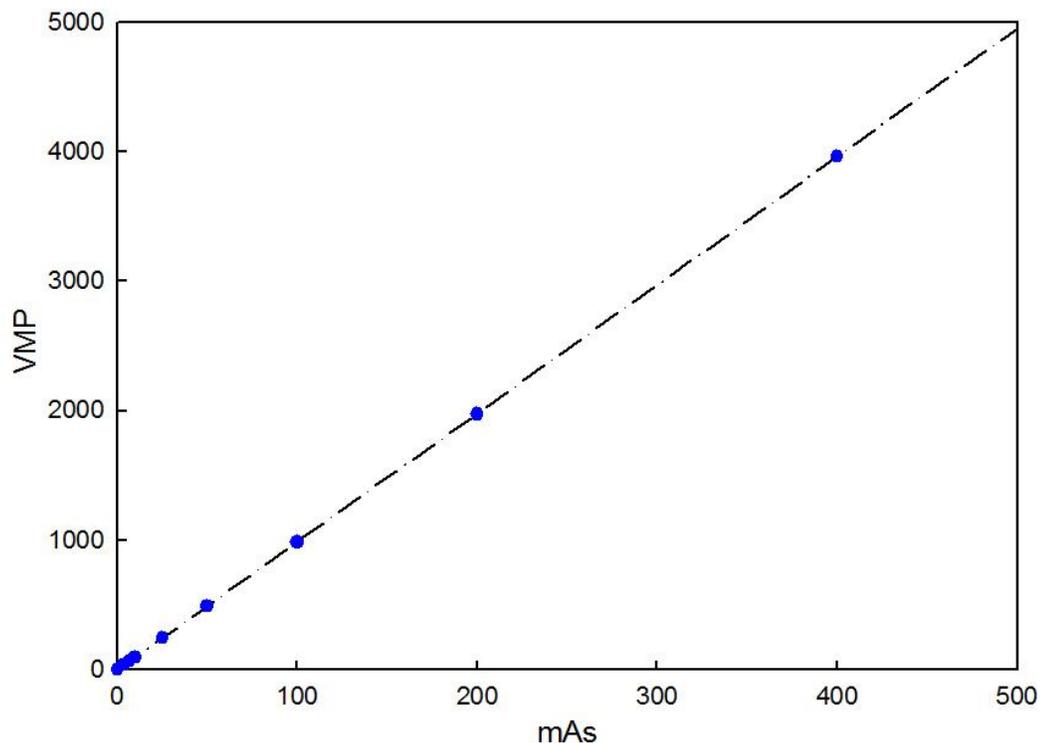


Figura 4.1-1 Función de respuesta del detector del mastógrafo Senographe 2000D.

Como se puede observar se presenta una respuesta lineal con la carga del tubo. La recta ajustada tiene la expresión: $y = 9.916x - 5.17$, con el coeficiente de correlación lineal $R^2=0.99991$. Esta es la respuesta esperada, ver [Yaffe 90], ya que el detector es digital.

4.1.2 Uniformidad y aplanado del detector

Con respecto a la uniformidad del detector, los resultados de las pruebas de uniformidad (ver 3.3.2) estuvieron dentro de los límites establecidos por el protocolo español, ver [PECCR II], es decir la diferencia entre los VMP en las diferentes regiones de la imagen de campo plano, fueron menores que o iguales a el 15 %. Sin embargo, hemos obtenido más información de interés.

Los perfiles que se adquirieron para analizar la forma en que el equipo realiza las correcciones de uniformidad, se muestran normalizados (al valor máximo) en la figura 4.1-2. Se encontró que éstos eran similares para las combinaciones Mo/Mo y Rh/Rh, sin embargo para la combinación Mo/Rh el perfil varía respecto a los otros dos. La explicación la dio el ingeniero de servicio quien aclaró que el proceso de aplanado del campo en los mastógrafos Senographe 2000D se realiza sólo para Mo/Mo y Rh/Rh, dejando de lado la combinación de Mo/Rh (protocolo de la GE para todos los sistemas de este modelo).

La máxima diferencia observada en los VMP del perfil de Mo/Rh, que es el que mayor diferencia presenta con respecto a la uniformidad esperada en todo el detector, es de aproximadamente 10.5 %, por lo que cumple con los criterios de uniformidad establecidos en el protocolo español.

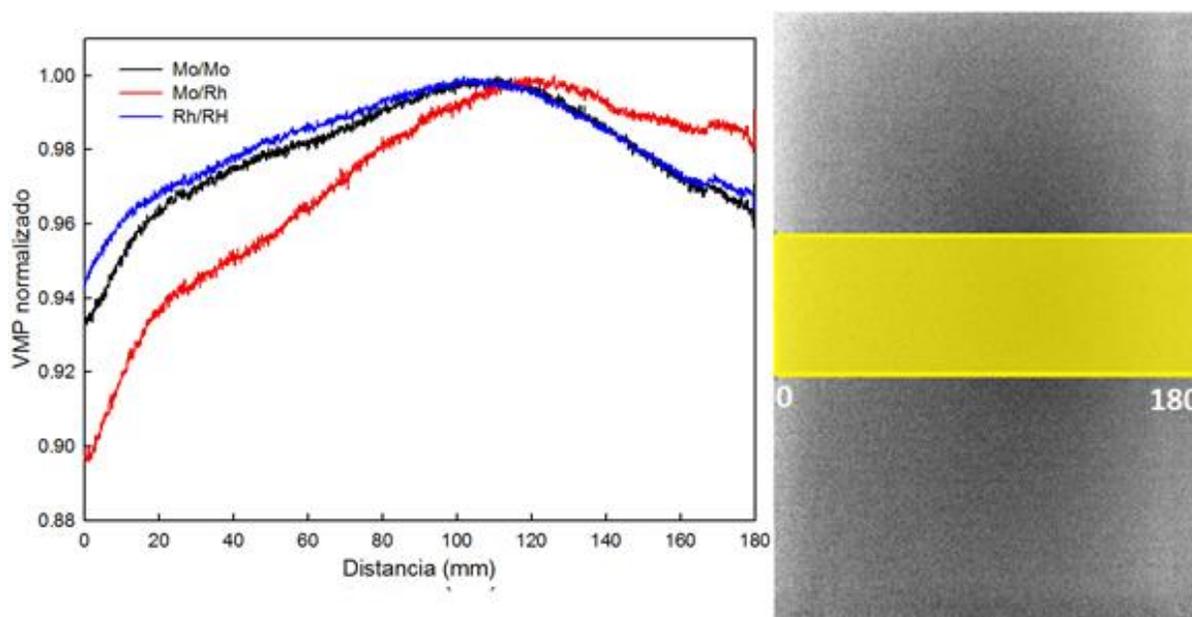


Figura 4.1-2 Del lado izquierdo, se muestran los perfiles normalizados de campo plano para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Del lado derecho se muestra la ROI seleccionada sobre la imagen de campo plano para la obtención del perfil.

En la Figura 4.1-3 se muestra el perfil normalizado de campo plano para Mo/Rh, con el aplanado que realiza el mastógrafo (en rojo), y con un aplanado adicional (en azul) “aplanado usuario”. El aplanado adicional fue realizado utilizando la expresión 3.1, y para reducir el ruido en la corrección se ajustó una función polinomial a la matriz de aplanado, en x y en y . Como se puede observar el aplanado del usuario es mejor, ya que la variación en el valor de pixel es menor al 1 % dentro de la ROI seleccionada para la evaluación.

Para evaluar cómo afecta este cambio en el aplanado de la imagen, en la sección 4.2 se mostrará una comparación entre la calidad de imagen (umbral de visibilidad) lograda con el aplanado para Mo/Rh, que brinda el equipo y el aplanado del usuario.

En la Figura 4.1-4 se muestra del lado izquierdo la distribución de intensidades (normalizada al valor máximo) del campo de rayos X, obtenida sobre una película de tinte radiocrómico,

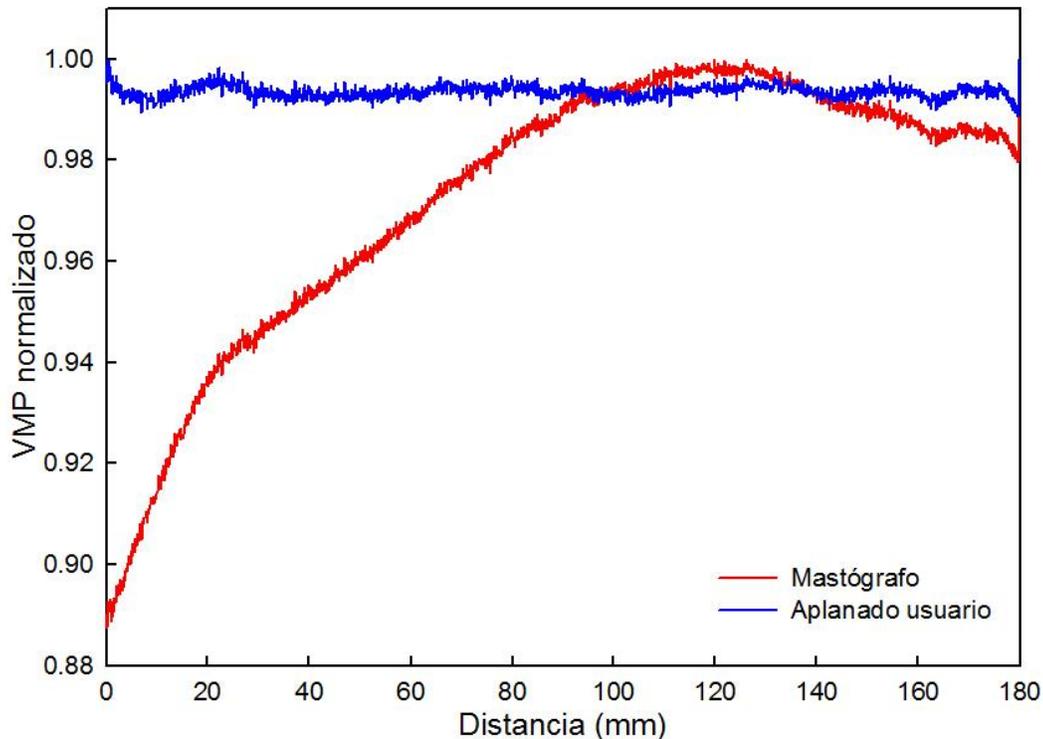


Figura 4.1-3 Perfiles normalizados de campo plano para Mo/Rh. En rojo se muestra el perfil de una imagen obtenida directamente del mastógrafo. En azul se muestra el perfil de una imagen procesada para obtener un mejor aplanado, “aplanado usuario”. Los perfiles se obtuvieron sobre la ROI indicada en la Figura 4.1-2.

para la combinación Mo/Mo y 28 kV. Del lado derecho, la distribución del valor de pixel (normalizada al valor máximo), de la imagen del campo plano, adquirida con la misma combinación de ánodo/filtro y con el mismo kV. Como se puede apreciar, en la distribución de intensidades del campo de rayos X, hay un máximo en la zona contigua al borde del tórax del paciente, el cual se encuentra 0.5 cm corrido a la derecha, mientras que el mínimo se encuentra en la esquina superior izquierda. La diferencia entre la región con mayor intensidad y la de menor intensidad es del 18%.

Por otro lado en la distribución de la imagen del campo plano, el máximo de intensidad se encuentra en el centro de la imagen, corrido a la izquierda 1 cm, mientras que el mínimo de intensidad se encuentra en la esquina superior derecha. La diferencia entre la región con mayor intensidad y la de menor intensidad es cercana al 8%.

Idealmente, el preprocesamiento de la imagen (ver sección 2.1.3) debería de realizar una corrección por la no uniformidad del campo de rayos X, de tal forma que la respuesta en la imagen de campo plano fuera efectivamente plana, tal como se observa en la Figura 4.1-4 (B), esto no sucede así. El equipo realiza un aplanado incompleto que, simplemente, reduce las diferencias entre las zonas extremas a mayor y menor intensidad de rayos X.

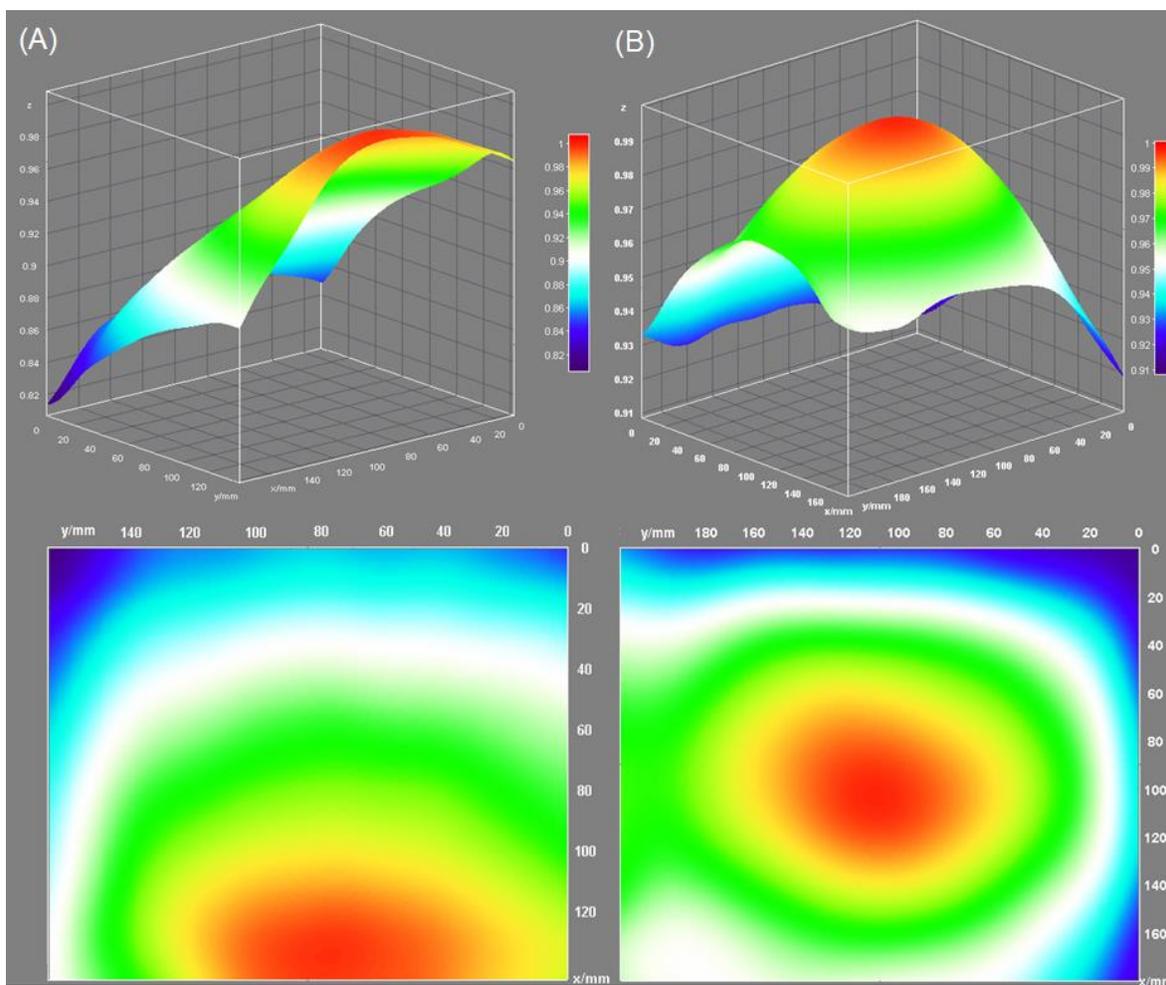


Figura 4.1-4 (A) Distribución normalizada de intensidades del campo de rayos X, obtenida con una PTR, para la combinación Mo/Mo y 28 kV. (B) Distribución normalizada del valor de pixel de la imagen de campo plano, adquirida con los mismos parámetros radiológicos.

En la Figura 4.1-5, se muestra la comparación entre la distribución de intensidades (normalizada al valor máximo) y la distribución del valor de pixel (normalizado al valor máximo), de la imagen del campo plano, ambas adquiridas con Rh/Rh y 28 kV.

Como se puede apreciar, en la distribución de intensidades del campo de rayos X, hay un máximo en la zona contigua al borde del tórax del paciente, el cual se encuentra corrido a la derecha 4 cm, mientras que el mínimo se encuentra en la esquina superior izquierda. La diferencia entre ambas zonas es menor del 11 %

Por otro lado en la distribución de la imagen de campo plano, el máximo de intensidad se encuentra en el centro de la imagen, mientras que el mínimo de intensidad se encuentra en la esquina superior derecha. La diferencia entre la región con mayor intensidad y la de menor intensidad es cercana al 6.5 %.

Al comparar la corrección que realiza el equipo para la combinación Rh/Rh, con la combinación de Mo/Mo, resultan muy similares. De acuerdo con el ingeniero de servicio, en

el proceso de mantenimiento del equipo se obtiene una matriz de corrección del aplanado sólo para estas dos combinaciones.

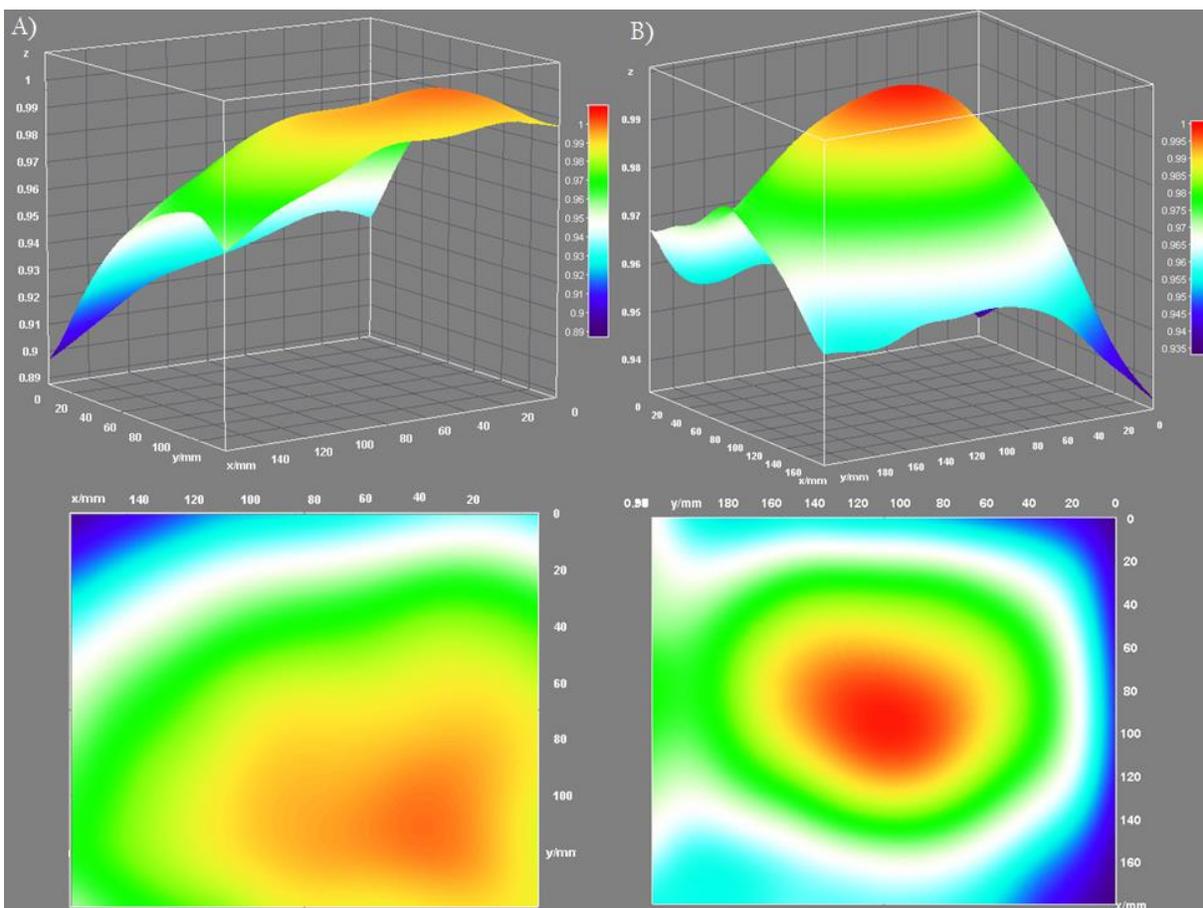


Figura 4.1-5 (A) Distribución normalizada de intensidades del campo de rayos X, obtenida con una PTR, para la combinación Rh/Rh y 28 kV. (B) Distribución normalizada del valor de pixel de la imagen de campo plano, adquirida con los mismos parámetros radiológicos.

En la Figura 4.1-6 se muestra la distribución del valor de pixel en las imágenes de campo plano para Mo/Rh. Se puede apreciar que en el caso de la combinación de Mo/Rh la diferencia entre los valores extremos del valor de pixel es del 11 %, lo que refleja una deficiencia en el aplanado, en comparación con las combinaciones Mo/Mo y Rh/Rh. La distribución del campo de radiación para Mo/Rh se espera similar a Mo/Mo ya que es el mismo ánodo.

Debido a la forma en que el equipo (y el ingeniero de servicio) aplanan las imágenes, los resultados obtenidos en cuestión de calidad de imagen podrían depender de la zona que se elija para realizar el análisis.

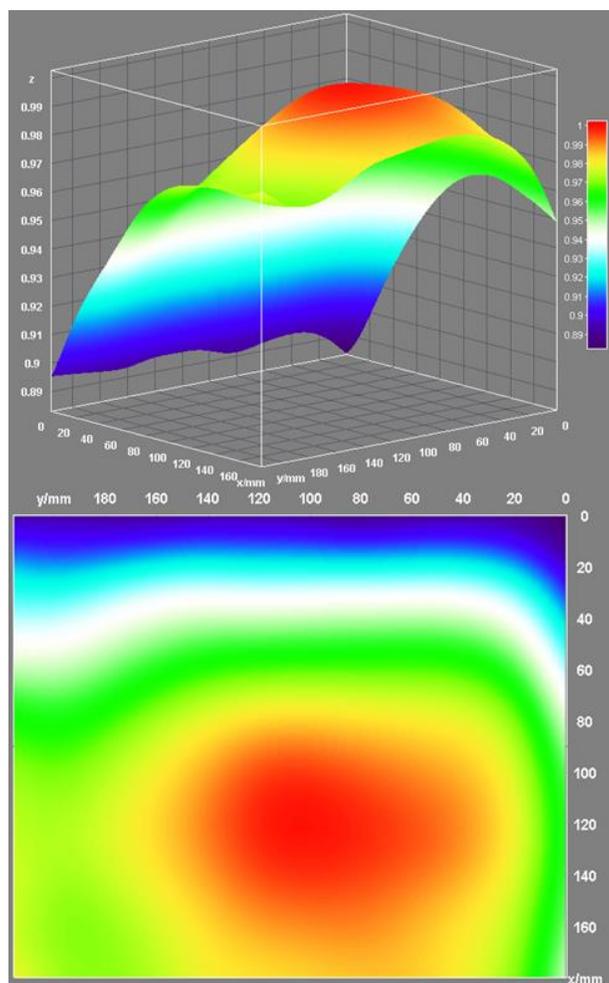


Figura 4.1-6 Distribución normalizada del valor de pixel, de la imagen de campo plano, adquirida con Mo/Rh y 28 kV.

4.1.3 Imágenes remanentes

El mastógrafo digital Senographe 2000D fue adquirido por el Instituto Nacional de Cancerología en el año 2000 y hasta el año 2011 fue utilizado de forma clínica. El detector fue cambiado en el año 2009, por lo que era de interés analizar si el detector había desarrollado imágenes remanentes que pudieran afectar su uso en el IFUNAM. Las imágenes remanentes se producen por daño causado por la sobreexposición de un objeto, lo que provoca que la imagen de este objeto permanezca aún en su ausencia.

Se analizaron imágenes de campo plano en ausencia de rayos X. Estas se obtuvieron colocando una placa de plomo (Pb) de un grosor promedio de 6 mm y exponiendo con cualquier técnica radiográfica (los rayos X son atenuados a una fracción de 1×10^{-90} en este grosor de Pb por lo que la imagen obtenida es un remanente).

Se analizaron retrospectivamente las imágenes que se habían obtenido de esta forma desde el momento en que fue recibido el equipo (17 meses de estadio). Lo primero que se detectó fue

la existencia de imágenes remanentes, las cuales se interpretan como adquiridas durante el uso clínico del mastógrafo, Figura 4.1-7.

Se obtuvo un perfil sobre las imágenes remanentes, y en específico se analizó la discontinuidad marcada en color rojo.

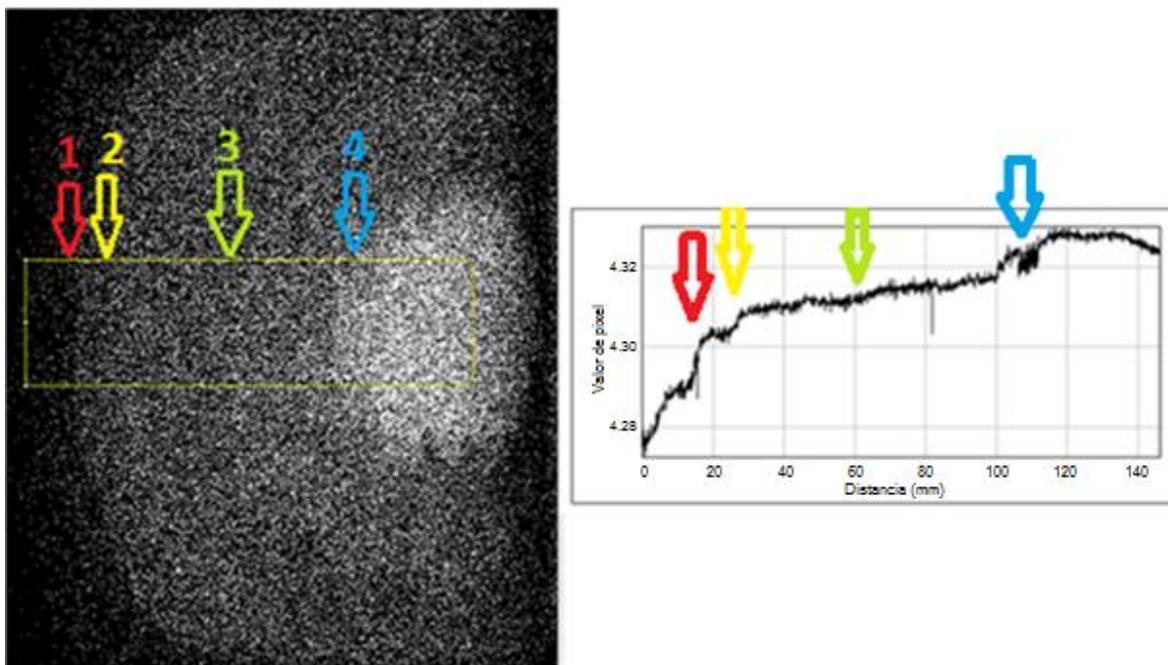


Figura 4.1-7 Del lado izquierdo se muestra una imagen de campo plano en ausencia de rayos X donde se puede ver el remanente de la imagen de una mama. Del lado derecho se muestra el perfil de valores de pixel sobre la ROI marcada por un rectángulo en la imagen remanente. Sobre la imagen remanente se marcaron las principales discontinuidades, la cuales también se muestran en el perfil del lado derecho.

En la Figura 4.1-8 se muestran las variaciones de la discontinuidad marcada en rojo en el perfil de campo plano de la Figura 4.1-7 a lo largo de los 510 días del estudio. Éstas no son muy significativas ($< 1\%$), sin embargo parecen aumentar debido a la utilización de haces duros, por ejemplo Rh/Rh, en específico con voltajes mayores a 34 kV y valores de carga mayores a 50 mAs. Esto se puede apreciar en la Figura 4.1-8, en donde se muestra la evolución temporal de la variación, desde el momento en que se recibió el mastógrafo, hasta el momento de realizar la adquisición de las imágenes, 17 meses después.

Se analizó la influencia en las variaciones, tanto de los periodos de inactividad del mastógrafo, como los periodos de un uso relativamente “intenso” (haces que utilizan Rh/Rh y una carga grande). Se observa que la variación al momento de recibir el equipo, se encuentra entre un 0.3-0.35 %, posteriormente y con el uso a los 120 días estas variaciones descienden hasta por debajo de un 0.1%, hay un valor extremo entre 0.5-0.6 %, previo al cual se utilizaron haces duros, y a la postre estas variaciones tienden a ser $\leq 0.1\%$.

Del análisis se observó que el uso de haces duros (Rh/Rh y $kV > 35$) incrementa la formación de imágenes remanentes en el detector digital, sin embargo con el uso constante del mastógrafo las imágenes remanentes y estas variaciones cuantitativas tienden a minimizarse.

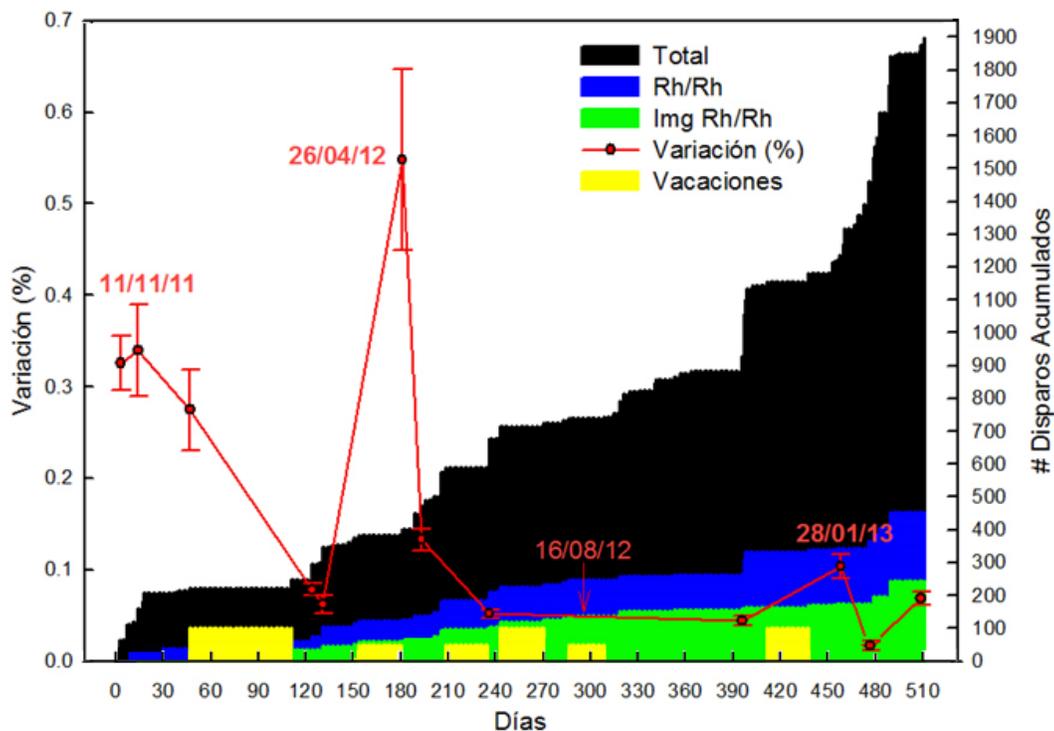


Figura 4.1-8. Resultados del análisis (Variación %) sobrepuestos con los histogramas que indican el número acumulado de disparos realizados por el mastógrafo desde que llegó al IFUNAM (NEGRO), el número acumulado de disparos con Rh/Rh (AZUL), y el número total de disparos con Rh/Rh que llegan al detector, sin contar con una placa de plomo (VERDE). También se muestran los periodos cuando no se utilizó el mastógrafo por periodos de más de 20 días (AMARILLO).

4.2 CALIDAD DE IMAGEN CDMAM ANALYSER

Mediante el software CDMAM Analyser, se evaluaron los parámetros de umbral de visibilidad e IQF, para determinar la calidad de las imágenes.

Dentro de los resultados que brinda el software CDMAM Analyser, están los espesores umbrales de visibilidad para cada uno de los diámetros de los discos de oro en el CDMAM. En la Tabla 4.2-1 se muestra como ejemplo los espesores umbrales que entrega el software, para un espesor equivalente a 4.5 cm de acrílico, imágenes adquiridas en modo automático, con parámetros de exposición Mo/Rh, 28 kV y 61 mAs.

En la tabla se puede observar el espesor umbral determinado por el software, así como la desviación estándar correspondiente (2σ). En la Figura 4.2-1 se puede observar la curva de contraste-detalle obtenida a partir de los datos de la tabla. Las barras de error corresponden a 2σ . Las curvas, roja y verde, de la figura son límites establecidos por el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, las cuales indican los grosores umbrales aceptables y los deseables, respectivamente.

Tabla 4.2-1 Valores de los espesores umbral para los diferentes discos de oro en el CDMAM (maniquí con 3.5 cm de acrílico, espesor equivalente a 4.5 cm de acrílico). Se analizaron 8 imágenes adquiridas en modo automático.

Diámetro (mm)	Espesor umbral de oro (μm)	Desviación estándar (2σ)
0.08	2.827	0.362
0.10	1.707	0.202
0.13	0.934	0.100
0.16	0.632	0.066
0.20	0.388	0.049
0.25	0.274	0.034
0.31	0.239	0.025
0.40	0.179	0.019
0.50	0.131	0.017
0.63	0.104	0.016
0.80	0.093	0.014
1.00	0.083	0.014

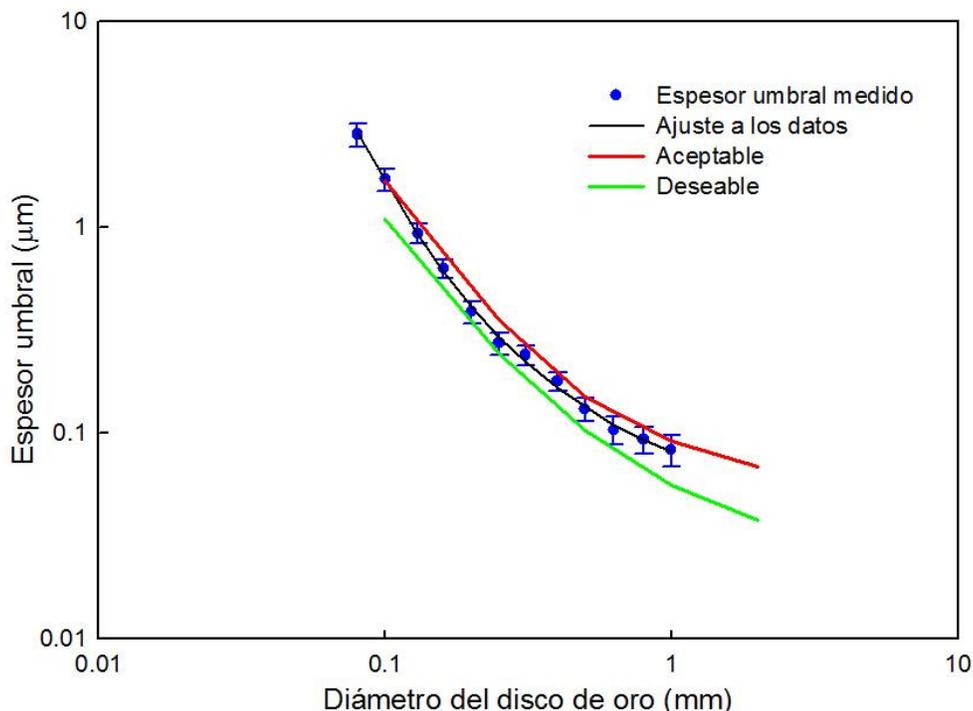


Figura 4.2-1. Curva de contraste (espesor) detalle (diámetro) para imágenes del CDMAM (4.5 cm de acrílico) adquiridas en modo automático. La curva roja indica el límite de lo aceptable, mientras que la línea verde indica un valor de referencia para lo deseable de acuerdo con el protocolo español [PECCR II]. Los puntos azules son los espesores umbrales determinados por el software CDMAM Analyser para los respectivos diámetros, las barras de error mostradas representan 2σ . Finalmente, la curva negra representa la curva de ajuste a los espesores umbrales.

Para todas las imágenes se obtuvo el IQF utilizando la expresión (3.2). Los valores de IQF, se muestran en la Tabla 4.2-2. Como se puede observar en esta tabla, el IQF en general (pero no siempre) crece conforme aumenta el mAs y/o el kV, lo cual resulta del mayor número de

fotones (N) empleados en la adquisición de la imagen, ya que el contraste aumenta conforme crece N. Cabe notar que para el grosor de 4 cm de acrílico algunas de la serie de IQF para un mismo A/F y kV no son monótonicamente crecientes con el mAs, esto es debido a que la variabilidad que se tiene en la determinación del grosor umbral es considerable, como lo hacen notar Young y colaboradores en [Young 08], aunado a la posible limitación de la estadística ya que se utilizaron únicamente 8 imágenes por combinación de parámetros radiológicos, mientras que lo recomendado es utilizar 16 imágenes para reducir la incertidumbre en la determinación de los grosores umbrales de los discos de oro, ver [Young 08] y [PECCR II].

Tabla 4.2-2. Valores del IQF para 4, 4.5 y 5 cm de acrílico. Los valores indicados en rojo son los correspondientes a las imágenes adquiridas en modo automático

4 cm acrílico					4.5 cm acrílico					5 cm acrílico							
A/F	kV	mAs	IQF	σ (IQF)	A/F	kV	mAs	IQF	σ (IQF)	A/F	kV	mAs	IQF	σ (IQF)			
Mo/Mo	25	56	0.67	0.06	Mo/Mo	25	40	0.42	0.05	Mo/Mo	25	40	0.32	0.06			
		63	0.78	0.05			50	0.51	0.05			56	0.38	0.06			
		71	0.89	0.06			63	0.58	0.04			71	0.49	0.06			
	28	45	0.97	0.07		28	28	40	0.55		0.05	28	28	40	0.50	0.05	
		50	0.84	0.05				50	0.64		0.04			56	0.59	0.04	
		56	0.97	0.06				63	0.84		0.05			71	0.76	0.05	
	31	63	1.09	0.07		31	31	40	0.78		0.05	31	31	40	0.61	0.04	
		45	1.09	0.07				50	0.93		0.06			56	0.73	0.05	
		56	1.05	0.07				63	1.03		0.06			71	0.88	0.06	
	Mo/Rh	28	40	0.78		0.05	Mo/Rh	28	40		0.63	0.04	Mo/Rh	28	45	0.56	0.05
			50	0.94		0.06			50		0.78	0.05			56	0.63	0.04
			63	1.14		0.07			61		0.83	0.05			71	0.69	0.04
31		40	1.03	0.06	31	31		40	0.73	0.05	31	31		45	0.67	0.04	
		50	1.02	0.06				50	0.94	0.06				56	0.79	0.05	
		63	1.38	0.09				63	0.99	0.06				71	0.83	0.05	
34		40	1.10	0.07	34	34		40	0.91	0.06	34	34		45	0.76	0.05	
		50	1.34	0.08				50	0.94	0.06				56	0.81	0.05	
		63	1.24	0.08				63	1.08	0.07				71	0.92	0.06	
Rh/Rh		28	40	0.82	0.05	Rh/Rh		28	40	0.68	0.04	Rh/Rh		28	45	0.58	0.04
			50	1.08	0.07				50	0.88	0.06				56	0.66	0.04
			56	1.01	0.06				56	0.82	0.05				71	0.77	0.05
	31	40	1.15	0.07	31		31	40	0.93	0.06	31		31	45	0.82	0.05	
		50	1.30	0.08				50	1.00	0.06				56	0.89	0.06	
		56	1.29	0.08				56	1.07	0.07				71	1.02	0.06	
	34	40	1.31	0.08	34		34	40	1.10	0.07	34		34	40	0.87	0.05	
		50	1.55	0.10				50	1.10	0.07				50	0.94	0.06	
		56	1.62	0.10				56	1.16	0.07				63	1.11	0.07	

Se puede notar que el IQF obtenido en las imágenes obtenidas de forma automática disminuye conforme aumenta el grosor del maniquí, se obtienen los valores de 0.97, 0.83 y 0.72, para 4, 4.5 y 5 cm de grosor, respectivamente. Lo anterior demuestra que el disparo automático no está ajustado para mantener contraste. Esto se debe en parte a que al aumentar la energía del haz el contraste disminuye tal como lo sugiere la Figura 2.2-1. Los mayores valores de IQF se obtuvieron para Rh/Rh y 34 kV.

Por otro lado en la Figura 4.2-2 se muestran las curvas de contraste detalle obtenidas para imágenes del CDMAM (4.5 cm de acrílico). La línea azul muestra la curva de C-D para las imágenes adquiridas en forma automática por el mastógrafo, mientras que la línea rosa es la curva de C-D de las imágenes procesadas para obtener un mejor aplanado (aplanado usuario).

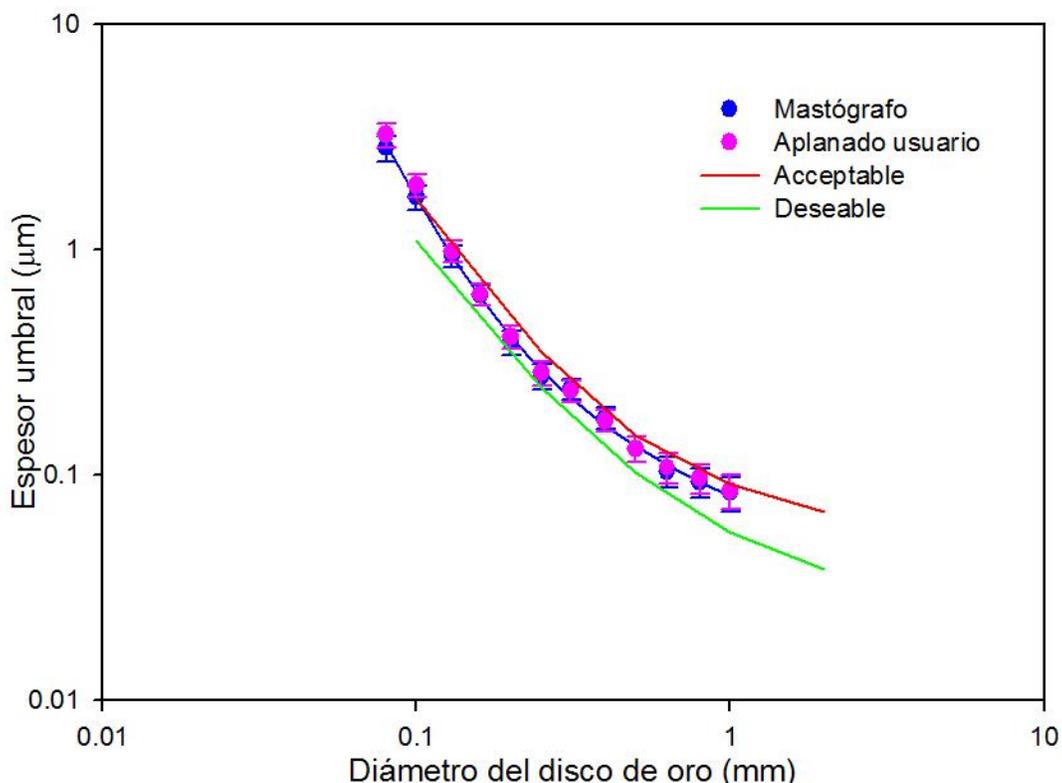


Figura 4.2-2. Comparación entre las curvas de contraste-detalle, para imágenes del CDMAM (4.5 cm de acrílico) adquiridas en modo automático. La línea azul es la curva de C-D para imágenes obtenidas directamente del mastógrafo, y la rosa es la curva de C-D para imágenes procesadas para obtener un mejor aplanado.

Como se puede observar, ambos conjuntos de imágenes ofrecen una curva de C-D muy similar. Las mayores diferencias se observan para los diámetros más pequeños (0.08 y 0.1 mm), en donde las imágenes con el aplanado de usuario tienen grosores 14 % más grandes. Al obtener el IQF de cada conjunto de imágenes se obtiene que las imágenes obtenidas por el mastógrafo tienen un mayor IQF (se observan grosores más pequeños) hasta en un 6 %. Con lo anterior se concluye que el maniquí no es sensible a las variaciones de fluencia que persisten después del aplanado del haz que se realiza en el mantenimiento del equipo.

4.3 CHR Y DOSIS GLANDULAR PROMEDIO

La CHR se determinó como se describió en la sección 3.7 y los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 4.3-1. Como se puede observar en todos los casos, los haces que utilizan la combinación Mo/Mo, tienen una CHR menor que la obtenida para Mo/Rh y para Rh/Rh. La Figura 4.3-1 muestra los valores.

Se puede apreciar que la CHR para Rh/Rh es mayor que la de Mo/Rh a partir de ~29 kV, es decir que para kV menores que 29 el haz de Mo/Rh es el más penetrante.

Tabla 4.3-1 CHR para las diferentes calidades de haz utilizados, con su correspondiente incertidumbre Δ (1σ).

Mo/Mo			Mo/Rh			Rh/Rh		
kV	CHR (mm Al)	Δ (CHR)	kV	CHR (mm Al)	Δ (CHR)	kV	CHR (mm Al)	Δ (CHR)
25	0.338	0.002	28	0.429	0.003	28	0.420	0.003
28	0.370	0.003	31	0.453	0.003	31	0.462	0.004
31	0.394	0.004	34	0.470	0.004	34	0.496	0.005

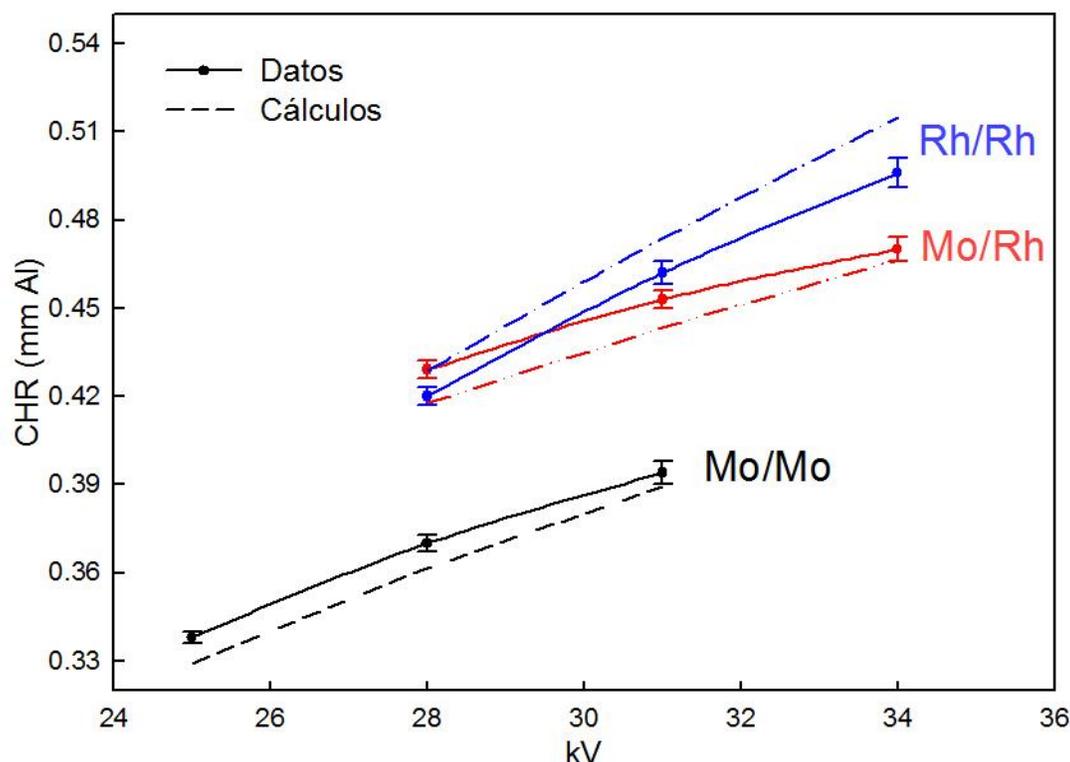


Figura 4.3-1. CHR para las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, en función del kV aplicado al tubo de rayos X. Las líneas punteadas muestran las CHR calculadas para haces simulados.

Por otro lado, se calculó la CHR para los haces utilizados en el cálculo de señal (sección 4.4). Los resultados se compararon con la CHR de los haces generados por el mastógrafo, y los valores se muestran en la Figura 4.3-1. Como se puede apreciar las CHR calculadas coinciden con lo medido, para Mo/Mo y Mo/Rh dentro del 97.4 %, mientras que para Rh/Rh se calcula una CHR mayor en un 3.8 %. Cabe mencionar que para los haces simulados se supuso un filtro de Mo de 0.0325 mm de grosor y el filtro de Rh fue de 0.0275 mm de grosor [Klausz 12].

Respecto de la DGP, ésta fue determinada para todas las combinaciones mostradas en la Tabla 3.4-2. Lo obtenido para 4.5 cm de acrílico, que equivale a una mama de 5.3 cm de grosor y 29 % glandular, se muestra en la Tabla 4.3-2. Los valores para la DGP en el caso de 4 y 5 cm de grosor de acrílico se muestran en el Anexo B.

Como se puede apreciar la dosis es monótonicamente creciente con la carga del tubo (mAs). Además todos los valores están dentro de lo aceptable, de acuerdo al protocolo Español [PECCR 11], ya que todos los valores de DGP están por debajo de 2.5 mGy, ver Tabla 4.3-3.

Tabla 4.3-2. Valores del kerma en aire y de DGP para 4.5 cm de acrílico, equivalente a una mama de 53 mm y 29% glandular.

Acrílico (cm)	A/F	kV	mAs	K (mGy)	g*c	s	DGP (mGy)	Δ (DGP)
4.5	Mo/Mo	25	40	2.675	0.19	1.000	0.509	± 0.023
			50	3.344			0.636	± 0.029
			63	4.213			0.801	± 0.036
		28	40	3.825	0.20		0.783	± 0.025
			50	4.781			0.979	± 0.031
			63	6.024			1.234	± 0.039
		31	40	5.085	0.21		1.095	± 0.009
			50	6.356			1.369	± 0.011
			63	8.008			1.725	± 0.013
	Mo/Rh	28	40	3.070	0.23	1.017	0.724	± 0.001
			50	3.838			0.905	± 0.001
			61	4.702			1.109	± 0.001
		31	63	4.836	0.24		1.141	± 0.001
			40	4.177			1.035	± 0.013
			50	5.221			1.293	± 0.017
		34	63	6.578	0.25		1.630	± 0.021
			40	5.353			1.376	± 0.050
			50	6.691			1.720	± 0.062
	Rh/Rh	28	63	8.431	0.23	1.061	2.168	± 0.078
			40	3.116			0.752	± 0.014
			50	3.896			0.941	± 0.018
		31	56	4.363	0.25		1.054	± 0.021
			40	4.202			1.108	± 0.096
			50	5.252			1.385	± 0.119
		34	56	5.883	0.27		1.551	± 0.134
			40	5.439			1.540	± 0.025
			50	6.799			1.925	± 0.032
56	7.614	2.155	± 0.035					

Tabla 4.3-3. Límites aceptables de la DGP, de acuerdo al protocolo español [PECCR II].

Espesor (cm)		DGP (mGy)
PMMA	Mama equivalente	Aceptable
2	2.1	< 1.0
3	3.2	< 1.5
4	4.5	< 2.0
4.5	5.3	< 2.5
5	6.0	< 3.0
6	7.5	< 4.5
7	9.0	< 6.5

4.4 CÁLCULO DE SEÑAL EN EL DETECTOR

El cálculo de la señal y ruido se realizó con las expresiones 3.6 y 3.9, y utilizando los parámetros mostrados en la Tabla 4.4-1. La geometría simulada en dichos cálculos se muestra en la Figura 3.5-1. Para validar el cálculo de señal, se evaluó la dependencia de la respuesta del detector como función de la calidad del haz utilizado, como se menciona en la sección 3.6 de este escrito, adquiriéndose imágenes de campo plano (maniquí homogéneo 4.5 cm de acrílico), con los parámetros de exposición mostrados en la Tabla 4.4-2.

Tabla 4.4-1 Valor de los parámetros utilizados en el cálculo de señal en el detector

Símbolo	Parámetro	Valor y/o referencia
K	Kerma a la entrada del medio irradiado	Determinado a partir de medidas con cámara de ionización
d	Tamaño de pixel	100 μm , [GE 00]
$\varphi(E)$	Fluencia (espectro) de fotones por cm^2	Calculada a partir de los espectros de Boone, [Boone 97]
μ	Coefficiente lineal de atenuación	Tablas del NIST, [NIST]
η	Eficiencia cuántica de detección del centellador	Determinada por medio de la expresión 3.7
t	Grosor del centellador de CsI:Tl	280 μm , [Boone 02]
Q	Función de respuesta del centellador	1250 fotones de luz producidos por fotón de 25 keV, [Lemacks 01]

Tabla 4.4-2 Parámetros de exposición seleccionados para validar el cálculo de señal en el detector

A/F	kV	mAs
Mo/Mo	25	50
	28	50
	31	50
Mo/Rh	28	50
	31	50
	34	50
Rh/Rh	28	50
	31	50
	34	50

En la Figura 4.4-1 se muestran los cocientes VMP/VMP_{kVB} , en donde el valor medio de pixel es el medido en ROIs de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, ubicadas sobre la línea media de la imagen y a 4 cm del borde del tórax, y VMP_{kVB} es el VMP de la imagen con el kV más bajo utilizado en la adquisición de las imágenes, en función de la calidad del haz (CHR) utilizado. Para la señal calculada se evaluó el cociente Señal/Señal $_{kVB}$, es decir el cociente entre la señal calculada respecto de la señal calculada para el kV más bajo, en función de la CHR del haz simulado.

Se puede apreciar que el cálculo reproduce la dependencia observada experimentalmente. Para la combinación Mo/Mo y un mAs dado, la señal calculada aumenta un factor de 1 a 4.2 al aumentar el kV en 6, mientras que lo experimental aumenta un factor de 3.4, por lo que hay acuerdo dentro de un 25 %. Para Mo/Rh y Rh/Rh el cálculo muestra un mejor acuerdo con las medidas. El acuerdo óptimo es para Rh/Rh.

Se evaluó la influencia de los valores escogidos para los parámetros (ver Tabla 4.4-1), en los resultados mostrados en la Figura 4.4-1, modificando los datos de entrada que podrían no ser conocidos con total precisión (t y Q). La Tabla 4.4-3 muestra el efecto de los cambios como porcentaje del valor nominal.

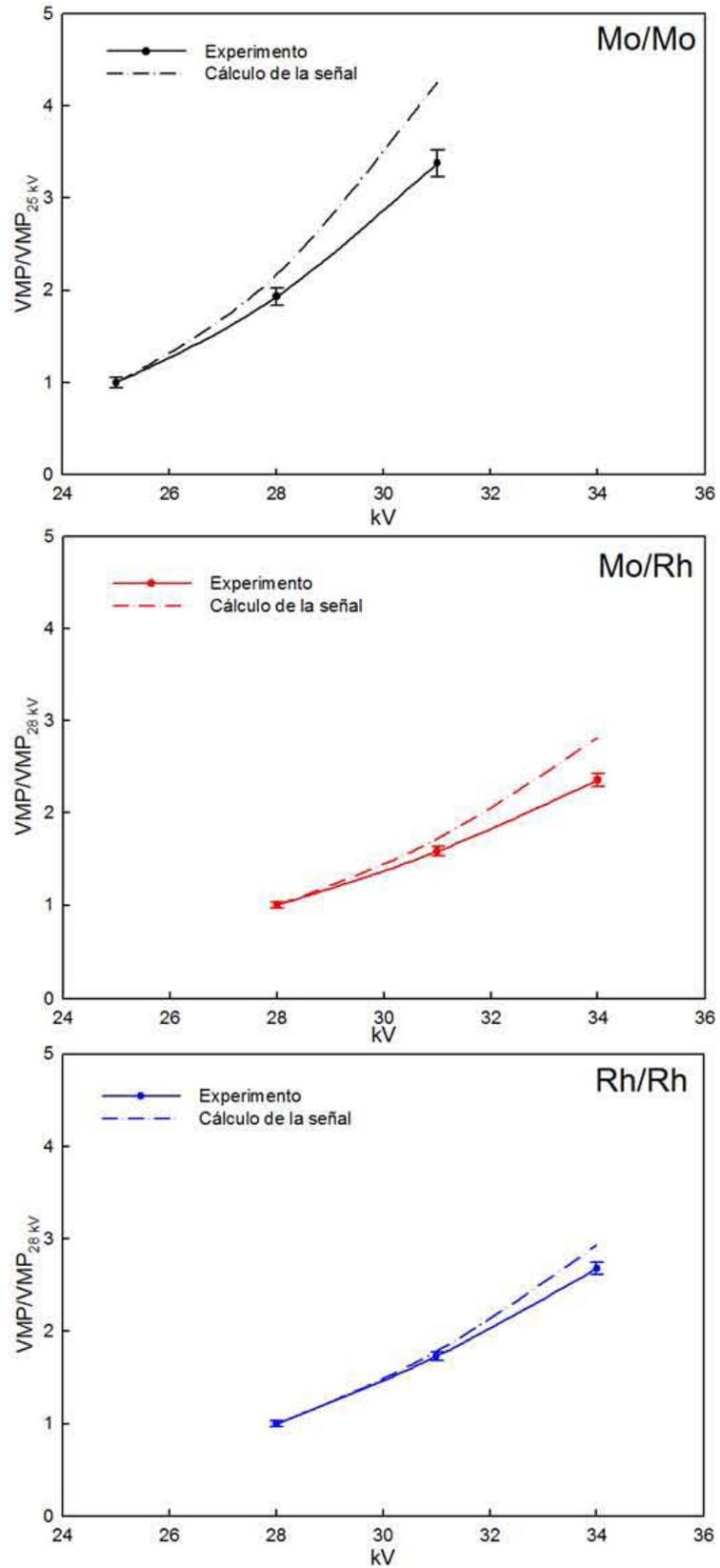


Figura 4.4-1. Dependencia del cálculo de señal en función de la calidad del haz utilizado, en todos los casos se usó la misma carga (50 mA) en el tubo.

Tabla 4.4-3 Parámetros de exposición seleccionados para validar el cálculo de señal en el detector

Parámetro	Valor nominal [rango]	Variación
t	280 μm [220 μm - 340 μm]	2 - 4 %
Q	50 fotones de luz por keV [30-70]	< 1 %

También se evaluó el efecto de considerar solo interacciones fotoeléctricas, y de este modo descartar la dispersión (Compton) en el cristal centellador, por medio de un factor de corrección F_C , el cual se obtiene a partir del cociente entre el coeficiente másico de absorción de energía (μ_{en}/ρ) y el coeficiente másico de atenuación (μ/ρ). El efecto de aplicar este factor de corrección en los resultados mostrados en la Figura 4.4-1, fueron variaciones entre el 1 % y el 3 %. Después de estas pruebas, se decidió usar los valores nominales que aparecen en la Tabla 4.4-1. En las secciones siguientes se presentan las simulaciones hechas con los cálculos de señal, comparadas con los resultados experimentales.

4.5 CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS PARA 4.5 cm DE ACRÍLICO, DISCOS DE ORO DE 0.8 mm DE DIÁMETRO Y 0.5 μm DE GROSOR

El análisis de la calidad de la imagen mediante el método propuesto se llevó a cabo en la celda que contiene a los discos de oro con 0.8 mm de diámetro y 0.5 μm de espesor, ya que esta celda se encuentra sobre la línea media del CDMAM, ver Figura 4.5-1. Cabe mencionar que no se eligió una celda más cercana al borde del tórax, ya que estos discos generalmente no son visibles debido a su delgadez.

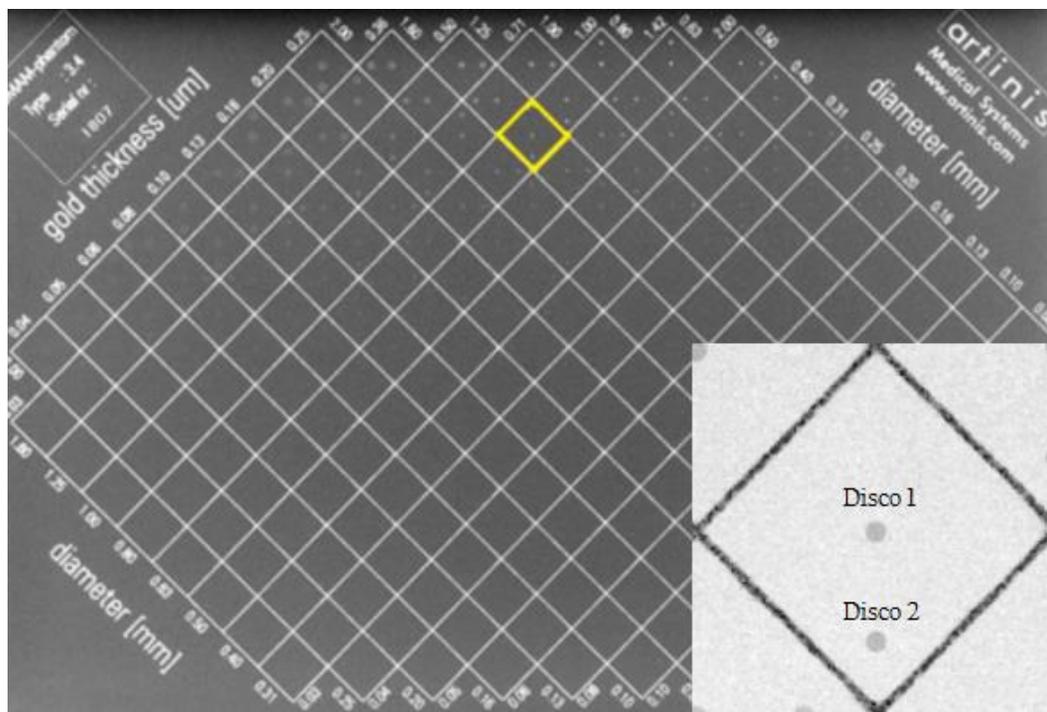


Figura 4.5-1. En color amarillo, celda seleccionada para realizar el análisis de la calidad de imagen. En el recuadro se muestran los discos analizados.

Posteriormente, el mismo método se aplicó a los discos con grosor de 0.71 y 0.36 μm y diámetros de 0.80 y 0.63 mm respectivamente. Este análisis se realizó para los tres grosores de acrílico utilizados 4, 4.5 y 5 cm. Por espacio y similitud en los resultados, en esta sección se presentaran únicamente los resultados para 4.5 cm de acrílico (equivalente a una mama de 5.3 cm de grosor y 29 % glandular); los resultados para 4 y 5 cm se pueden consultar en el Anexo B.

Mediante el programa desarrollado se obtuvieron los parámetros de calidad de imagen descritos en la sección 3.5 de este escrito, y lo obtenido es mostrado en la Tabla 4.5-1.

Tabla 4.5-1. Parámetros de calidad de imagen obtenidos mediante el método de análisis propuesto para 4.5 cm de acrílico, disco de 0.8 mm de diámetro y 0.5 μm de espesor. En rojo (celdas grises) se muestran los resultados para la técnica escogida por el mastógrafo de forma automática.

4.5 cm acrílico, disco de 0.8 mm de diámetro y 0.5 μm de espesor											
A/F	kV	mAs	VMP Disco 1	VMP Disco 2	VMP Fondo	Ruido	Contraste	SNR	CNR	FOM _{SNR}	FOM _{CNR}
Mo/ Mo	25	40	143	142	154	1.87	0.072	76.2	5.9	11411	68.61
		50	178	178	192	2.29	0.072	77.8	6.0	9515	57.52
		63	225	225	242	2.51	0.072	89.6	6.9	10023	59.61
	28	40	276	276	296	2.70	0.066	102.2	7.2	13328	66.92
		50	346	346	370	2.87	0.065	120.4	8.4	14818	72.78
		63	441	441	472	3.34	0.065	132.2	9.1	14170	67.64
	31	40	487	486	516	3.24	0.058	150.0	9.3	20551	78.57
		50	610	609	648	4.04	0.059	150.9	9.5	16645	65.74
		63	770	769	818	4.70	0.059	163.7	10.3	15535	61.33
Mo/ Rh	28	40	341	342	364	2.75	0.062	123.9	8.2	21208	92.94
		50	427	428	456	2.97	0.062	143.8	9.6	22860	101.30
		63	520	521	554	3.57	0.061	145.9	9.4	19198	79.77
	31	40	544	544	578	3.63	0.059	149.8	9.3	21680	83.81
		50	681	685	724	4.00	0.057	152.7	9.2	22515	81.27
		63	861	864	914	4.48	0.057	199.4	12.0	22777	82.09
	34	40	820	821	867	4.83	0.054	169.8	9.6	20958	67.70
		50	1028	1032	1087	5.48	0.052	188.1	10.4	20566	62.66
		63	1293	1295	1365	6.67	0.052	194.1	10.6	17382	52.04
Rh/ Rh	28	40	490	491	520	3.10	0.057	158.4	9.5	33264	120.83
		50	614	614	651	3.62	0.056	156.6	9.3	30619	108.36
		56	691	687	731	3.83	0.057	179.9	10.9	30643	112.56
	31	40	847	846	895	4.76	0.054	178.0	10.2	28600	94.46
		50	1065	1062	1123	5.26	0.053	214.5	12.1	29393	94.12
		56	1198	1196	1263	5.61	0.052	213.2	11.8	29299	89.70
	34	40	1325	1325	1394	6.13	0.049	216.3	11.2	30379	81.96
		50	1661	1660	1745	6.52	0.049	262.2	13.4	33748	88.17
		56	1863	1863	1959	7.19	0.049	259.2	13.3	31184	82.23

Como se puede apreciar en la tabla 4.5-1, el VMP aumenta conforme aumenta el mAs y el kV, consecuencia de la respuesta lineal del detector. Para un kV y mAs dado el VMP es mayor cuando se utilizan las combinaciones Mo/Rh y Rh/Rh, en comparación con Mo/Mo, por ejemplo si nos fijamos en 28 kV y 50 mAs, el VMP_{Fondo} es 370, 456 y 651 para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh respectivamente. Respecto al ruido éste resulta ser menor al 2 % del VMP, esto se debe a que las medidas se realizan en las imágenes promedio (de las 8 imágenes adquiridas con los mismos parámetros radiológicos), y el ruido disminuye un factor de aproximadamente $1/\sqrt{8}$.

Por otro lado, el contraste medido refleja la dependencia que tiene respecto a la energía del haz, ya que al aumentar la energía del haz (kV) el contraste disminuye, esto se podía anticipar de la Figura 2.1-1. También se observa que el SNR y CNR crecen monótonicamente con la carga del tubo (mAs). El contraste prácticamente no depende del mAs, tal como se espera.

Los resultados muestran que el mastógrafo selecciona el tiempo de exposición (mAs) de tal forma que a la región de detección del CAE llegue un determinado número de fotones, así que se tiene un SNR similar en todos los casos (dentro de un 5 %). Esto se aprecia en VMP_{fondo} y en el SNR obtenido en las imágenes adquiridas de forma automática, los cuales se encuentran enfatizados en color rojo en las Tablas 4.5-1, B-3 y B-4. Los VMP_{fondo} resultaron 594, 554 y 593, y el SNR fue 152, 146 y 153, para 4, 4.5 y 5 cm respectivamente.

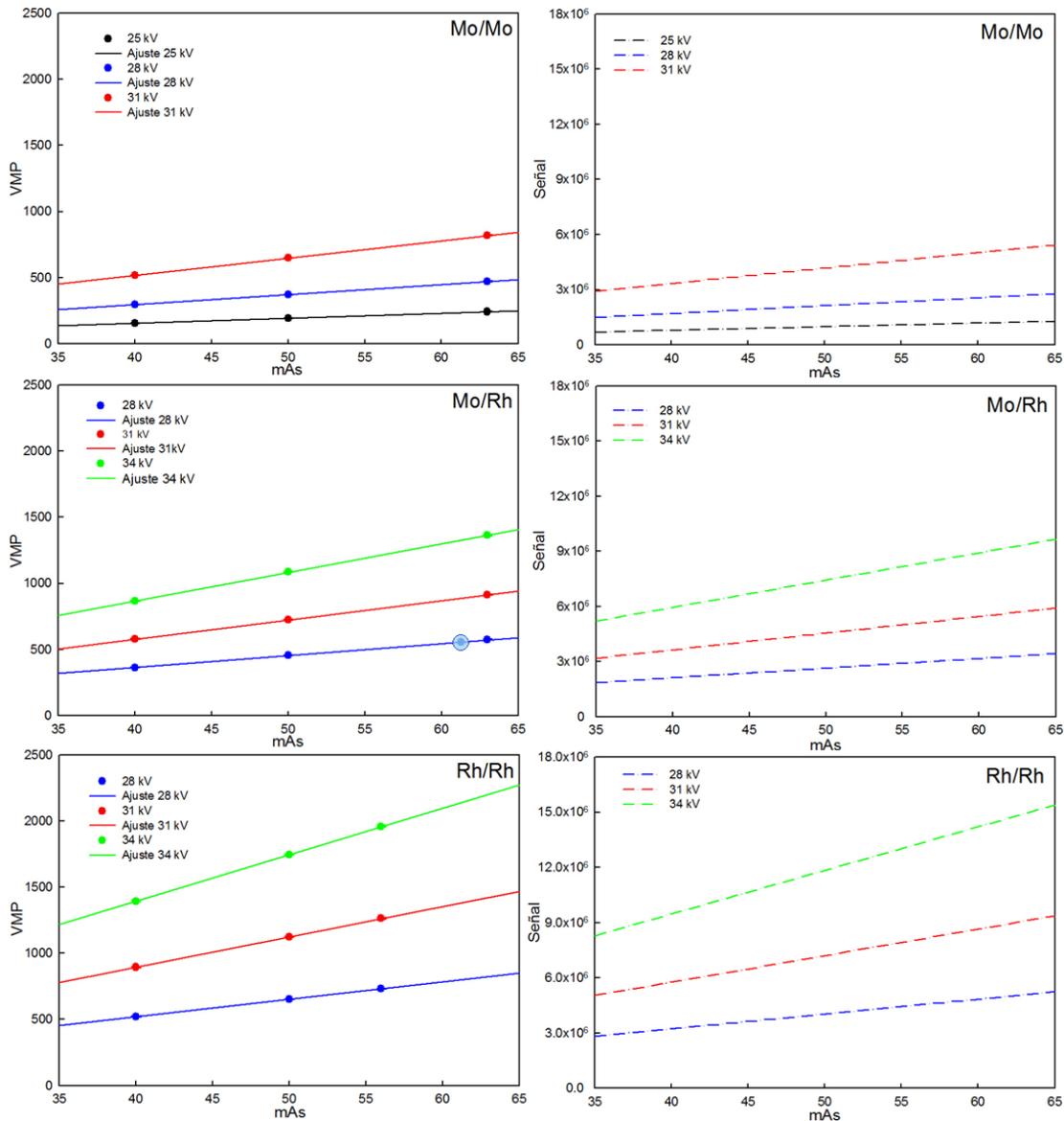


Figura 4.5-2. Respuesta (VMP) del detector en función de la carga del tubo de rayos X (mAs), para los diferentes kV y combinaciones de A/F utilizados, para 4.5 cm de acrílico. Del lado derecho se muestra la señal calculada (fotones de luz generados en el detector de CsI). El círculo azul indica el resultado para los parámetros elegidos por el mastógrafo en modo automático. Las incertidumbres son pequeñas por lo que no se aprecian en el gráfico.

Se observa que para 4 y 5 cm el VMP_{fondo} y el SNR son prácticamente iguales, mientras que para 4.5 cm se encuentra una diferencia de 7 % para el VMP y del 4 % para el SNR. Esto se debe a que para 4.5 cm el mastógrafo selecciona la combinación Mo/Rh, y como se aprecia en la Figura 4.1-2, el aplanado para dicha combinación es diferente a las otras dos combinaciones.

Los parámetros de calidad medidos (VMP, SNR, etc.) se grafican a continuación comparados con los cálculos de señal.

En la Figura 4.5-2 (izquierda) se presenta la relación entre el VMP del fondo de la celda analizada y el mAs, para las tres combinaciones de A/F y kV utilizados. A la derecha se muestran los cálculos.

Como se puede observar la respuesta es lineal con respecto a la carga del tubo. El coeficiente de correlación R^2 fue mejor que 0.99983 para Mo/Mo, 0.99968 para Mo/Rh y 0.99997 para Rh/Rh. También se observa que entre mayor sea el kV más grande es la pendiente de la recta. Esto es porque a mayor kV más rayos X son generados en el tubo por unidad de mAs. La combinación de A/F que presenta las pendientes más pequeñas es Mo/Mo, ya que al tener estos rayos X una energía efectiva menor, la probabilidad de que los fotones del haz interactúen con el maniquí es mayor, lo que significa una menor cantidad de fotones que llegan al detector. Por el contrario, para la combinación Rh/Rh, es menor la interacción con el maniquí, por lo cual hay una mayor cantidad de fotones que llegan al detector. Con respecto a la señal calculada se puede apreciar que ésta también es lineal con la carga del tubo y, los cálculos reproducen la dependencia observada.

Se graficó el VMP en función del kV para una carga del tubo constante (50 mAs), ver Figura 4.5-3, para observar la dependencia de la respuesta respecto de la energía del haz. Se puede apreciar que la respuesta es no-lineal con el kV. Para un kV dado, por ejemplo 30 kV, la combinación A/F que genera un VMP más grande es Rh/Rh, le sigue la combinación Mo/Rh y finalmente Mo/Mo; se observa que el VMP generado por la combinación Mo/Rh es ligeramente mayor que el VMP generado por Mo/Mo, en comparación con la combinación Rh/Rh. Respecto de la señal calculada se aprecia un buen acuerdo con las observaciones.

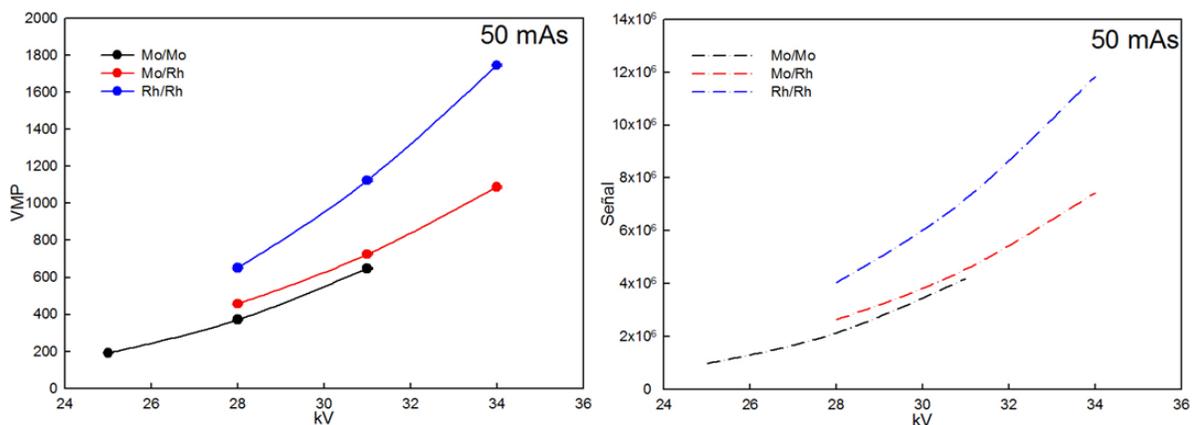


Figura 4.5-3. VMP medido y señal calculada en función del kV aplicado al tubo de rayos X, para 4.5 cm de acrílico. Las incertidumbres son pequeñas por lo que no se aprecian en el gráfico.

Al observar parámetros de calidad de imagen, como el contraste, en función de μ , el coeficiente lineal de atenuación para la energía promedio del haz en oro (Au), ver Figura 4.5-4, se aprecia que para haces más energéticos (menor μ) el contraste disminuye. El haz utilizado que presenta el mayor contraste es Mo/Mo con 25 kV, que es el menos energético.

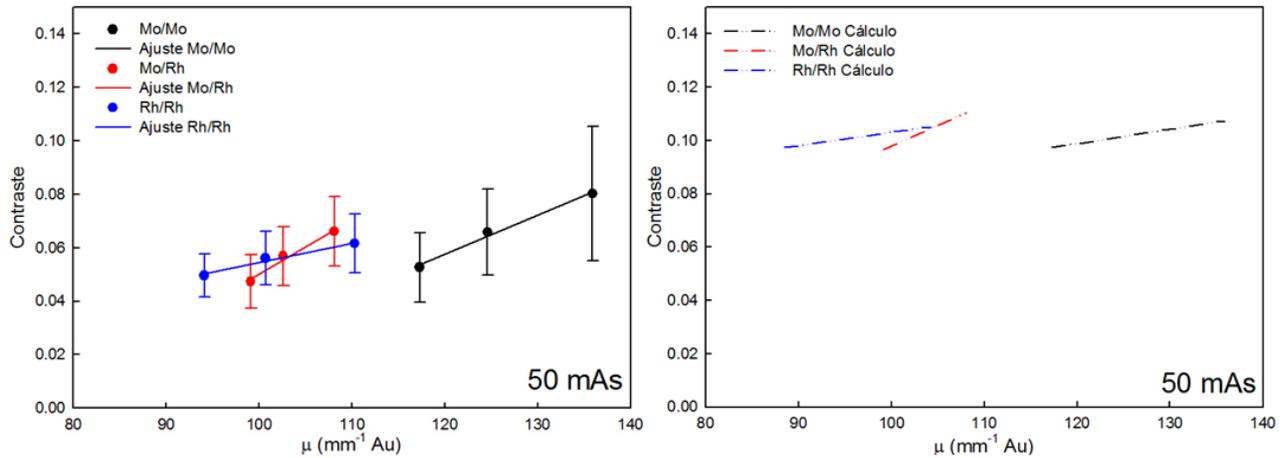


Figura 4.5-4. Contraste en función del coeficiente μ del haz en oro (Au), para 50 mAs y 4.5 cm de acrílico.

Por otro lado, el contraste calculado describe cualitativamente lo obtenido experimentalmente. Para cada combinación de A/F se obtiene un comportamiento lineal, con la dependencia correcta con la calidad del haz. Los cálculos predicen contrastes entre un 10 % y 50 % mayores que lo observado.

En la Figura 4.5-5 se encuentra graficado el SNR^2 en función de la DGP (ver sección 4.3), y ya que tanto el SNR^2 como la DGP son proporcionales al número de fotones N , se espera una relación lineal, la cual se puede observar tanto para los datos obtenidos por el método de análisis propuesto, como por lo simulado por el programa de cálculo de señal.

A los datos se les ajustó una recta para cada combinación de A/F y los coeficientes de correlación fueron mayores que 0.855, 0.827 y 0.924 para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, respectivamente. Se puede observar que el SNR^2 calculado es muy semejante a lo medido. Las diferencias entre las diferentes calidades de haz medidas son reproducidas por el cálculo.

Enfocándonos en la evaluación del desempeño del equipo mediante la utilización de las FOM, en la Figura 4.5-6 se muestra la FOM_{SNR} , (ver sección 3.9) como función de la carga del tubo (mAs).

Lo esperado es que la FOM sea independiente del mAs, ya que se formuló de tal forma que fuera independiente del número de fotones, ver ecuación 3.12. Se puede apreciar que las medidas corresponden con lo esperado, ya que su comportamiento es constante cuando se varía el mAs. Por supuesto, el cálculo corresponde con el modelo de trabajo.

Visto en detalle lo experimental muestra ciertas variaciones, esto en parte es ocasionado por la falta de estadística, al utilizar sólo 8 imágenes por combinación de parámetros radiológicos (ver sección 4.2, tabla 4.2-2). Sin embargo los datos experimentales se ajustan de forma

adecuada con el comportamiento constante esperado. La combinación Mo/Mo a 31 kV es la combinación menos constante, todas las otras combinaciones siguen con buen acuerdo la tendencia esperada.

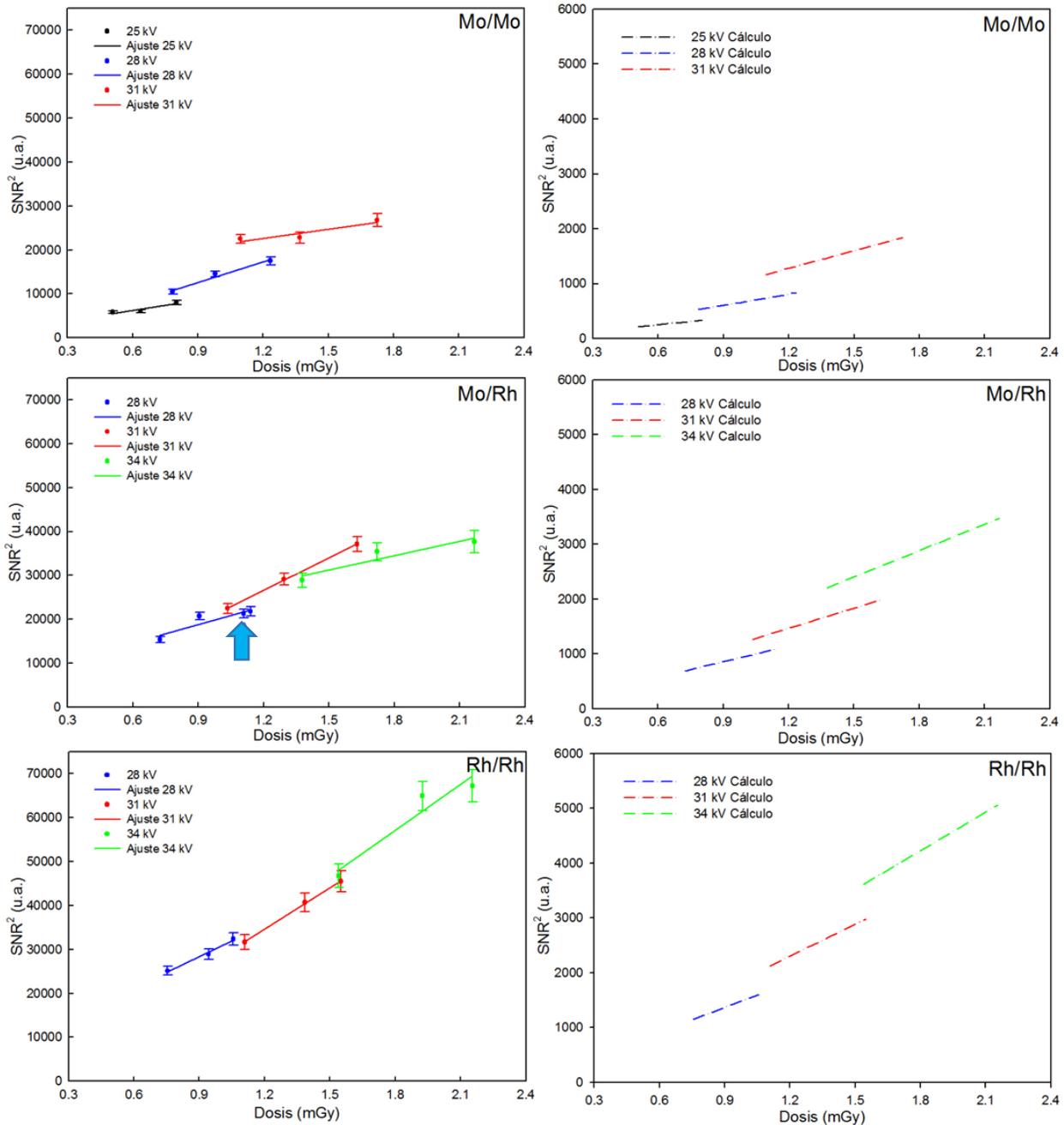


Figura 4.5-5. SNR² en función de la Dosis (DGP) para 4.5 cm de. La flecha azul indica el resultado para los parámetros elegidos por el mastógrafo en modo automático.

En la Figura 4.5-7 se muestra la FOM_{CNR} en función del mAs, y por construcción de la FOM_{CNR} ésta también debería ser independiente de la carga del tubo. Como se aprecia en la figura los datos experimentales se ajustan de forma adecuada con el comportamiento constante esperado. La combinación Mo/Mo a 31 kV y Mo/Rh a 28 kV, son las combinaciones menos constantes, todas las

otras combinaciones siguen con buen acuerdo la tendencia esperada. Por supuesto, el cálculo corresponde con el modelo de trabajo.

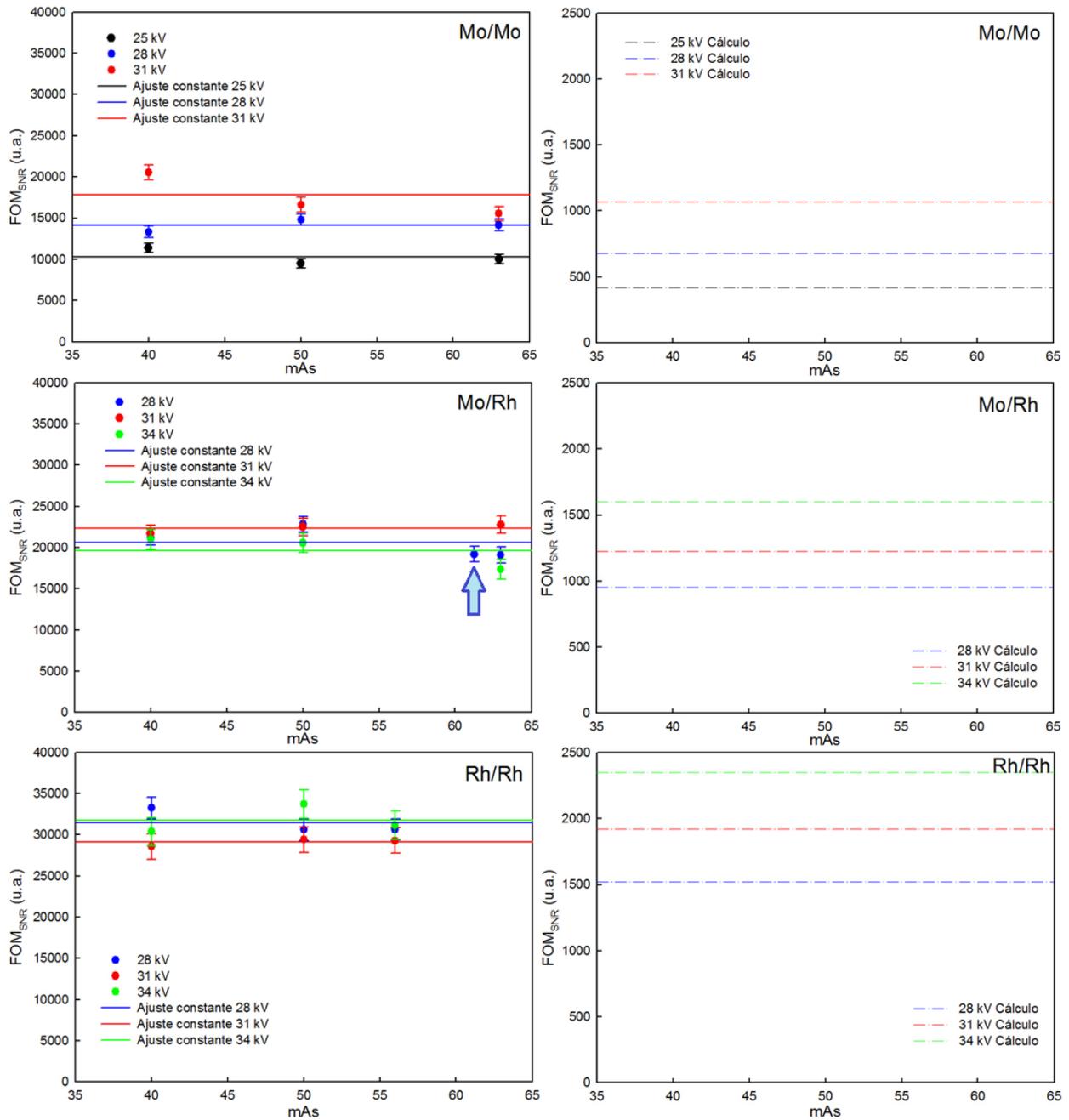


Figura 4.5-6 FOM (SNR²/DGP) en función del mAs, para 4.5 cm de acrílico. La flecha azul indica el resultado para los parámetros elegidos por el mastógrafo en modo automático.

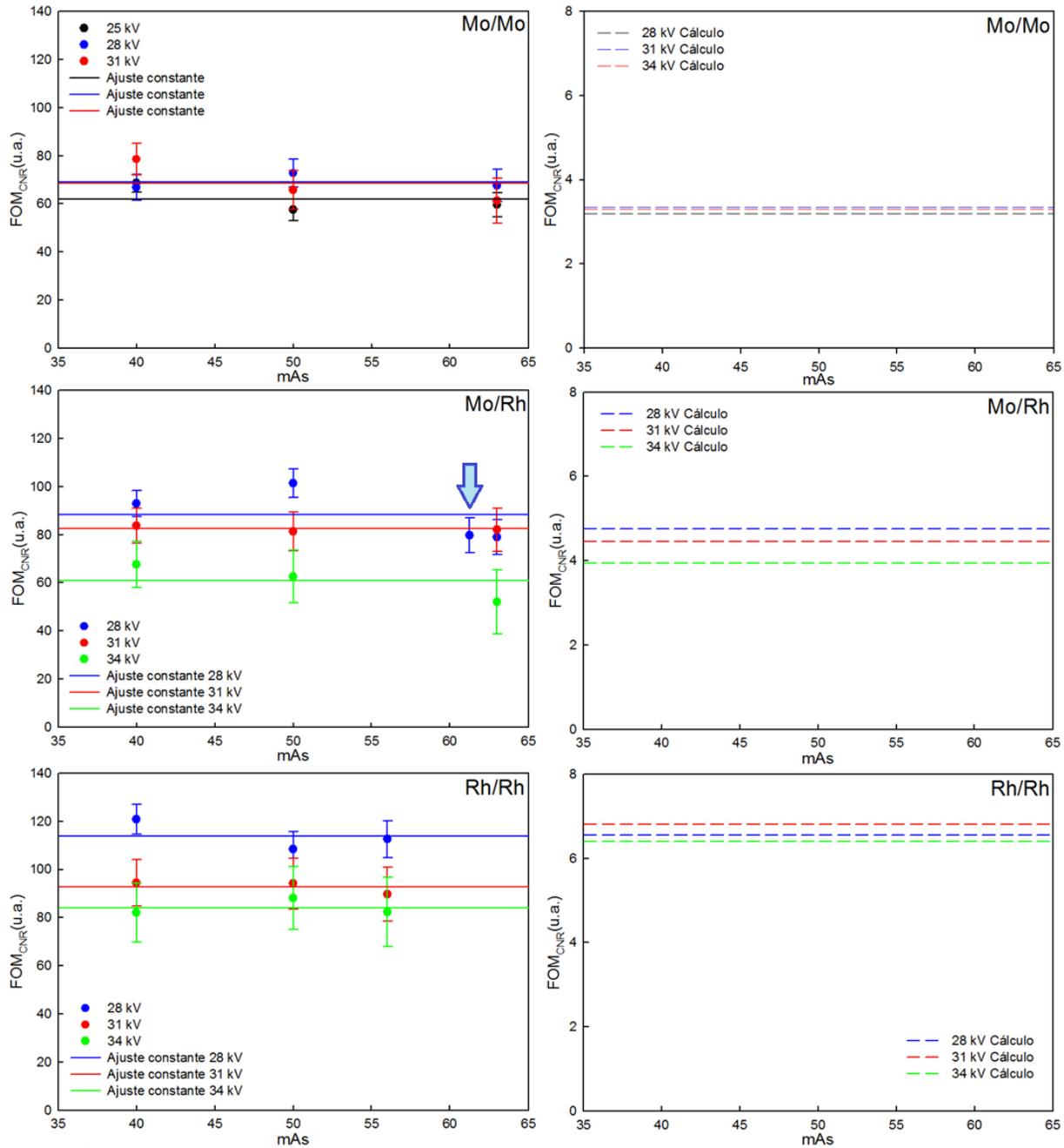


Figura 4.5-7 FOM_{CNR} (CNR²/DGP) en función del mAs, para 4.5 cm deacrílico. La flecha azul indica el resultado para los parámetros elegidos por el mastógrafo en modo automático.

En la Figura 4.5-8 se muestra la FOM_{SNR} en función del kV aplicado al tubo de rayos X. Como se puede observar en los cálculos, para las tres combinaciones de A/F se obtienen curvas crecientes en el intervalo de kV correspondiente. Los resultados experimentales muestran este comportamiento solo para la combinación Mo/Mo. Para las otras combinaciones se obtienen tendencias independientes del kV.

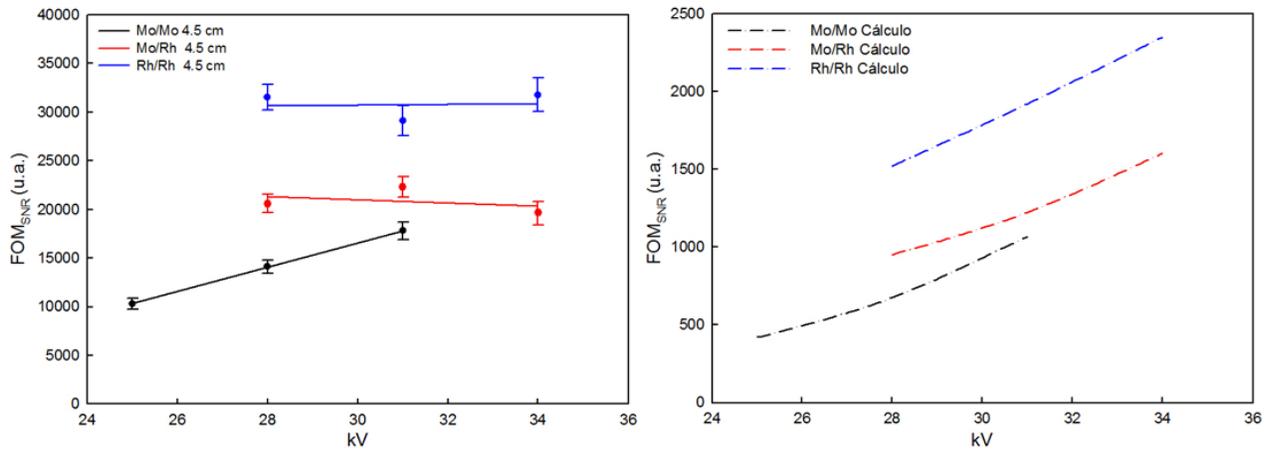


Figura 4.5-8. FOM_{SNR} en función del kV aplicado al tubo de rayos X, para 4.5 cm de acrílico. A la derecha se muestra el resultado del programa para calcular señal.

De la Figura 4.5-8 se puede inferir que para 4.5 cm de acrílico y el intervalo de parámetros radiológicos seleccionados, la mejor opción para la combinación Mo/Mo es 31 kV. De las tres combinaciones de A/F, la óptima es Rh/Rh, con una FOM que es mejor que las otras combinaciones (por un factor entre 1.5 y 3, similar a lo predicho).

En la Figura 4.5-9 se muestra la FOM_{CNR} en función del kV aplicado al tubo de rayos X. Como se puede observar en los cálculos, se obtienen curvas decrecientes en el intervalo de kV correspondiente, para las combinaciones Mo/Rh y Rh/Rh, mientras que para la combinación Mo/Mo la curva es ligeramente creciente. Los resultados experimentales muestran este comportamiento.

Se puede inferir que para 4.5 cm de acrílico y el intervalo de parámetros radiológicos seleccionados, la mejor opción para la combinación Mo/Mo es 31 kV. De las tres combinaciones de A/F, la óptima es Rh/Rh, con una FOM que es mejor que las otras combinaciones (por un factor entre 1.5 y 2).

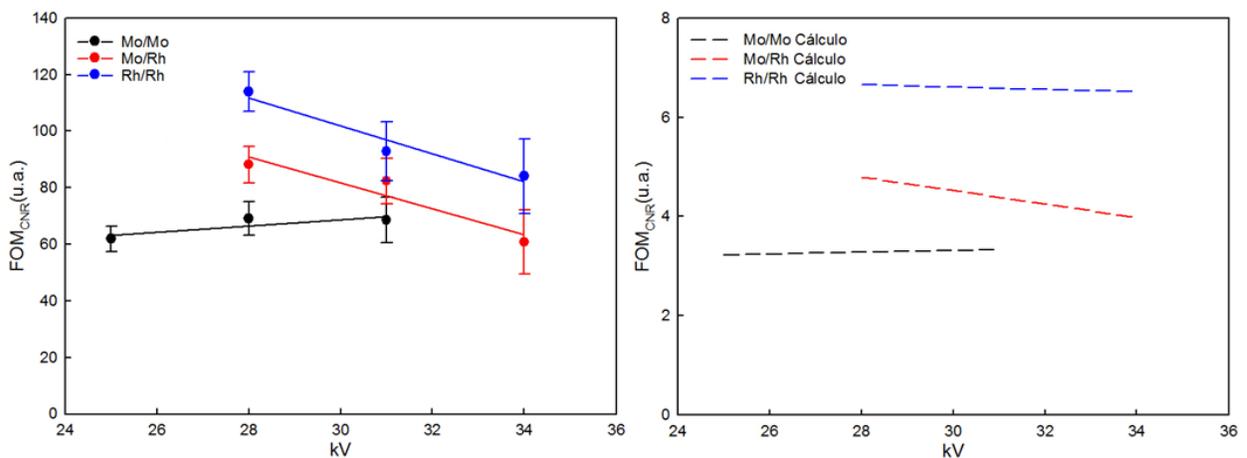


Figura 4.5-9. FOM_{CNR} en función del kV aplicado al tubo de rayos X, para 4.5 cm de acrílico. A la derecha se muestra el resultado del programa para calcular señal.

4.6 CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS CON DISCOS DE ORO DE OTRAS CELDAS

El método propuesto para análisis de imágenes del CDMAM fue utilizado en otras celdas con discos de oro de diferente grosor y de diferente diámetro, en específico con discos de oro con grosor 0.71 y 0.36 μm y, con diámetros de 0.80 y 0.63 mm, respectivamente. En la figura 4.6-1, del lado izquierdo se muestra la relación entre el SNR^2 para estos discos de oro, y la DGP, incluyendo lo ya mostrado en la Figura 4.5-5 para el disco con grosor de 0.50 μm . Del lado derecho se muestra la relación entre CNR^2 y DGP para los mismos discos y grosores.

Para cada grosor en cada combinación de A/F se ajustó una recta. En el caso de SNR^2 y la combinación Mo/Mo los coeficientes de correlación fueron 0.919, 0.891 y 0.929 para 0.36, 0.50 y 0.71 μm de grosor respectivamente. En Mo/Rh fueron 0.928, 0.892, 0.878 y en Rh/Rh 0.460, 0.975 y 0.912, para los mismos grosores del disco. Para CNR^2 y la combinación Mo/Mo los coeficientes de correlación fueron 0.896, 0.932 y 0.943 para 0.36, 0.50 y 0.71 μm de grosor respectivamente. En Mo/Rh fueron 0.752, 0.612, 0.792 y en Rh/Rh 0.647, 0.947 y 0.525, para los mismos grosores del disco.

Tanto para SNR^2 como para CNR^2 , los ajustes lineales son una buena descripción de la tendencia observada (a excepción de la combinación Rh/Rh ya que muestra el peor ajuste lineal para los discos de 0.36 μm de grosor) y no muestran diferencia sistemática observada entre lo medido en celdas diferentes, por lo que se puede considerar que el análisis cuantitativo puede realizarse en discos de diferente grosor.

Se puede observar que para las tres combinaciones de A/F, los discos de oro de 0.36 μm de grosor son los que tiene el mayor SNR^2 , ya que por su grosor permiten una mayor transmisión de los fotones de rayos X. Mientras que los mismos discos de 0.36 μm son los que generan un CNR^2 menor, ocasionado también por su grosor (ver sección 2.2.1).

En la Figura 4.6-2 se muestran las FOM obtenidas para estos tres discos. Las FOM preservan lo observado previamente en las Figuras 4.5-8 y 4.5-9. Se puede observar que a menor grosor del disco de oro, el valor obtenido para la FOM_{SNR} es mayor, debido a que la señal en el disco aumenta, ya que llega una mayor cantidad de fotones al detector. Para la FOM_{CNR} el mayor grosor ofrece los mejores valores.

Para ambas FOM, la combinación Rh/Rh es la que ofrece un mejor desempeño considerando calidad de imagen y dosis. En el caso de la FOM_{SNR} éste es superior a las alternativas hasta en un factor de entre 3.5 y 4, y en el caso de la FOM_{CNR} , en un factor de 2.

Para Rh/Rh, el kV que ofrece un mejor desempeño en el caso de la FOM_{CNR} es el inferior (28 kV), hasta por un 32 % mejor que el más alto estudiado (34 kV), mientras que en FOM_{SNR} parece no haber mucha diferencia entre 28 kV y 34 kV.

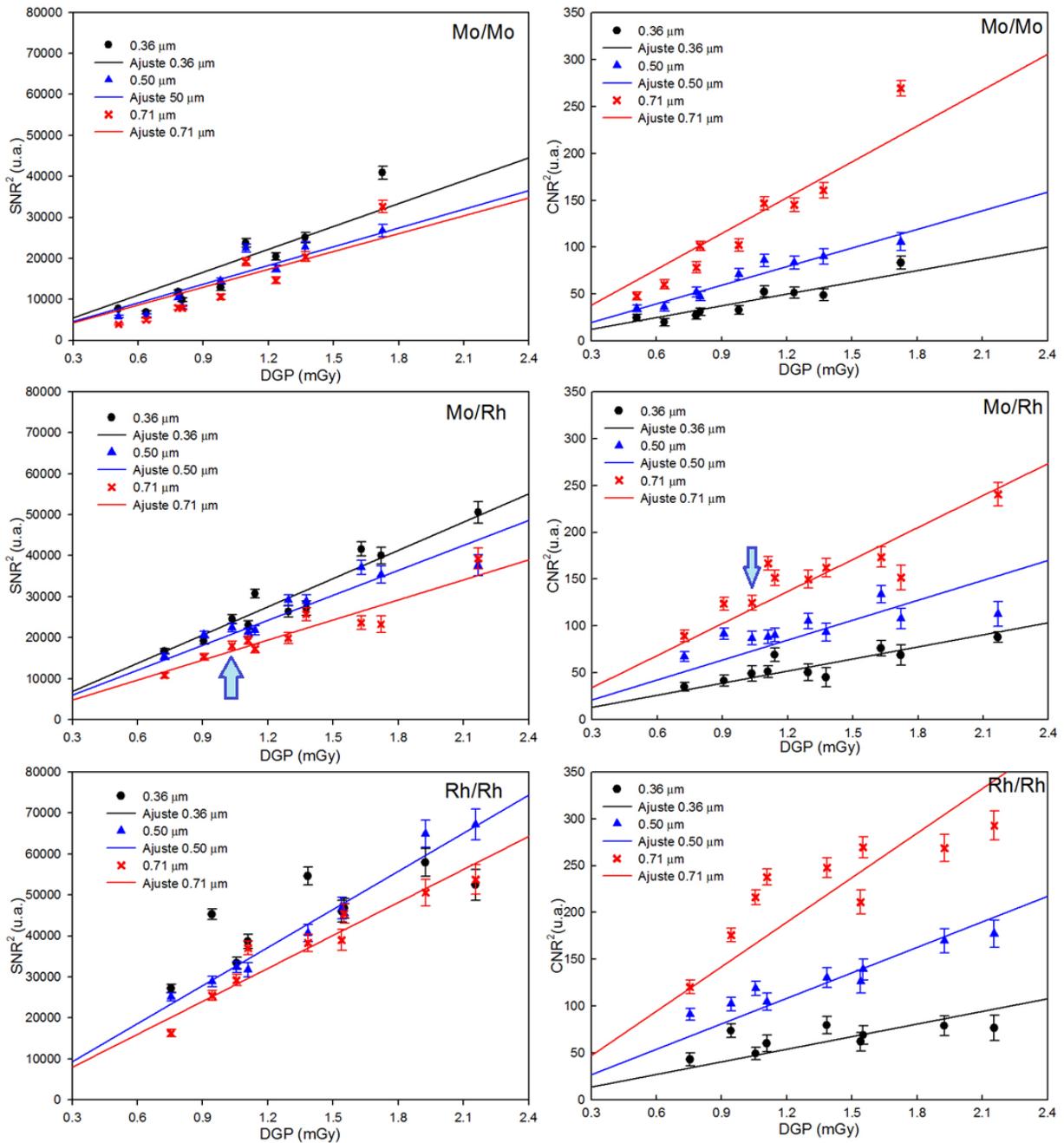


Figura 4.6-1. Del lado izquierdo la relación entre SNR^2 y DGP para los discos de oro de 0.36, 0.50 y 0.71 μm de grosor, para 4.5 cm de acrílico y las tres combinaciones de A/F utilizadas, del lado derecho la relación entre CNR^2 y DGP para los mismos parámetros. Las flechas azules indican los resultados para los parámetros elegidos por el mastógrafo en modo automático.

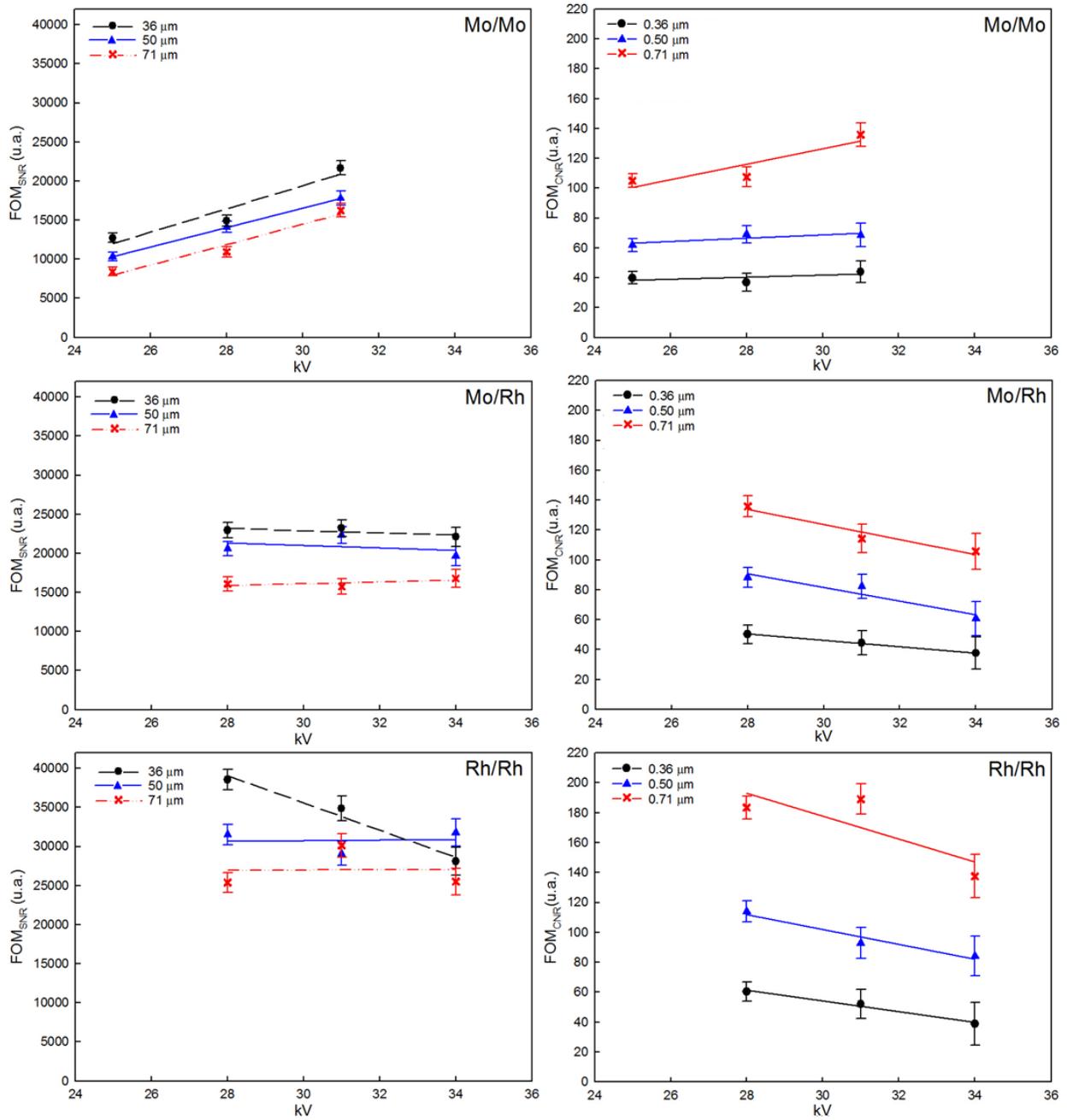


Figura 4.6-2. FOM_{SNR} y FOM_{CNR}, obtenidas para las tres combinaciones de A/F Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, evaluados en discos de oro de diferente grosor, para 4.5 cm de acrílico.

4.7 CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS PARA DIFERENTES GROSORES DE ACRÍLICO

A continuación se presentan una comparación de los resultados obtenidos con el método propuesto para análisis de imágenes del CDMAM, para 4, 4.5 y 5 cm de acrílico (es decir para mamas de 4.5, 5.3 y 6 cm de grosor), sobre el disco de 0.80 mm de diámetro y grosor de 0.50 μm .

En la Figura 4.7-1, del lado izquierdo se muestra la relación entre el SNR^2 y la DGP para los diferentes espesores de acrílico, mientras que del lado derecho la relación entre el CNR^2 y la DGP para los mismos grosos.

A cada conjunto de datos se ajustó una recta. Los coeficientes de correlación lineal R^2 entre SNR^2 y DGP fueron mayores que 0.891 para Mo/Mo, 0.892 para Mo/Rh y 0.919 para Rh/Rh, lo que refleja una buena relación lineal entre las variables. Se observa que para cada combinación de A/F, la relación para 4.0 cm de acrílico presenta el mejor SNR para una dosis dada.

Para la relación entre CNR^2 y DGP, los coeficientes de correlación lineal R^2 fueron mayores que 0.827 para Mo/Mo, 0.612 para Mo/Rh y 0.783 para Rh/Rh, por lo que la relación lineal no es tan buena como en el caso de SNR^2 , sin embargo ésta se mantiene. Se observa que para cada combinación de A/F, la relación para 4.0 cm de acrílico presenta el mejor CNR para una dosis dada.

Como se puede apreciar en la Figura 4.7-1, los valores de SNR^2 y de CNR^2 que se obtienen con los parámetros seleccionados por el CAE del mastógrafo (indicados por las flechas) selecciona valores de DGP entre 1.0 y 1.2 mGy, lo que indica que el mastógrafo elige parámetros radiológicos que brinden una dosis considerada baja, lo cual no indica necesariamente que sea lo óptimo.

En la Figura 4.7-2 se muestra la comparación de las FOM_{SNR} en función del kV, obtenidas mediante el método propuesto en este trabajo (sobre el disco de 0.80 mm de diámetro y grosor de 0.50 μm), para los diferentes grosos de acrílico y para las diferentes combinaciones de A/F disponibles en el mastógrafo. Como se puede apreciar, los valores de la FOM_{SNR} son mayores para 4.0 cm de acrílico que para 4.5 y 5.0 cm de acrílico, y esto es debido a que llegan más fotones al detector. Las flechas muestran los valores de la FOM_{SNR} que se obtienen con los parámetros radiológicos seleccionados por el CAE, estos valores son muy similares entre sí (en un rango de valores de un 10% del promedio). Se puede observar una preferencia por seleccionar 28 kV.

En la Figura 4.7-3 se muestran las FOM_{CNR} en función del kV, obtenidas mediante el método propuesto en este trabajo (sobre el disco de 0.80 mm de diámetro y grosor de 0.50 μm), para los diferentes grosos de acrílico, y para las diferentes combinaciones de A/F disponibles en el mastógrafo. Como se puede apreciar, se obtienen mayores valores de la FOM_{CNR} para 4.0 cm de acrílico que para 4.5 y 5.0 cm de acrílico, y esto es debido, igualmente a que llegan más fotones al detector. Las flechas muestran los valores de la FOM_{CNR} que se obtienen con los parámetros radiológicos seleccionados por el CAE. Como se puede observar la elección que

realiza el CAE no conserva tan bien el valor de la FOM_{CNR} , a diferencia de lo observado con la FOM_{SNR} (rango de valores igual al 17 % del promedio).

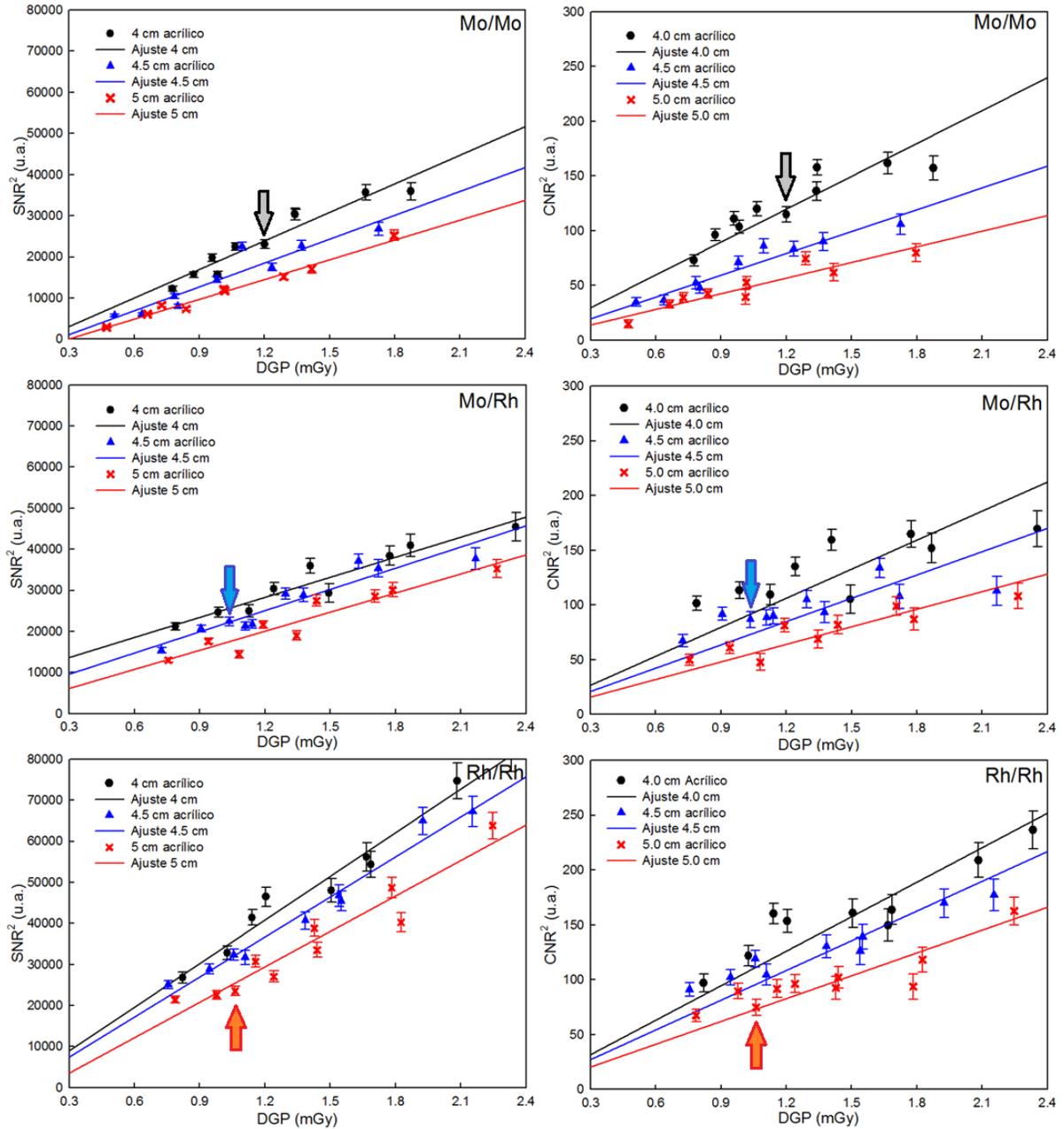


Figura 4.7-1. Del lado izquierdo la relación entre SNR^2 y DGP, y del lado derecho la relación entre CNR^2 y DGP, sobre el disco de 0.80 mm de diámetro y grosor de 0.50 μm , para 4.0, 4.5 y 5.0 cm de acrílico, en las diferentes combinaciones de A/F utilizadas. Las flechas negras indican los valores obtenidos para la selección del CAE para 4.0 cm de acrílico, las azules para 4.5 cm de acrílico y las rojas para 5.0 cm de acrílico.

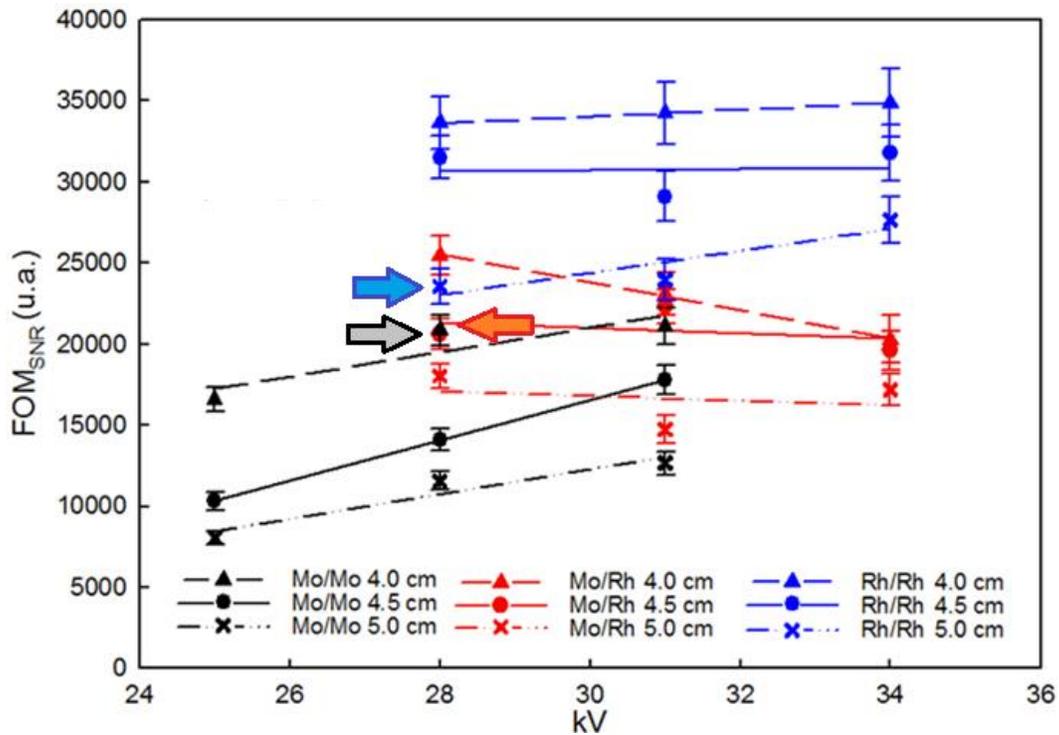


Figura 4.7-2. FOM_{SNR} sobre el disco de 0.80 mm de diámetro y grosor de 0.50 μ m, para los tres grosores de acrílico, 4.0, 4.5 y 5.0 cm, usando las tres combinaciones de A/F disponibles en el mastógrafo. La flecha negra indica el valor obtenido para la selección del CAE para 4.0 cm de acrílico, la azul para 4.5 cm de acrílico y la roja para 5.0 cm de acrílico.

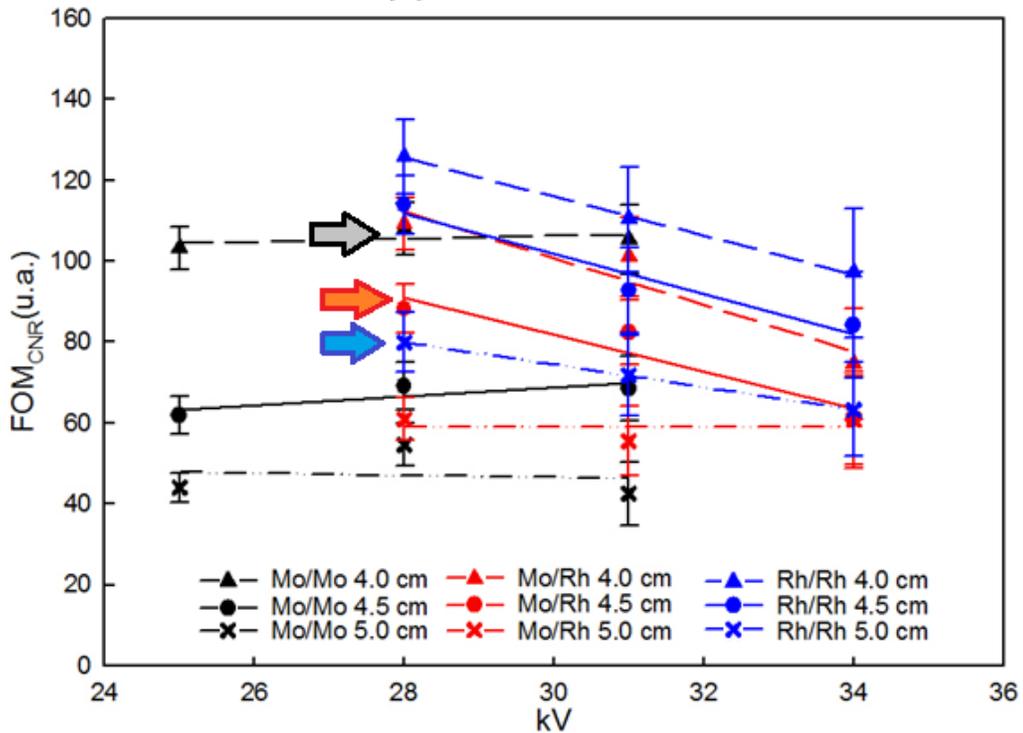


Figura 4.7-3. FOM_{CNR} sobre el disco de 0.80 mm de diámetro y grosor de 0.50 μ m, para los tres grosores de acrílico, 4.0, 4.5 y 5.0 cm, usando las tres combinaciones de A/F disponibles en el mastógrafo. La flecha negra indica el valor obtenido para la selección del CAE para 4.0 cm de acrílico, la azul para 4.5 cm de acrílico y la roja para 5.0 cm de acrílico.

Lo encontrado en los gráficos previos, se encuentra resumido en la Tabla 4.7-1. Para cada grosor de mama simulado se comparan los factores que selecciona el mastógrafo con los factores óptimos encontrados, dentro del intervalo de parámetros de adquisición analizados.

Tabla 4.7-1 Parámetros seleccionados de forma automática por el mastógrafo, y los óptimos de acuerdo con las FOM_{SNR} y la FOM_{CNR} .

Grosor acrílico (cm)	Grosor mama (cm)	Glandularidad %	Modo Automático		Óptimo FOM_{SNR}		Óptimo FOM_{CNR}	
			A/F	kV	A/F	kV	A/F	kV
4.0	4.5	41	Mo/Mo	28	Rh/Rh	34	Rh/Rh	28
4.5	5.3	29	Mo/Rh	28	Rh/Rh	34	Rh/Rh	28
5.0	6.0	30	Rh/Rh	28	Rh/Rh	34	Rh/Rh	28

Se observa que para los grosores de acrílico entre 4.0 y 5.0 cm, lo óptimo es utilizar haces duros como Rh/Rh con kV entre 28 y 34 (ver Fig. 4.6-2). Como se observa en la Figura 4.7-2, para los grosores de 4.0 y 4.5 cm no hay mucha diferencia al utilizar kV entre 31 y 34 kV, ya que la diferencia en la FOM es de 1 a 4 %, siendo 34 kV la que brinda un mayor valor para la FOM_{SNR} . Para el grosor de 5.0 cm, es claro que lo óptimo para la FOM_{SNR} es utilizar Rh/Rh con 34 kV.

Por otro lado, al utilizar la FOM_{CNR} se observa que lo óptimo es utilizar la combinación Rh/Rh y 28 kV, para los tres grosores de acrílico. Esto brinda los mayores valores de FOM_{CNR} debido a que se obtienen mejores contrastes con haces de 28 kV que con los de 34 kV. Cabe hacer notar que el mastógrafo selecciona los parámetros óptimos (respecto de la FOM_{CNR}) sólo para 5 cm de acrílico.

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN

En este trabajo se ha estudiado el desempeño de un mastógrafo Senographe 2000D, mediante la evaluación de calidad de imagen en un maniquí de contraste detalle, el CDMAM. El análisis que se realizó del mastógrafo lo dividimos en dos partes, la primera se enfocó en el estudio de las condiciones del detector, la segunda parte se centró en el análisis de las imágenes generadas por el mastógrafo en un intervalo clínico de los parámetros de adquisición (combinación Ánodo/Filtro, kV y mAs).

Respecto del detector se verificó que responde de la forma adecuada a la tecnología de detección que utiliza, es decir su función de respuesta es lineal. La uniformidad del detector se encuentra dentro de lo establecido por los estándares europeos [PECCR II], es decir las no-homogeneidades del valor de pixel para un objeto homogéneo son menores que o igual a 15%.

Se encontró que el aplanado del equipo se realiza únicamente para las combinaciones Mo/Mo y Rh/Rh, debido a que el programa de mantenimiento diseñado para los Senographe 2000D sólo considera estas combinaciones. Esta falta de aplanado en la combinación Mo/Rh provoca diferencias medibles en la calidad de las imágenes que utilizan esta combinación, como se demostró al emplear un programa desarrollado en Matlab para mejorar el aplanado para esta combinación (aplanado usuario), ver Figura 4.2-2. Las diferencias en calidad de imagen (IQF) encontradas con las imágenes normales y las aplanadas por el usuario, no son muy significativas, menores al 6 %. Las imágenes que obtuvieron un mejor IQF son las que brinda el mastógrafo sin el aplanado del usuario, probablemente debido al diseño del maniquí CDMAM orientado a determinar umbrales de contraste-detalle.

Cabe hacer notar que el aplanado que se utilizó en las imágenes adquiridas con la combinación Mo/Rh, se realizó por medio de la expresión 3.1. Esta expresión se puede ver como el producto (entrada por entrada) de dos matrices, una es la matriz de corrección ($I_{prom}/I(x,y)$) y la otra es la matriz de la imagen a corregir ($I_{CDMAM}(x,y)$). La matriz de corrección es originada a partir de una imagen de campo plano ($I(x,y)$) por lo que puede agregar ruido a la imagen final, y para reducir este efecto se ajustó una función polinomial en x y en y . Es importante realizar este tipo de ajustes, ya que el ruido que puede agregar la matriz de corrección (pixel a pixel) puede ser significativo, disminuyendo la calidad de la imagen final (IQF), hasta en un factor de 65%.

Respecto de la forma en que el mastógrafo realiza el aplanado del campo de rayos X, se observó que para Mo/Mo la distribución de intensidades del campo de rayos X tiene un máximo en la zona contigua al borde del tórax del paciente, corrido levemente a la derecha (aprox. 0.5 cm) del centro de la imagen, mientras que la distribución del valor de pixel tiene un máximo centrado en la imagen, ligeramente corrido a la izquierda. La diferencia entre el máximo y el mínimo valor, en la distribución de intensidades del campo de rayos X sobre todo el detector es del 18 %, mientras que en la distribución de valores de pixel es cercana al 8 %. Lo anterior manifiesta que el mastógrafo realiza un aplanado incompleto, ya que simplemente reduce las diferencias entre las zonas con mayor y menor intensidad.

Para la combinación Rh/Rh, en cuanto a la distribución de intensidades de rayos X, el máximo de intensidad se encuentra cercano al borde del tórax del paciente, éste tiene un corrimiento a la derecha del centro de la imagen mucho mayor que el de Mo/Mo (aproximadamente 4 cm). La diferencia entre el máximo y mínimo valor de intensidad es menor al 11 %. Respecto a la distribución del valor de pixel, esta es muy similar a la mostrada por la combinación Mo/Mo, con una diferencia entre el máximo y mínimo valor del 6.5 %.

En el caso de la combinación Mo/Rh, no se logra una distribución de valores de pixel similar a las otras combinaciones, debido a que el proceso de aplanado de imágenes solo se realiza para Mo/Mo y Rh/Rh.

En cuanto al análisis de la calidad de imagen, el método utilizado tradicionalmente, es decir el software CDMAM Analyser, demuestra ser sencillo de usar, sin embargo la información que se obtiene es algo limitada, al simplemente mostrar las curvas de contraste-detalle. Éstas pueden tener mucha variabilidad en cuanto a su reproductibilidad, como lo muestran los resultados mostrados por [Kenneth 06] debido, en parte, a que el umbral de contraste es un parámetro de calidad cualitativo.

Cabe mencionar que el principal inconveniente de la utilización del maniquí CDMAM es el precio de éste, además del número de imágenes que se necesitan obtener para determinar la curva de contraste-detalle con cierto grado de precisión. Sin embargo, es importante resaltar que debido al gran número de objetos dentro del maniquí es posible obtener una gran cantidad de información.

Por otro lado, se propuso un método alternativo de evaluación, que genera parámetros “tradicionales” de calidad de imagen cuantitativos, como el VMP, SNR, contraste y CNR. Ésta demostró ser una opción viable para determinar la calidad de las imágenes y podría ser una herramienta complementaria al método tradicional.

Respecto a la forma en que el mastógrafo elige los parámetros de adquisición, se determinó que no es necesariamente la óptima, ya que se dirige a obtener un determinado valor de señal y de SNR, considerado por el fabricante como óptimo para una calidad de imagen adecuada para una dosis razonable (1.20, 1.11 y 1.06 mGy para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, respectivamente). En este sentido, se observó que aunque el fabricante señala que lo que elige el CAE del mastógrafo es la mejor opción, no es así necesariamente, debido a varios factores. Entre ellos, la elección del ánodo/filtro no toma en cuenta la composición de la mama, sólo toma en cuenta el espesor de ésta.

Lo anterior coincide con lo observado por Yaffe et. al. [Yaffe 08], quienes realizaron una comparación del desempeño de los mastógrafos con mayor demanda comercial hace 6 años, entre ellos el Senographe 2000D de GE, encontrando que algunos de los equipos analizados no realizan una selección óptima de parámetros de exposición.

Lo mencionado es de importancia ya que, como lo describen Yaffe et. al. en [Yaffe 09], la glandularidad de la mama no está determinada por el grosor de ésta. Además, la elección de la combinación ánodo/filtro es de importancia como lo observó Berns en [Berns 02], quien realizó una comparación entre mamografía digital y mamografía de película pantalla,

encontrando que el uso clínico de la mamografía digital en general puede mejorar la calidad de imagen para dosis iguales o inferiores, dependiendo de la elección del ánodo/filtro, mientras que proporciona un control más estricto sobre la exposición y la calidad de imagen que la mamografía de pantalla-película.

En cuanto a la determinación de los parámetros óptimos mediante las FOM se encuentra que la FOM tiene una gran dependencia con la combinación del ánodo/filtro disponible. Esto coincide con lo concluido por Yaffe en [Yaffe 08].

Mediante la FOM_{SNR} se observó que la elección óptima de kV para Mo/Mo es 31 kV, para Mo/Rh es 28 kV, y para Rh/Rh es 34 kV. De las tres anteriores la que ofrece una FOM_{SNR} mayor es la de Rh/Rh; es decir, lo conveniente sería utilizar haces más energéticos y duros ya que son los que brindan una mayor cantidad de señal en el detector con una dosis aceptable. Esto coincide con lo observado por Young en [Young (b) 06], quienes indican que lo óptimo para mamas con grosores mayores que o iguales a 4.5 cm, es la combinación Rh/Rh y 34 kV.

Otros estudios publicados, por ejemplo Baldelli en [Baldelli 08], concluyen que usando sistemas que brinden la posibilidad de utilizar haces más energéticos y duros (por ejemplo utilizando ánodos de tungsteno), se tiene un mejor desempeño en cuanto a la dosis. Hay una reducción de la dosis para mamas con espesores de 4, 5, y 6 cm, en comparación con la dosis necesaria para tener una calidad de imagen comparable, usando el sistema con ánodo de Mo.

Por otro lado, Young en [Young (a) 06], concluyen que calidades de haz relativamente altas (por ej. 31 kV, Rh/Rh), pueden usarse para espesores de mama grandes.

Mientras que con la FOM_{CNR} , se observó que la elección óptima de kV para Mo/Mo en general es 31 kV, para Mo/Rh es 28 kV, y para Rh/Rh es 28 kV. De las tres combinaciones de ánodo/filtro la que ofrece una FOM_{CNR} mayor es la de Rh/Rh; siendo óptimo utilizar 28 kV en lugar de 34 kV (como en el caso de la FOM_{SNR}), ya que se obtienen mejores contrastes con haces menos energéticos.

Lo anterior confirma que la elección que realiza el CAE del mastógrafo estudiado en este trabajo no es necesariamente la óptima. Ya que elige los parámetros radiológicos óptimos (FOM_{CNR} , en contraste), solamente para el grosor de 5 cm de acrílico.

Respecto al método tradicional de análisis de las imágenes del CDMAM valdría la pena replantearlo para poder determinar la calidad de imagen de forma cuantitativa y más sencilla, ya que al utilizar un maniquí tan complejo (por el número de objetos que contiene) como es el CDMAM, es necesario adquirir un gran número de imágenes.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha evaluado el desempeño del mastógrafo Senographe 2000D del Instituto de Física de la UNAM, mediante la utilización de un maniquí de contraste-detalle para la determinación de la calidad de imagen.

Se evaluó el estado del detector digital del mastógrafo, encontrando que éste funciona adecuadamente y dentro de parámetros aceptados por protocolos internacionales. Sin embargo se encontraron aspectos que podrían ser mejorados, en específico el aplanado de las imágenes en el preprocesado. Se descubrió la existencia de imágenes remanentes causadas probablemente por el intenso uso clínico previo a la llegada del equipo al IFUNAM.

Se propuso un método de análisis de calidad de imagen, sobre las imágenes del maniquí CDMAM, alternativo al software CDMAM Analyser, el cual resultó ser una herramienta que puede usarse complementariamente para evaluar la calidad de imágenes. El método introducido define las métricas para cuantificar calidad de imagen, ya que utiliza parámetros como el valor medio de pixel, el Cociente de Señal a Ruido y el Cociente de Contraste a Ruido. La principal dificultad encontrada al utilizar el maniquí CDMAM es el gran número de imágenes requerido para determinar la calidad de imagen.

Se determinó la dosis glandular promedio en un intervalo de parámetros de adquisición utilizado clínicamente, y éstas demostraron estar dentro de los límites establecidos por los protocolos internacionales.

Por medio del uso de Figuras de Mérito se encontró que los parámetros radiológicos seleccionados por el mastógrafo de forma automática (CAE) no siempre son los óptimos ya que el equipo controla la fluencia en cada exposición ignorando el contraste, y hay combinaciones que demostraron ser una mejor opción para obtener imágenes de calidad y que conllevan una reducción de dosis. Esta reducción en dosis compensa la pérdida de contraste al utilizar haces más duros. Se encontró que la combinación Rh/Rh y 34 kV es la óptima para mamas entre 4.5 y 6 cm de grosor (4-5 cm de acrílico), con glandularidades entre un 30 y 40 %, cuando el parámetro de interés en calidad de imagen es el cociente de señal a ruido. Mientras que lo óptimo, cuando se trabaja con el cociente de contraste a ruido, es Rh/Rh y 28 kV.

Las observaciones experimentales de este trabajo se pudieron interpretar con base en un modelo numérico simple.

Se recomienda tener en consideración lo encontrado en este trabajo, en caso de requerir condiciones óptimas de irradiación. También se recomienda que el Físico Médico a cargo de equipos de mamografía siempre aplique un protocolo de optimización con el fin de verificar que su equipo se encuentre trabajando en lo óptimo, o cercano a esto para las diferentes características de grosor y glandularidad mamaria de las pacientes. La colaboración del ingeniero de servicio puede resultar de gran importancia para optimizar el uso clínico de los mastógrafos digitales.

ANEXO A.

LISTA DE ABREVIATURAS

Al	Aluminio
Au	Oro
A/F	Ánodo/Filtro
CAE	Control Automático de Exposición
C-D	Contraste-Detalle
CDMAM	Maniquí de contraste-detalle (Contrast Detail Mammography Phantom)
CNR	Cociente de Contraste a Ruido (Contrast to Noise Ratio)
COV	Coefficiente de variación (Coefficient of Variation)
CsI	Ioduro de Cesio
CsI:Tl	Ioduro de Cesio dopado con Talio
DGP	Dosis Glandular Promedio
DQE	Eficiencia Cuántica de Detección (Detective Quantum Efficiency)
DS	Diferencia de Deñal
FOM	Figura de Mérito (Figure of Merit)
GE	General Electric
IFUNAM	Instituto de Física UNAM
INCAN	Instituto Nacional de Cancerología
IQF	Factor de Calidad de Imagen (Image Quality Figure)
kV	Kilovoltaje
Mo	Molibdeno
MTF	Función de Transferencia de Modulación
NPS	Espectro de Potencia de Ruido (Noise Power Spectrum)
Pb	Plomo

R	Ruido
Rh	Rodio
ROI	Región de interés (Region of interest)
S	Señal
SNR	Cociente de Señal a Ruido (Signal to Noise Ratio)
S _{BG}	Señal de Fondo
UVC	Umbral de Visibilidad de Contraste
UNAM	Universidad Nacional Autónoma de México
VMP	Valor Medio de Pixel

ANEXO B

TABLAS Y GRÁFICOS COMPLEMENTARIOS

Tabla B-1. Valores del Kerma en aire y de la DGP, para 4 cm de acrílico, equivalente a una mama de 45 mm de grosor (41 % glandular).

Acrílico (cm)	Ánodo/Filtro	kV	mAs	K (mGy)	g*c	s	DGP (mGy)	Δ(DGP)
4	Mo/Mo	25	56	3.683	0.21	1.000	0.776	±0.004
			63	4.143			0.873	±0.004
			71	4.669			0.984	±0.004
		28	45	4.232	0.23		0.959	±0.032
			50	4.702			1.065	±0.034
			56	5.297			1.200	±0.039
		31	63	5.924	0.24		1.342	±0.043
			45	5.625			1.339	±0.012
			56	7.000			1.667	±0.014
	Mo/Rh	28	40	3.019	0.26	1.017	0.788	±0.001
			50	3.774			0.985	±0.001
			63	4.756			1.242	±0.002
		31	40	4.107	0.27		1.126	±0.015
			50	5.134			1.408	±0.019
			63	6.469			1.774	±0.023
		34	40	5.264	0.28		1.495	±0.055
			50	6.58			1.868	±0.068
			63	8.291			2.354	±0.086
	Rh/Rh	28	40	3.065	0.25	1.061	0.819	±0.016
			50	3.831			1.023	±0.020
			56	4.291			1.146	±0.023
		31	40	4.132	0.27		1.204	±0.106
			50	5.165			1.505	±0.132
			56	5.785			1.686	±0.148
		34	40	5.349	0.29		1.667	±0.028
			50	6.686			2.084	±0.035
			56	7.488			2.334	±0.039

B. TABLAS Y GRÁFICOS COMPLEMENTARIOS

Tabla B-2. Valores del Kerma en aire y de la DGP, para 5 cm de acrílico, equivalente a una mama de 60 mm de mama (20 % glandular).

Acrílico (cm)	Ánodo/Filtro	kV	mAs	K (mGy)	g*c	s	DGP (mGy)	Δ(DGP)
5	Mo/Mo	25	40	2.720	0.17	1.000	0.472	±0.021
			56	3.809			0.662	±0.030
			71	4.829			0.839	±0.036
		28	40	3.890	0.19		0.726	±0.022
			56	5.446			1.016	±0.032
			71	6.905			1.288	±0.039
		31	40	5.171	0.20		1.012	±0.008
			56	7.240			1.417	±0.012
			71	9.179			1.796	±0.014
	Mo/Rh	28	45	3.513	0.21	1.017	0.755	±0.001
			56	4.372			0.94	±0.001
			71	5.543			1.191	±0.001
		31	45	4.779	0.22		1.081	±0.014
			56	5.947			1.345	±0.017
			71	7.540			1.705	±0.022
		34	45	6.125	0.23		1.436	±0.051
			56	7.622			1.788	±0.063
			71	9.663			2.266	±0.080
	Rh/Rh	28	45	3.566	0.21	1.061	0.784	±0.015
			56	4.437			0.975	±0.019
			61	4.817			1.059	±0.020
			71	5.626			1.237	±0.024
		31	45	4.808	0.23		1.157	±0.098
			56	5.983			1.44	±0.122
			71	7.585			1.825	±0.155
		34	40	5.531	0.24		1.427	±0.023
			50	6.914			1.783	±0.029
63	8.712		2.247	±0.036				

B. TABLAS Y GRÁFICOS COMPLEMENTARIOS

B-3. Parámetros de calidad de imagen obtenidos mediante el método de análisis propuesto para 4.0 cm de acrílico, disco de 0.8 mm de diámetro y 0.5 µm de espesor. En rojo (celdas grises) se muestran los resultados para la técnica escogida por el mastógrafo de forma automática.

4.0 cm acrílico, disco de 0.8 mm de diámetro y 0.5 µm de espesor											
A/F	kV	mAs	VMP Disco 1	VMP Disco 2	VMP Fondo	Ruido	Contraste	SNR	CNR	FOM _{SNR}	FOM _{CNR}
Mo/ Mo	25	56	292	290	313	2.63	0.072	110.751	8.537	15802	93.88
		63	328	328	353	2.62	0.073	125.153	9.819	17938	110.42
		71	369	368	398	2.94	0.075	125.444	10.182	15991	105.36
	28	45	441	439	473	3.13	0.070	140.428	10.536	20564	115.76
		50	490	491	526	3.27	0.068	149.929	10.945	21097	112.44
		56	554	555	593	3.65	0.066	151.847	10.720	19210	95.74
	31	63	621	619	664	3.56	0.067	173.944	12.563	22540	117.57
		45	750	748	800	4.30	0.063	174.363	11.672	22698	101.71
		56	936	934	998	4.95	0.063	188.798	12.712	21384	96.94
Mo/ Rh	28	63	1056	1054	1124	5.56	0.062	189.609	12.548	19172	83.97
		40	472	471	504	3.24	0.065	145.677	10.082	26926	128.96
		50	590	590	631	3.76	0.064	156.956	10.646	25004	115.04
	31	63	747	747	797	4.28	0.062	174.408	11.623	24499	108.80
		40	740	743	791	4.70	0.062	157.854	10.466	22120	97.24
		50	928	930	991	4.90	0.062	172.252	11.416	25518	113.16
	34	63	1172	1174	1250	5.99	0.061	195.958	12.833	21641	92.81
		40	1098	1099	1164	6.42	0.057	171.219	10.256	19622	70.37
		50	1373	1376	1459	6.80	0.057	202.127	12.324	21910	81.29
Rh/ Rh	28	63	1734	1738	1842	8.15	0.058	213.094	13.019	19330	72.00
		40	667	663	705	4.05	0.057	163.979	9.854	32583	118.26
		50	833	831	883	4.59	0.057	181.490	11.043	32014	118.84
	31	56	934	934	992	4.59	0.059	203.579	12.661	36313	140.48
		40	1135	1133	1199	5.26	0.054	215.719	12.382	38574	127.30
		50	1423	1420	1504	6.48	0.055	219.294	12.676	31881	106.74
	34	56	1589	1587	1675	6.81	0.052	233.282	12.799	32248	97.16
		40	1738	1738	1827	7.33	0.049	236.976	12.231	33677	89.72
		50	2180	2178	2294	7.97	0.050	273.559	14.456	35870	100.26
		56	2446	2439	2574	8.53	0.051	286.546	15.380	35073	101.35

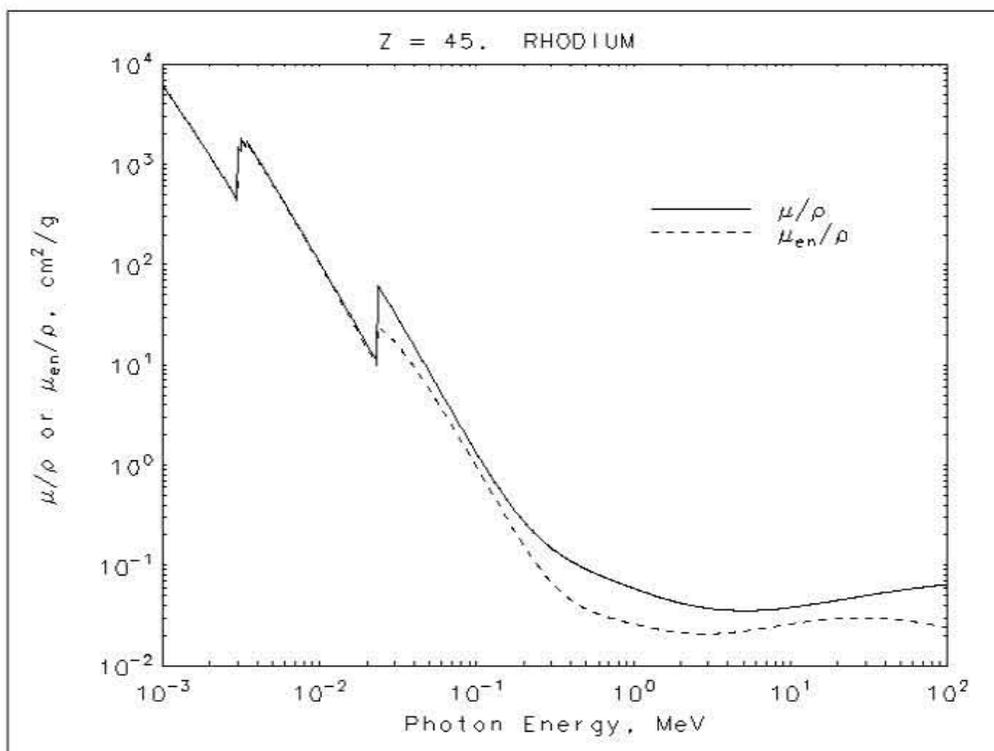
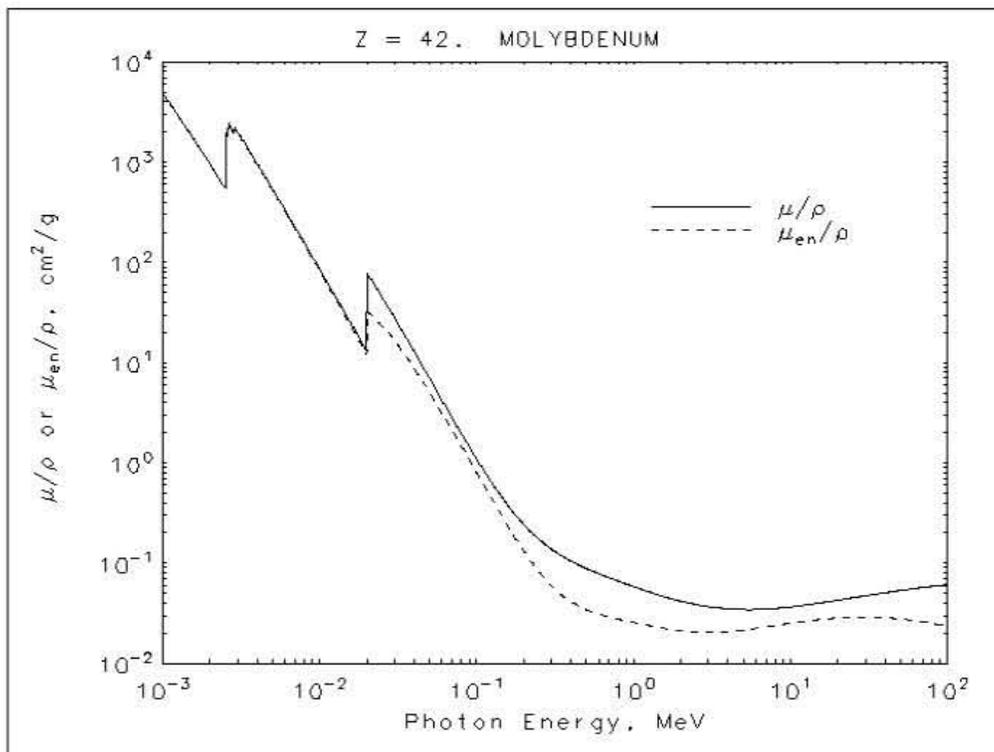
B. TABLAS Y GRÁFICOS COMPLEMENTARIOS

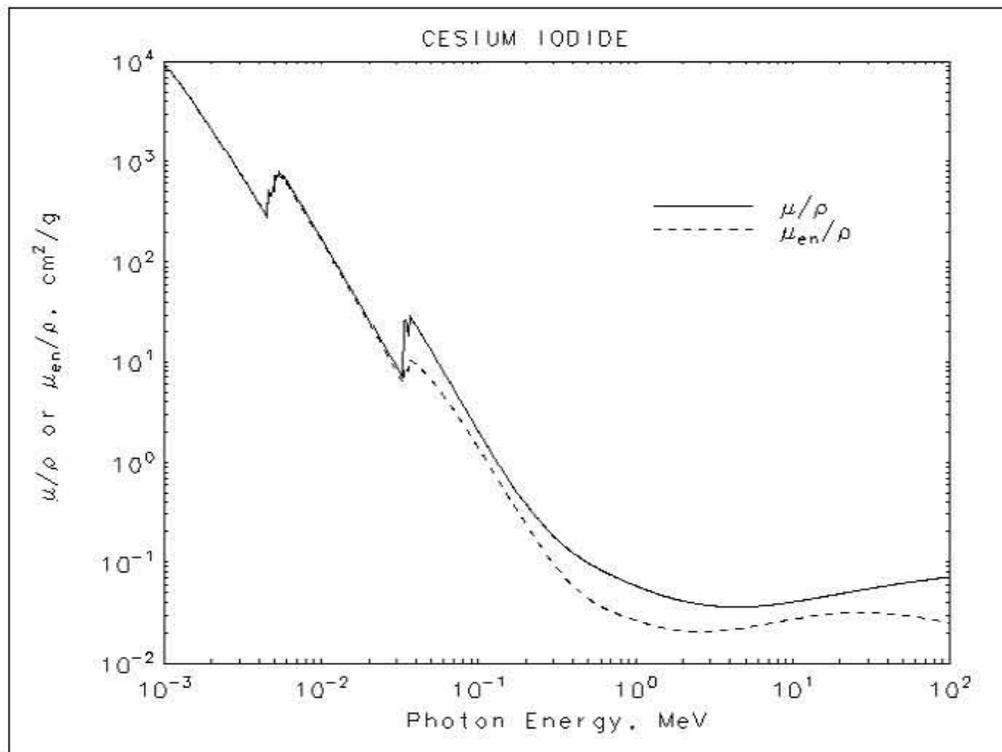
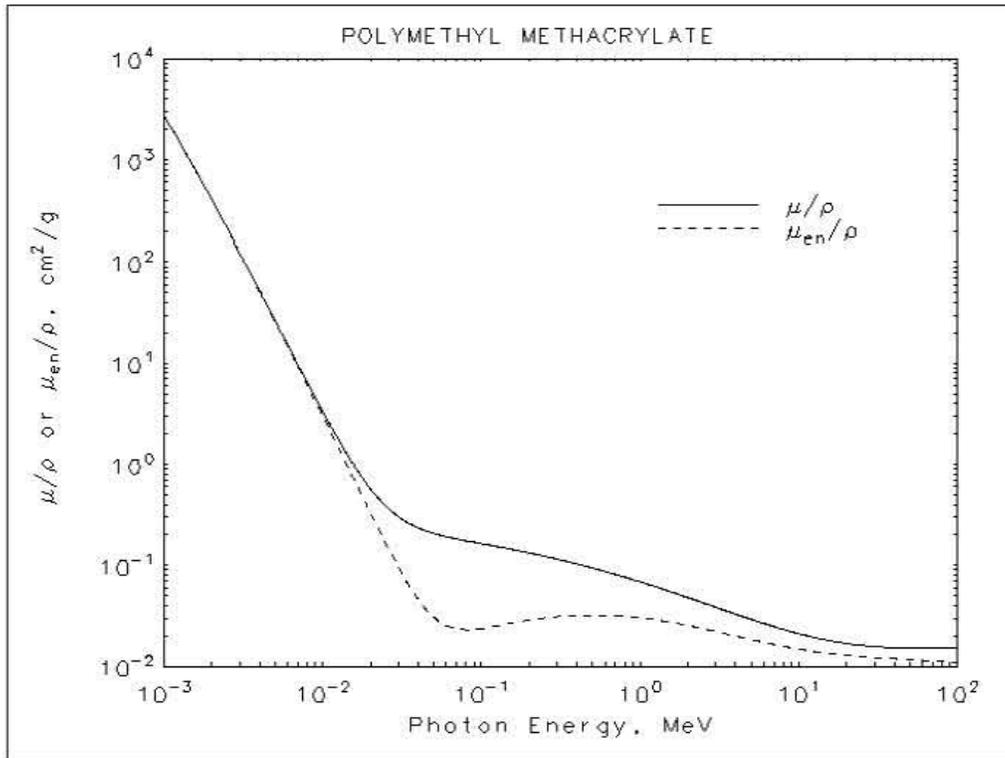
Tabla B-4. Parámetros de calidad de imagen obtenidos mediante el método de análisis propuesto para 5.0 cm de acrílico, disco de 0.8 mm de diámetro y 0.5 µm de espesor. En rojo (celdas grises) se muestran los resultados para la técnica escogida por el mastógrafo de forma automática.

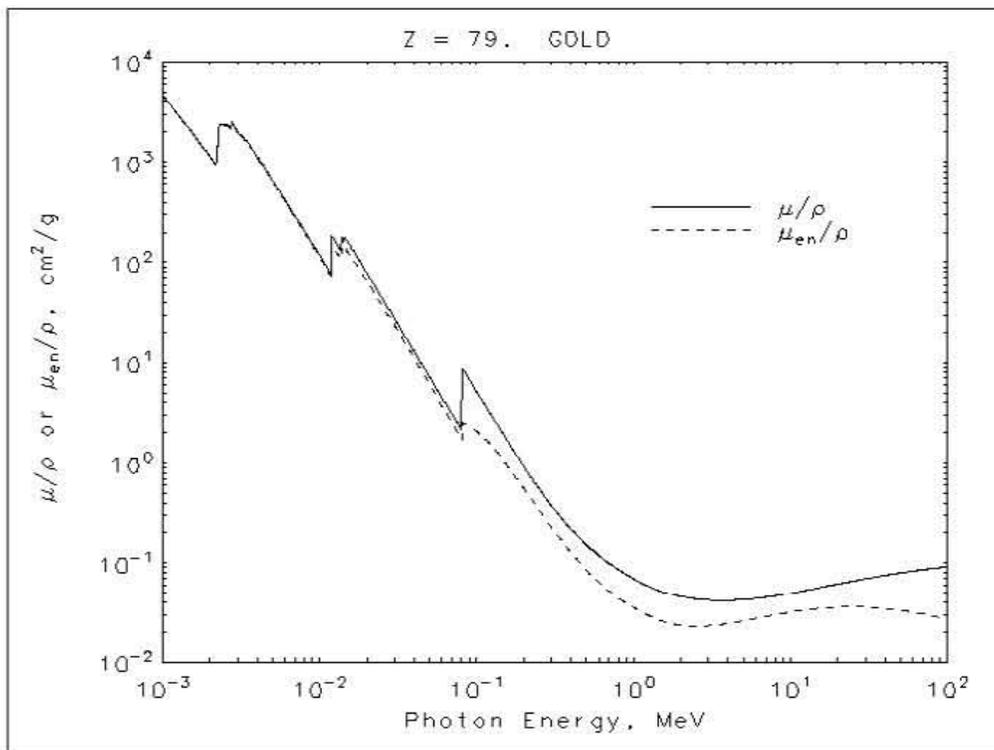
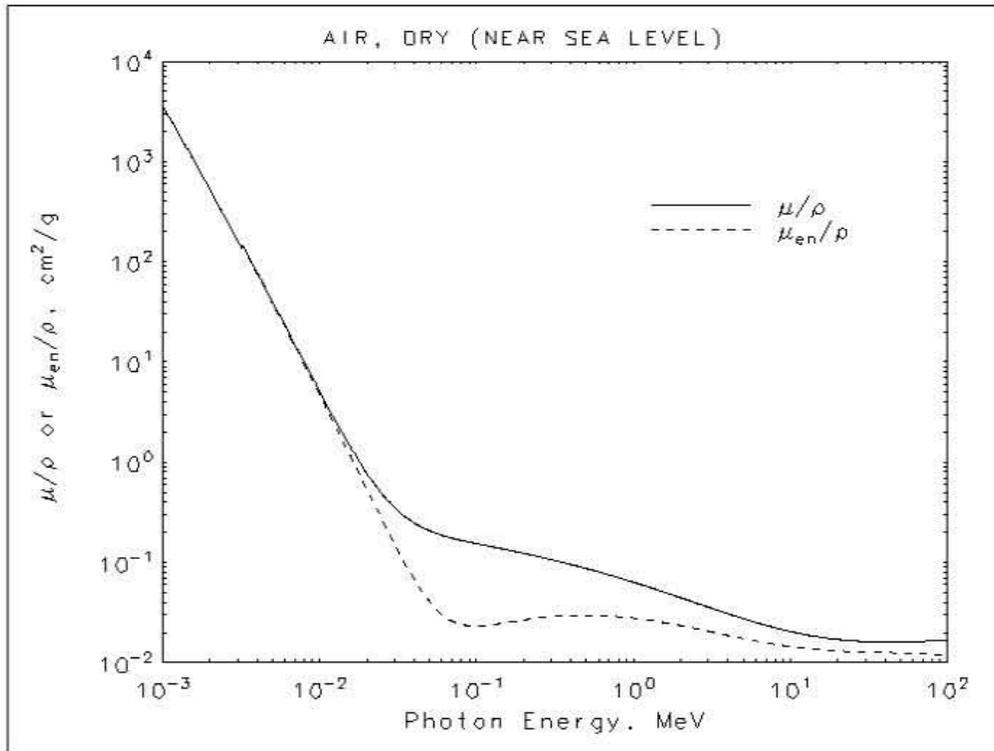
5.0 cm de acrílico, disco de 0.8 mm de diámetro y 0.5 µm de espesor											
A/F	kV	mAs	VMP Disco 1	VMP Disco 2	VMP Fondo	Ruido	Contraste	SNR	CNR	FOM _{SNR}	FOM _{CNR}
Mo/ Mo	25	40	101	101	109	1.88	0.067	53.820	3.852	6131	31.40
		56	142	141	152	1.81	0.068	78.324	5.730	9272	49.63
		71	179	178	193	2.09	0.071	85.692	6.537	8754	50.95
	28	40	203	203	217	2.24	0.064	92.214	6.348	11373	53.90
		56	286	286	305	2.65	0.063	99.230	6.669	11511	51.99
		71	363	363	387	2.95	0.063	129.143	8.646	11790	58.01
	31	40	365	366	386	3.32	0.054	109.951	6.291	11946	39.11
		56	511	511	542	3.92	0.057	130.426	7.867	12006	43.68
		71	652	651	688	4.10	0.053	158.811	8.949	14040	44.59
Mo/ Rh	28	45	281	283	300	2.48	0.058	113.789	7.065	17151	66.12
		56	350	352	373	2.65	0.059	123.519	7.809	18741	64.90
		71	446	447	474	3.03	0.058	147.231	9.018	18198	68.28
	31	45	457	461	485	3.82	0.054	120.107	6.902	13346	44.07
		56	570	570	604	4.14	0.057	137.742	8.296	14105	51.17
		71	725	725	767	4.29	0.056	169.034	9.957	16754	58.13
	34	45	700	701	739	4.23	0.052	165.808	9.051	19139	57.03
		56	873	875	921	5.04	0.051	186.465	10.023	16844	48.67
		71	1108	1110	1171	5.91	0.052	181.615	10.061	15571	47.78
Rh/ Rh	28	45	418	418	442	2.86	0.053	146.284	8.213	27228	85.83
		56	521	520	551	3.47	0.055	161.658	9.468	23054	91.66
		61	568	567	599	3.70	0.053	153.458	8.643	22178	70.36
		71	661	660	699	4.02	0.055	168.473	9.814	21809	77.66
	31	45	729	731	770	4.16	0.052	175.359	9.584	26579	79.38
		56	910	911	961	4.98	0.052	183.097	10.109	23286	70.98
		71	1156	1158	1220	5.77	0.051	200.662	10.874	22061	64.78
	34	40	1021	1019	1070	5.18	0.047	197.149	9.616	27245	64.82
		50	1277	1279	1339	5.79	0.046	202.411	9.688	27316	52.63
	63	1611	1611	1693	6.38	0.048	252.683	12.751	28414	72.35	

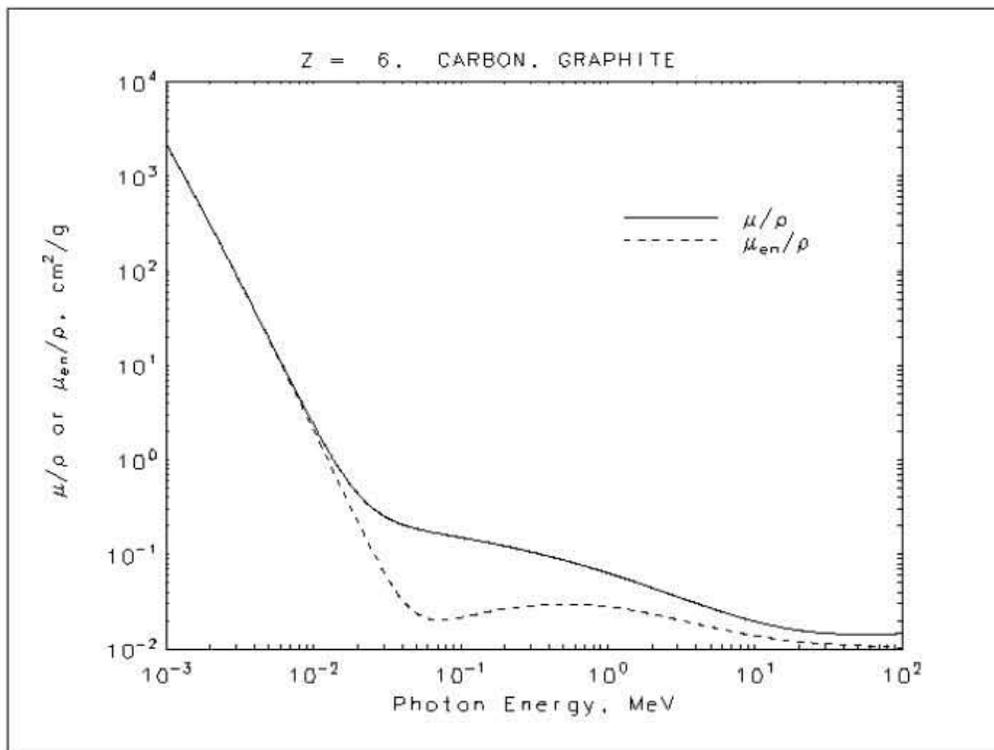
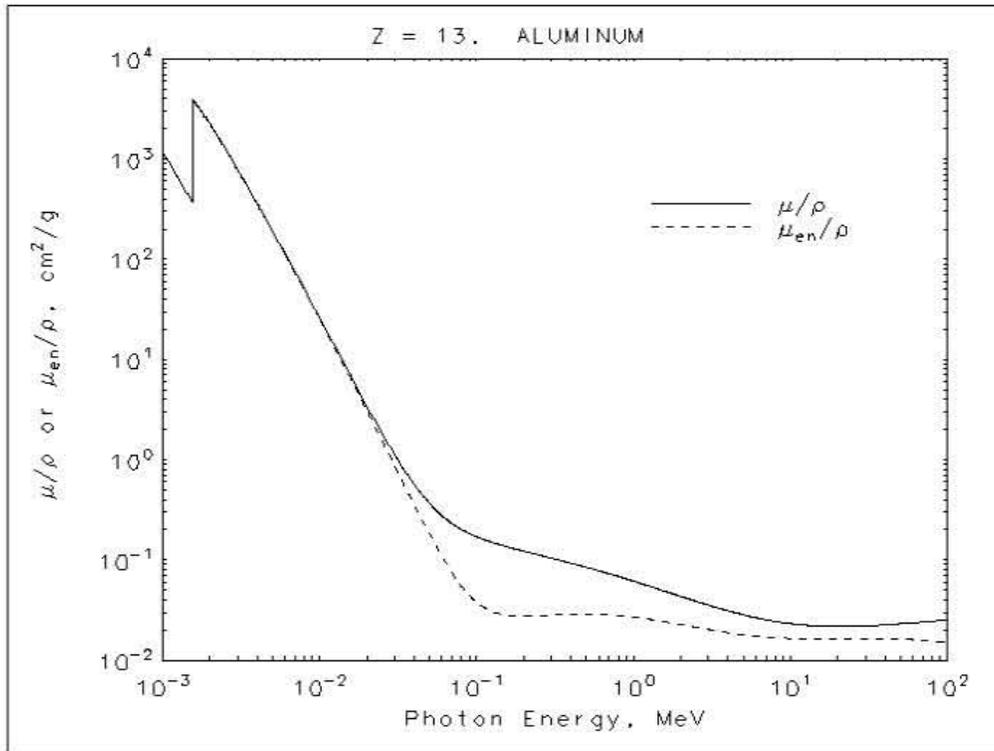
ANEXO C.

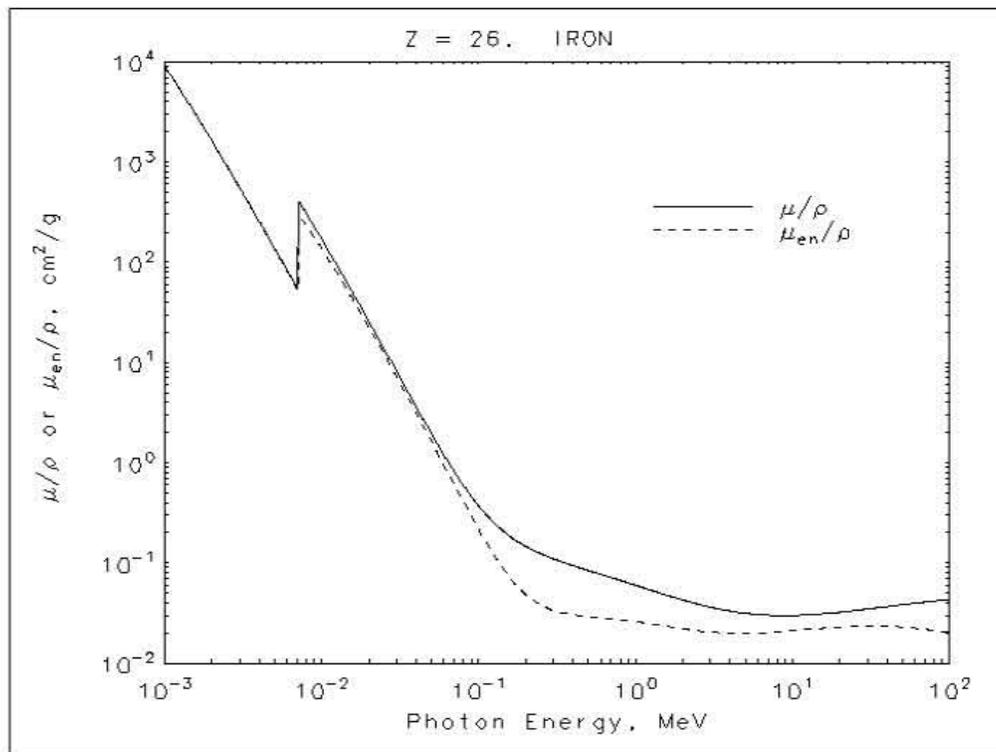
COEFICIENTES DE ATENUACIÓN [NIST]











ANEXO D.

VALORES DE LOS COEFICIENTES DE CONVERSIÓN DEL KERMA EN AIRE

Valores del coeficiente s
 ([Dance 99], [Dance 00] y [PECCR II]).

Espectro	Factor s
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042
W/Ag	1.042

Valores de los coeficiente g y c medidos con acrílico ([Dance 99], [Dance 00] y [PECCR II]).

Espesor PMMA (mm)	Espesor de mama equivalente (mm)	Glandularidad de mama equivalente	CHR (mm Al)						
			0.3	0.35	0.4	0.45	0.5	0.55	0.6
20	21	97	0.336	0.377	0.415	0.450	0.482	0.513	0.539
30	32	67	0.245	0.277	0.308	0.338	0.368	0.399	0.427
40	45	41	0.191	0.217	0.241	0.268	0.296	0.322	0.351
45	53	29	0.172	0.196	0.218	0.242	0.269	0.297	0.321
50	60	20	0.157	0.179	0.198	0.221	0.245	0.269	0.296
60	75	9	0.133	0.151	0.168	0.187	0.203	0.230	0.253
70	90	4	0.112	0.127	0.142	0.157	0.173	0.194	0.215

REFERENCIAS

- [ACS 07] American Cancer Society. *Breast cancer facts and figures 2007-2008*. Atlanta: American Cancer Society, 2007.
- [Anderson 08] Guideline implementation for breast healthcare in low-income and middle-income countries: overview of the Breast Health Global Initiative Global Summit 2007. *Cancer*, 113, 2221-43.
- [Ayala 10] Ayala Domínguez L.R., “Herramientas para evaluar la calidad de la imagen producida por detectores digitales en mamografía”, Tesis Maestría en Ciencias (Física Medica) UNAM. 2010.
- [Baldelli 08] Baldelli P, Phelan N, Egan G, “Effect of Anode/Filter Combination on the Dose and Image Quality of a Digital Mammography System Based on an Amorphous Selenium Detector”, IWDM 2008, LNCS 5116, pp. 716-723, 2008.
- [Brandan y Villaseñor 06] María Ester Brandan y Yolanda Villaseñor Navarro, “Detección del Cáncer de Mama: Estado de la Mamografía en México”, *Cancerología* (2006): 147-162.
- [Berns 02] Berns EA, Hendrick RE, Cutter GR. “Performance comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography in clinical practice”. *Med Phys*. 2002 May;29(5):830-4.
- [Boone 97] John M. Boone, Thomas R Fewell, Robert J. Jennings, “Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography”, *Med. Phys.* 24 (12), December 1997, pp 1863-1874.
- [Boone 02] John M. Boone, BME UC Davis, comunicación personal, 2002.
- [Bushberg 02] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams and Wilkins Second Edition, Philadelphia, 2002.
- [Burgess 04] Burgess A., “On the noise variance of a digital mammography system”, *Med. Phys.* 31(7), Julio 2004, pp. 1987-1995.
- [Dance 99] Dance DR.. “Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose.” *Phys. Med. Biol.* (35), 1211-1219, 1990.
- [Dance 00] Dance RD, Skinner CL, Young KC, Beckett JR and Kotre CJ. “Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using UK mammography dosimetry protocol”. *Phys Med Biol* (45), 3225-3240, 2000.
- [EUREF] European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services, <http://www.euref.org/index.php>.

- [Frenk 09] Frenk J. “Sensibilización, detección temprana y combate a los prejuicios. Claves en la lucha contra el cáncer de mama”. *Salud Publica Mex* 2009;51 Supl 2.
- [GE 00] *Operator manual of Senographe 2000D acquisitions system*. General Electric, Medical Systems;
- [Kamm 98] K. F. Kamm. “*Technical note: Contrast*”. *Medicamundi*. Vol 42, 41-44 (1998).
- [Karssemeijer 96] N. Karssemeijer and M.A.O. Thijssen. “*Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis*”. *Digital Mammography*, Ed: K Doi, M L Giger, R M Nishikawa, R A Schmidt, Elsevier (Amsterdam) pp 155-160, 1996.
- [Kenneth 06] Kenneth C. Young, James J.H. Cooka, Jennifer M. Odukoa, Hilde Bosmans; “*Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems*”; *SPIE Vol. 6142, 614206*, (2006) · 1605-7422.
- [Klausz 12] Klausz Remy, GE Paris, comunicación personal, 2012.
- [Knaul 09] Knaul FM, Nigenda G, Lozano R, Arreola-Ornelas H, Langer A, Frenk J. “*Cáncer de mama en México: una prioridad apremiante*”. *Salud Publica Mex* 2009;51 Supl 2.
- [Kwan 06] Kwan, A. L. C., Sieibert, J. A., y Boone, J. M., “*An improved method for flat-field correction of flat panel X-ray detector*”, *Med. Phys.*, 33(2), 391-393.
- [Lemacks 01] Michael R. Lemacks, S. Cheenu Kappadath, Chris C. Shaw, Xinming Liu and Gary J. Whitman, “*A dual-energy subtraction technique for microcalcification imaging in digital mammography- A signal-to-noise analysis*”, *Med. Phys.* 29 (8), August 2002, pp 1739-1751.
- [MO CDMAM] *Manual contrast-detail phantom CDMAM 3.4 & CDMAM Analyser software V 1.2*
- [Marshall (a) 11] N W Marshall, P Monnin, H Bosmans, F O Bochud and F R Verdum, “*Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems*”. *Phys. Med. Biol.* 56 (2011) 4201-4220.
- [Marshall (b) 11] N W Marshall, P Monnin, H Bosmans, F O Bochud and F R Verdum, “*Image quality assessment in digital mammography: part II. NPWE as a validated alternative for contrast detail analysis*”. *Phys. Med. Biol.* 56 (2011) 4201-4220.
- [Myung-Su 13] Myung-Su Ko, Hak Hee Kim, Joo Hee Cha, Hee Jung Shin, Jeoung Hyun Kim, and Min Jeong Kim], “*Dose reduction in Automatic Optimization Parameter of Full Field Digital Mammography: Breast Phantom Study*”, *Breast Cancer*. 2013 March; 16(1): 90–96.
- [NIST] National Institute of Standards and Technology, 2013, www.nist.gov/pml/data/xraycoef/

- [Oliveira II] M A Oliveira, A. Dantas, P C. Santana, P L. Squair, D S. Gomes, M S. Nogueira, “Assessment of glandular dose and image quality in mammography using computerised radiography employing a polymethylmetacrilate breast simulator”, Radiation Measurements 46 (2011) 2081-2085.
- [OMS] Organización Mundial de la Salud, 2014,
<http://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/index1.html#>
- [Ortega 04] Ortega T.D., Taborga V.M., Osses C.D. López P.A., “Mamografía digital: El desafío del presente”, Revista Chilena de Radiología Vol. 10 #1, 35-37 (2004).
- [Palma II] Palma Alejandro K. D., “Efectos de Fase en imágenes adquiridas con tubos de rayos-X microfoco”, Tesis Maestría en Ciencias (Física Médica) UNAM, 2011.
- [PECCR II] SEFM, SEPR, SERAM, “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico”, Revisión 2011.
- [Pisano 04] Pisano E. D., Yaffe M. J., Kuzmiak C. M., “Digital Mammography”, Ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- [Toroi 07] P. Toroi, F. Zanca, K. C. Young, C Ongeval, G Marchal, H Bosmans, “Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphous selenium-based digital mammography system”, Eur Radiol (2007) 17: 2368–2375.
- [Trujillo 05] Trujillo Zamudio F.E. “Caracterización de mamografías digitales” Tesis Maestría en Ciencias (Física Médica) UNAM, 2005.
- [UPSTATE] Kent Ogden, UPSTATE Medical University
www.upstate.edu/radiology/education/rsna/intro/quality.php
- [Yaffe 08] Williams MB, Raghunathan P, More MJ, Seibert JA, Kwan A, Lo JY, Samei E, Ranger NT, Fajardo LL, McGruder A, McGruder SM, Maidment AD, Yaffe MJ, Bloomquist A, Mawdsley GE. “Optimization of exposure parameters in full field digital mammography”. Med. Phys. 35 (6), Jun 2008, pp 2414-2423.
- [Yaffe 90] Yaffe MJ., “Physics of Mammography: image recording process”. RadioGraphics, 1990; 10: 341-363.
- [Yaffe 09] M. J. Yaffe, J. M. Boone and N. Packard O. Alonzo-Proulx, S.-Y. Huang, C. L. Peressotti, A. Al-Mayah and K. Brock Med Phys. 2009 December; 36(12): 5437–5443.
- [Young (a) 06] K C. Young, J J.H. Cook, J M. Oduko, “Use of the European Protocol to Optimise a Digital Mammography System”, IWDM 2006, LNCS 4046, pp. 362 – 369, 2006.

[Young (b) 06] K C. Young, J M. Oduko, H Bosmans, K Nijs, and L Martinez, “*Optimal beam quality selection in digital mammography*”, IWDM 2006, LNCS 4046, pp. 362 – 369, 2006.

[Young 08] K C Young, Alsager A, Oduko J M, Bosmans H, Verbrugge B, Geertse T and Van Engen R, “*Evaluation of software for reading of the CDMAM test object to assess digital mammography systems*”, Proc. SPIE 6913 69131C-1-11, 2008.