

“Combinación de parámetros técnicos en MD: dosis y calidad de imagen”

Suárez, M¹, Masman, D² y Rodríguez, J.L.³

¹ Carrera Tecnología Médica Mención Radiología y Física Médica
Universidad Mayor, Santiago de Chile,

² Carrera Tecnología Médica Mención Radiología y Física Médica
Universidad Mayor Santiago de Chile

³ Clínica Las Condes Santiago de Chile

RESUMEN

La mamografía es la técnica de elección para el diagnóstico precoz del cáncer de mamas en mujeres asintomáticas contribuyendo eficazmente a la reducción de la mortalidad.

El uso de radiaciones en mamas de mujeres mayoritariamente sanas plantea un aseguramiento de la calidad de modo de utilizar la menor dosis en la obtención de la imagen diagnóstica (ALARA).

La nueva tecnología de mamografía digital (MD) permite una nueva combinación de los parámetros técnicos utilizados en la adquisición de imagen que estén de acuerdo a este sistema de detección, por lo que el objetivo del estudio fue determinar un protocolo en base a la combinación de parámetros técnicos, que disminuyan la dosis y mantengan la calidad diagnóstica de la MD.

Se utilizó un mamógrafo con detector digital directo y fantasmas de mama de distintos espesores, donde se combinaron los factores técnicos (Kilovoltaje, miliamperaje, ánodo-filtro y espesor de mama). Para cuantificar la calidad de la imagen se utilizó el cálculo de la relación Contraste-Ruido (CNR) y la dosis se evaluó con la medición de la Dosis Media Glandular (DGM) y ambos parámetros se relacionaron mediante la Figura de Mérito (FOM).

Los resultados muestran que a medida que aumenta el espesor la CNR disminuye y la DGM se mantiene. Cuando aumenta el kV la CNR se mantiene y la DMG aumenta en forma discreta y al aumentar el mAs la CNR aumenta significativamente al igual que la DMG. Estas variaciones son independientes de la combinación ánodo/filtro utilizada. La FOM demostró una tendencia a disminuir con el espesor y a no experimentar variaciones significativas con el aumento del kV y mAs.

Este análisis permite proponer las mejores combinaciones de los factores técnicos estudiados para los distintos espesores de mamas, con el fin de obtener una buena calidad de imagen logrando la menor dosis de radiación.

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente las estimaciones a nivel mundial de mortalidad e incidencia obtenidas a través de la GLOBOCAN2002, indican que el cáncer de mama aparece como primera causa de muerte por cáncer en la mujer (MINSAL, 2011). En Chile, el cáncer de mama en los últimos 15 años muestra un moderado ascenso desde 12,3 por 100.000 mujeres en 1990 a 13,8 el año 2006, significando este último dato la cantidad de 1.045 mujeres fallecidas por esta causa. (Serra et. al., 2009). En 2011 alcanzó una tasa de mortalidad observada de 15,5 por 100.000 mujeres observándose además que ésta tiende a aumentar a partir de los 45 años de acuerdo a lo publicado por el Ministerio de Salud.

El American College of Radiology (ACR) recomienda la mamografía de cribado como: “la exploración radiológica destinada a detectar casos de cáncer mamario en mujeres

¹ E-mail del Autor. magdalena.suarez@umayor.cl

asintomáticas” (Fischer et al., 2006). Estudios sistemáticos han demostrado su efectividad en el diagnóstico precoz en ensayos clínicos, evidenciando una disminución de la mortalidad entre el 20- 30 % del total de los casos (Carriera et. al., 2006).

En la historia del desarrollo tecnológico de la mamografía, la analógica (MA) que utiliza un detector basado en pantalla-película, ha sido utilizada con múltiples ventajas durante tres décadas como examen de cribado para la detección precoz del cáncer de mama, no obstante tiene limitaciones ampliamente publicadas. Surge entonces la mamografía digital (MD) como alternativa, con la intención de superar las limitaciones de la MA y de disminuir la dosis en las pacientes al utilizar un detector más eficiente, aprovechando además todas las ventajas que supone el llamado “entorno digital” (Carriera et. al., 2006) como el hecho de que la imagen obtenida puede ser manipulada electrónicamente lo que permite disminuir la toma de placas adicionales en algunos casos y se elimina el proceso de revelado, entre otras ventajas (Ikeda, 2005).

El principio de adquisición de las imágenes digitales, consiste en la utilización de detectores que transforman los rayos X transmitidos a través de la mama, en una señal eléctrica, esto puede hacerse de dos formas, directa o indirectamente, pero la imagen siempre será transmitida, visualizada y almacenada digitalmente (Arnau et. al., 2010).

En el caso de la mamografía por radiología computada o CR, el chasis de película radiográfica convencional es remplazado por uno que en su interior cuenta con un folio cubierto por fósforo, que al ser expuesto a la radiación produce migración de electrones hacia trampas. Posteriormente este chasis debe ser introducido en un lector, el que contiene un haz láser que realiza un barrido en la superficie del folio estimulando a los electrones a volver a su estado inicial de energía con la consiguiente emisión de luz, la cual es captada, amplificada y transformada en una señal eléctrica que se presenta finalmente como una imagen digital.

La mamografía digital o Full Field Digital Mammography (FFDM) ofrece una visión toda la mama utilizando detectores digitales directos o indirectos (Smith, 2011). Los mamógrafos que poseen esta tecnología cuentan con los mecanismos de detección y lectura de la imagen en la misma plataforma de la unidad de mamografía. Un ejemplo de detector directo es el que utiliza una capa de Selenio amorfo acoplado a una matriz de Silicio amorfo, el que está incorporado a una serie de transistores de película delgada o también conocidos como TFT. Los fotones de rayos X que llegan al detector se convierten directamente en una carga eléctrica en la capa de Selenio lo que da una lectura en la matriz de TFT. Durante el disparo se mantiene un campo eléctrico que asegura que la carga producida sea capturada sin gran propagación, permitiendo obtener la imagen en algunos segundos. (Pisano et al., 2005; Mugarra, 2011).

Los detectores digitales de mamografía tienen una relación lineal entre la intensidad de la señal y la dosis, es decir que si una imagen se forma con mayor cantidad de señal, mayor será la dosis impartida en dicha exposición. Es por esto que la combinación de los parámetros técnicos influye en la calidad final de la imagen.

Los parámetros técnicos que influyen en la calidad de la imagen radiológica son: la tensión aplicada (kV) que se relaciona con el espectro del haz al utilizar distintos materiales de ánodos en combinación con filtros; la intensidad de la corriente (mA) y el tiempo de exposición.

No es fácil definir la calidad de imagen digital, ya que es un concepto que no se puede medir con precisión. Se han identificado un gran número de factores que afectan la calidad de la imagen, entre los que se encuentran:

- La resolución espacial; corresponde a la capacidad de visualizar dos objetos pequeños por separado y distinguirlos visualmente uno del otro.
- La resolución de contraste; que es la capacidad de distinguir dos objetos de contraste similar por separado.
- El ruido; corresponde a todas aquellas variaciones indeseables e inherentes a cada una de las etapas del proceso de formación de la imagen digital.

Es importante mencionar, sobre este último, que el nivel de ruido en la imagen, principalmente el moteado radiológico, tiene una relación fundamental con la dosis media glandular (DMG). Una dosis de radiación más alta disminuye el ruido en la imagen digital, pero la dosis puede ser superior a la necesaria para una imagen diagnóstica, y al contrario, una menor dosis de radiación disminuirá la relación señal ruido a un nivel que puede afectar negativamente la presentación de la información y por lo tanto al diagnóstico de la imagen (Sickles E., 2007).

Para la cuantificación final de la calidad de la imagen, relacionada con la dosis impartida se puede utilizar un parámetro llamado Figura de Mérito (FOM) el que se define como la relación entre el parámetro CNR y la DGM (NHSBSP, 2009).

En los estudios mamográficos que relacionan la calidad de imagen con la DGM, se acepta que los parámetros mencionados son importantes y afectan a la capacidad de detectar o caracterizar microcalcificaciones u otro tipo de lesión en la mama (NHSBSP, 2009). Sin embargo la relación exacta de dichos parámetros, todavía no está bien definida, en términos de los factores técnicos a utilizar. En la actualidad, lo mejor que podemos hacer es tratar de correlacionar las diferencias en el rendimiento de la curva de operación del detector con que se trabaje, con las diferencias en los aspectos técnicos de adquisición de la imagen (Williams et al., 2008).

Con el propósito de establecer la relación entre estos parámetros, en este estudio se realizaron pruebas experimentales que combinaron todos los factores técnicos (Kilovoltaje, miliamperaje y combinación ánodo-filtro) con el objetivo de proponer un protocolo, donde se disminuya la dosis media glandular manteniendo la calidad de imagen de acuerdo al FOM para distintos espesores de mama comprimida.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio realizado es de tipo experimental y prospectivo en donde se realizaron aquellas pruebas que permiten determinar los parámetros óptimos para calificar la calidad de imagen y optimizar la dosis que recibe la paciente de acuerdo a protocolos para mamografía digital como son el NHSBSP, 2009 y el de la IAEA, 2007.

2.1. Equipos y materiales utilizados.

- a) Mamógrafo Digital Directo modelo Selenia de Hologic ubicado en el Servicio de Imágenes de la mama de la Clínica las Condes, que cuenta con detector directo de

Selenio amorfo, para trabajar en modo manual, semiautomático y automático (AEC) con ánodo de Molibdeno y filtros de Molibdeno y Rodio.

- b) Fantasmas utilizados para realizar la adquisición y el análisis de la calidad de imágenes:
- Fantoma ACR 156 que contiene diferentes objetos que representan los distintos tipos de lesiones de una mama y simula la atenuación y dispersión de una mama promedio de 4,5 cm. de espesor bajo compresión de composición 50% grasa, 50% de tejido glandular.
 - Fantoma SIB específico de mama con placa base de polimetilmetacrilato (PMMA) y en cuyo interior tiene elementos de atenuación de la radiación. Este fantoma posee placas adicionales de espesores de 0,5 y 1 cm sin elementos de atenuación. Su densidad equivalente a 50 % de tejido graso y 50% tejido glandular. La conformación en placas permite simular mamas de distintos espesores.
- c) Cámara de ionización (SFD) de tipo 34069. PTW- Freiburg, para la medición y control de calidad de la salida de la radiación de un equipo de rayos X ya sea mamográfico o de radiología convencional, correlacionando los valores nominales de Kerma en aire y tasa de dosis. Para la lectura digital de la cámara de ionización, se utiliza un conjunto con el electrómetro UNIDOS ambos de la firma PTW.
- d) DIAVOLT PTW- Freiburg el que se utiliza para la medición no invasiva de la tensión del tubo en equipos radiológicos, en el intervalo de 22 a 150 kV lo que lo hace apto para realizar mediciones en equipos radiológicos convencionales, de tomografía computada (CT), mamografía y radioscopia. Se utiliza en conjunto con el detector semiconductor.
- e) Materiales accesorios: Soporte para mediciones, placa filtro de aluminio; Barómetro y termómetro.

2.2. Métodos de la planificación experimental

Selección de los parámetros técnicos a utilizar en la obtención de las imágenes a evaluar.

- a) Se escogieron tres kV 26, 28 y 30 los que serán aplicados a los espesores de mama seleccionados (3,0; 4,0; 4,5 y 5, 5 cm)
- b) El miliamperaje (mA.) fue seleccionado retrospectivamente de la base de datos del servicio de imágenes de la mama de la Clínica las Condes evaluando las mamografías de 20 pacientes con espesores de 3, 4,5 y 5 cm y con una composición homogénea de la mama, de 50% glandular y 50% grasa. Se escogieron cinco valores de mAs que representarán el rango de trabajo promedio del equipo: 47.5; 70; 110; 140 y 170 mAs. Para cada uno de estos se realizaron combinaciones de material de ánodo y filtro: Mo/Mo y Mo/Rh.

2.3 Pruebas realizadas en el equipo mamógrafo DR Selenia de Hologic.

1. Pruebas para evaluación de la calidad de imagen utilizando fantoma de acreditación ACR de 4,5 cm y un disco de acrílico de 2 mm de espesor y compresor 18x24.
 - a) Se realizó una prueba para determinar la cantidad de elementos visibles en el fantoma ACR.

- b) Se realizaron pruebas para adquirir imágenes con técnicas Auto Filter y Auto Time, con y sin compresión respectivamente y pruebas para adquirir imágenes con técnicas manuales con compresor
 - c) Se realizó un protocolo en base las imágenes adquiridas en el punto b), el cual evalúa cuantitativamente la calidad de imagen, a través del cálculo de la relación contraste-ruido (CNR) para cada una de las imágenes adquiridas.
2. Pruebas para evaluación de la calidad de imagen utilizando un fantoma SIB de distintos espesores una placa de aluminio de 0,2 mm de espesor de 10x10 cm. y compresor 18x24.
 - a) Se realizaron pruebas en los espesores 3,0; 4,0 y 5,5 cm, para adquirir imágenes con técnicas Auto Filter y Auto Time, con y sin compresión respectivamente y técnicas manuales con compresor del fantoma SIB, todas utilizando placa filtro de Al en el borde derecho del fantoma.
 - b) Se realizaron pruebas a 4,0 cm, para adquirir imágenes con técnicas manuales con compresor del fantoma SIB, todas utilizando placa filtro de Al en el borde izquierdo del fantoma.
 - c) En base las imágenes adquiridas en el punto a) y b) se realizó un protocolo de evaluación de calidad de imagen de tipo cuantitativo, utilizando la relación contraste-ruido de cada una de las imágenes adquiridas. Obteniéndose a través de los cálculos, valores numéricos para dicha relación de CNR.
 3. Pruebas para evaluación dosimétrica utilizando cámara de ionización de tipo 34069, junto a un soporte, electrómetro DIAVOLT Universal T 43014, equipo de presión y temperatura, compresor y huincha métrica.
 - a) Se realizó un protocolo con combinación de técnicas manuales para realizar mediciones del Kerma incidente en el aire (sin retrodispersión), en el punto donde se encontraría la superficie del fantoma. Las mediciones se realizaron a 50 cm. de la fuente y se calculó utilizando la ley del inverso al cuadrado de la distancia para la dosis correspondiente a los espesores de interés 3,0; 4,0; 4,5 y 5,0 cm en base a la técnica manual.
 - b) Se realizaron mediciones del Kerma incidente en el aire (sin retrodispersión), en el punto donde se encontraría la superficie del fantoma ACR 4,5 cm, utilizando solo los parámetros técnicos de Auto Filter y auto Time adquiridos en el punto 5.3.1. b) de este procedimiento.
 - c) Se realizaron mediciones del Kerma incidente en el aire (sin retrodispersión), en el punto donde se encontraría la superficie del fantoma SIB. Las mediciones se realizaron para los espesores 3,0; 4,0 y 5,5 cm utilizando solo los parámetros técnicos de Auto Filter y auto Time adquiridos previamente en el punto 5.3.2. a) de este procedimiento. Es decir se realizaron mediciones con dos técnicas distintas, para cada espesor del fantoma SIB.

2.4. Métodos para la determinación de la Dosis media glandular

1. La dosis media glandular se obtuvo cuantitativamente a partir de las pruebas dosimétricas realizadas en el punto 2.3.3. para la totalidad de las imágenes adquiridas independiente de las técnicas utilizadas.
2. Se realizaron los cálculos del Kerma incidente en el aire y de la dosis media glandular promedio, para la totalidad de las mediciones, en función de las distintas técnicas de acuerdo a:

$$D_G = c_{D_G-K_i, PMMA} s K_i$$

Dónde:

- $C_{D_{G50}, K_i, PMMA}$ valor del coeficiente de conversión en función de la técnica y HLV.
- Factor s : para la corrección.
- K_i : valor del Kerma incidente en aire.

2.5. Métodos de correlación de la calidad de imagen con la dosis media glandular.

Se determinó cuantitativamente la Figura de mérito (FOM) a partir de la relación contraste ruido (CNR) obtenida en las pruebas de calidad y los resultados de dosis media glandular, para cada una de las pruebas realizadas de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$FOM = \frac{CNR^2}{DGM}$$

2.6. Métodos estadísticos utilizados para analizar los datos.

1. Se utilizó análisis de varianzas de un factor (para CNR, DMG y FOM) y un análisis de estadística descriptiva, con el fin de determinar si existen diferencias significativas entre la media de cada categoría de las variables analizadas (mA, Kv, ánodo/filtro, espesor.)
2. Se utilizó el programa estadístico ANOVA, el cual evalúa las diferencias significativas a un nivel del 5% a través de la prueba de LSD Fisher. Dónde las diferencias significativas tienen un valor de $p < 0,05$ y las no significativas, un valor de $p > 0,05$.
3. Los resultados fueron interpretados con el software estadístico SAS GUIDE. 4.3.
4. Se elaboraron, gráficos de intervalos de confianza, donde se muestran las diferencias entre las técnicas utilizadas y los parámetros analizados.

3. RESULTADOS

3.1 Resultados de la calidad de imagen, utilizando fantoma ACR 4,5 cm.

A partir de la adquisición y análisis de imágenes del fantoma ACR 4,5 cm. de acuerdo al protocolo, se presentan en la tabla 1. los resultados de los elementos visibles en la imagen del fantoma, estos corresponden a las técnicas de Auto Filter con compresor y Auto Time sin compresor dónde no se observaron variaciones con respecto a la calidad de imagen.

Tabla 1. Elementos visibles en imagen de fantoma ACR.

	Fibras	Masas	G. de partículas
Imagen obtenida con tec. Auto Filter	5.0	4.0	4.0
Imagen obtenida con tec. Auto Time	5.0	4.0	4.0

A partir de la adquisición y análisis de imágenes del fantoma ACR 4,5 cm. obtenidas con las técnicas Auto Filter (AEC), Auto Time y las distintas técnicas manuales, el gráfico 1 muestra el valor del CNR para la combinación ánodo/filtro Mo/Mo y el gráfico 2 los valores para Mo/Rh.

Gráfico 1. Relación contraste ruido para la combinación ánodo/filtro Mo/Mo.

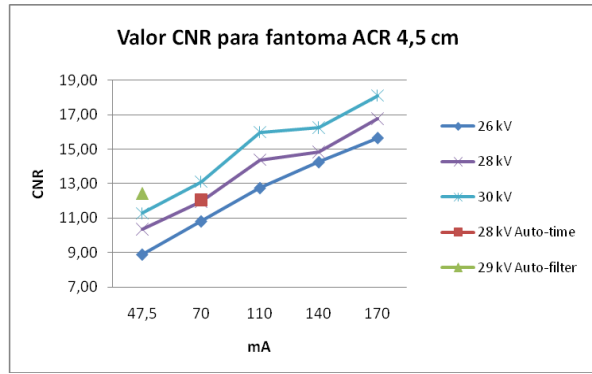
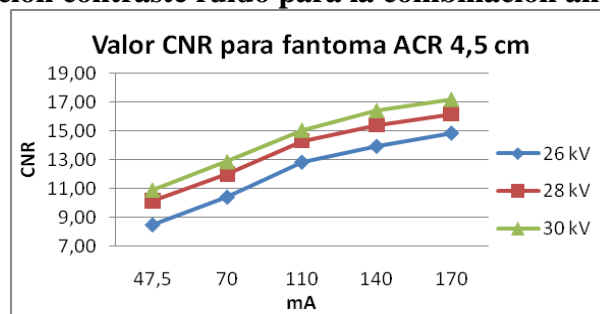


Gráfico 2. Relación contraste ruido para la combinación ánodo/filtro Mo/Rh.



3.2 Resultados de la Dosis Media Glandular

Los gráficos 3 y 4 muestran los valores de la DMG en función del mA para cada una de las técnicas diagnósticas y manuales utilizando ánodo/filtro de Mo/Mo y Mo/Rh.

Gráfico 3. DMG en función del miliamperaje

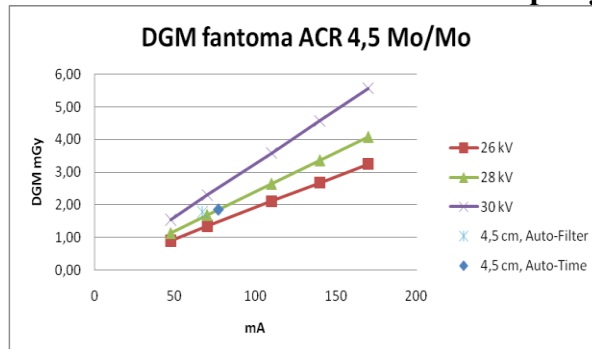
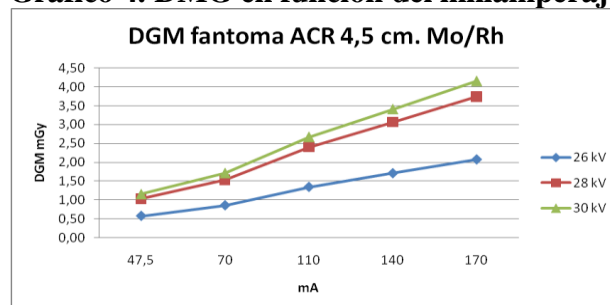


Gráfico 4. DMG en función del miliamperaje



Los gráficos 5 y 6 Muestran los valores del DMG en función del kV para cada una de las técnicas diagnósticas y manuales utilizando ánodo/filtro de Mo/Mo y Mo/Rh.

Gráfico 5. DMG en función del kilovoltaje

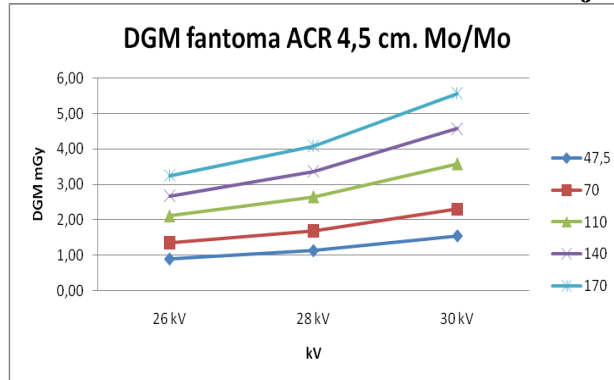
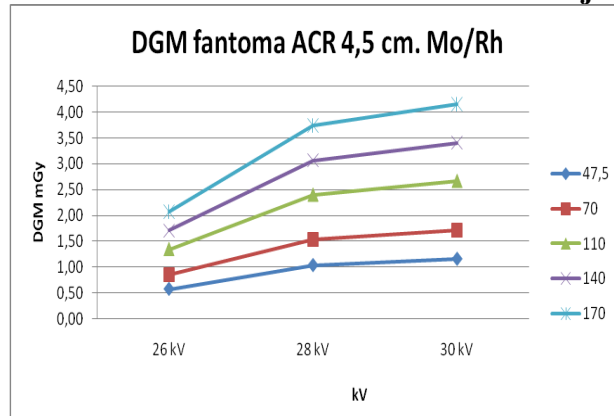


Gráfico 6. DMG en función del kilovoltaje



3.2 Resultados de la Figura de Merito (FOM).

Los gráficos 7 y 8 muestran los valores del FOM para cada una de las técnicas diagnósticas y manuales, utilizando ánodo/filtro de Mo/Mo y Mo/Rh.

Gráfico 7. FOM en función del miliamperaje

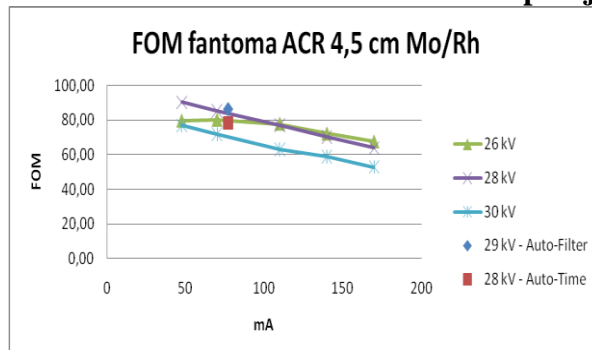
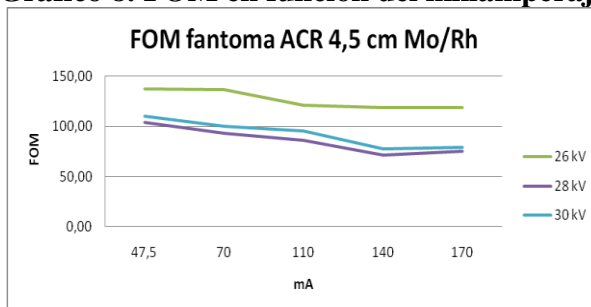


Gráfico 8. FOM en función del miliamperaje

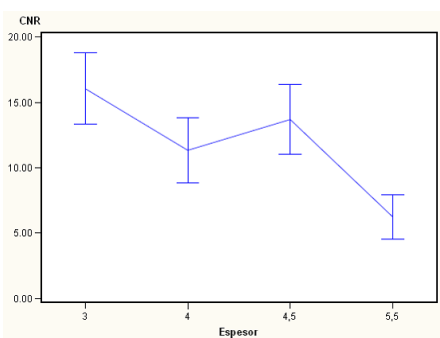


4. DISCUSIÓN

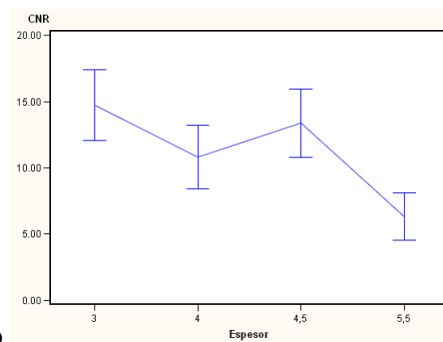
4.1 Calidad de imagen, relación contraste-ruido (CNR).

Los resultados del cálculo del CNR, muestran que existen diferencias significativas ($p < 0,05$) entre el espesor utilizado y la calidad de imagen conseguida (con una confianza de 95%), en espesores de 3,0; 4,0; 4,5 y 5,5 cm. La tendencia de los gráficos de intervalos de confianza de CNR muestra que tiende a disminuir cuando el espesor de la mama aumenta, esto se debe a que a medida que el espesor aumenta se van atenuando los fotones, provocando la disminución del CNR (Marshall et al., 2011). Esto último es independiente del ánodo/filtro que se aplique.

(Gráfico 1.a. Mo/Mo y Gráfico 1.b. Mo/Rh)



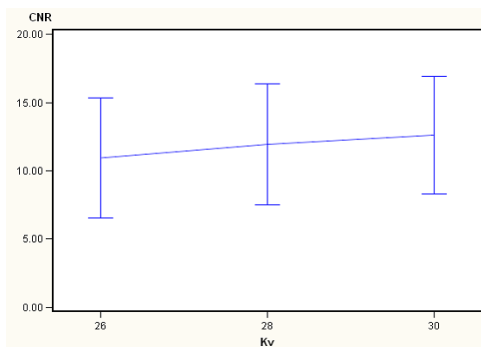
1.a.



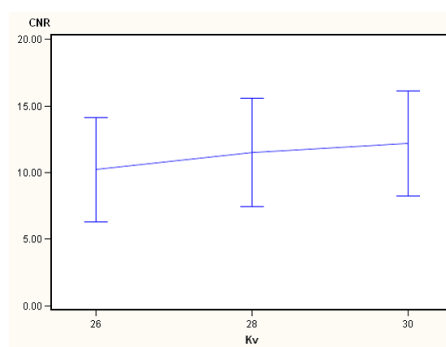
1.b.

En cambio en el caso del aumento de kV el CNR no muestra diferencias significativas como se ve en los gráficos a continuación independiente de la combinación ánodo/filtro utilizada.

(Gráfico 1.c. Mo/Mo y Gráfico 1.d. Mo/Rh)



1.c.

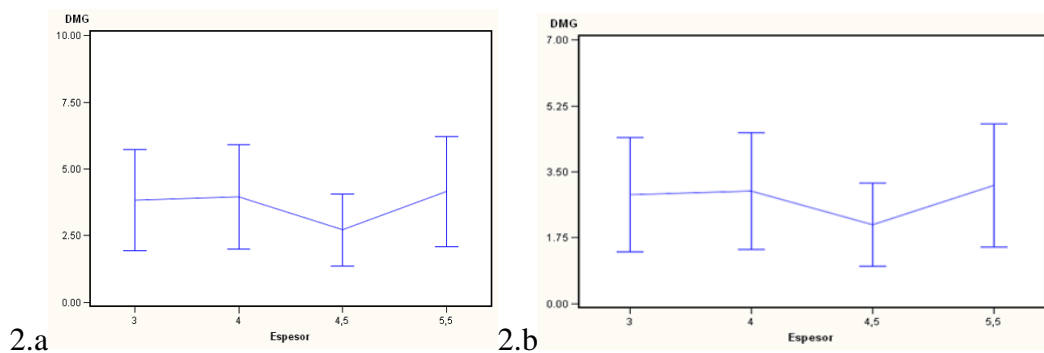


1.d.

Por otro lado como se observe anteriormente en los gráficos 1 y 2 es posible determinar diferencias significativas ($p < 0,05$) al utilizar distintos valores de mA, ya que a medida que éste aumenta también lo hace la CNR mejorando la calidad de imagen. Este patrón se repite para Mo/Mo y Mo/Rh, con un 95% de confianza y se explica ya que el número de fotones producidos aumenta proporcionalmente con la intensidad de la corriente (Bushong, 2010; Krug et. al., 2008)

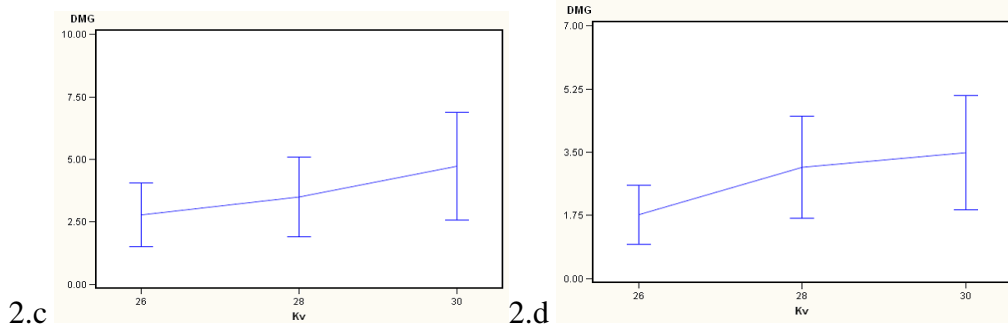
4.2 Dosis Media Glandular (DGM mGy)

De acuerdo a la literatura al aumentar el espesor de la mama, la respuesta del equipo es de modificar los valores técnicos y compensar el miliamperaje (Sickles E., 2007). Sin embargo, el análisis estadístico realizado muestra que la dosis no se ve afectada por el espesor del fantoma en este estudio y que solo existe una leve disminución de la dosis en el espesor de 4,5 cm. no siendo estadísticamente significativa ($p > 0,05$), con un 95% de confianza. Este patrón se presenta tanto para ánodo/filtro Mo/Mo y Mo/Rh. (Gráfico 2.a. Mo/Mo y Gráfico 2.b. Mo/Rh)



Los resultados obtenidos de DGM en mGy a partir de los dos fantomas utilizados con la combinación de todos los factores técnicos estudiados, muestran un promedio de dosis de 3,22 mGy. Específicamente para el fantoma SIB 3,0 cm el promedio de DGM fue de 3,36 mGy. Para 4,0 cm el promedio fue de 3,47 mGy y para 5,5 cm. corresponde a 3,65 mGy. Estos valores indican que efectivamente al aumentar el espesor de la mama, los valores de DGM aumentan. Para el fantoma ACR 4,5 cm. se obtuvo un valor promedio de 2,41 mGy. Lo cual se corresponde con los resultados estadísticos y con los valores esperados, según el protocolo de control de calidad (IAEA, 2006).

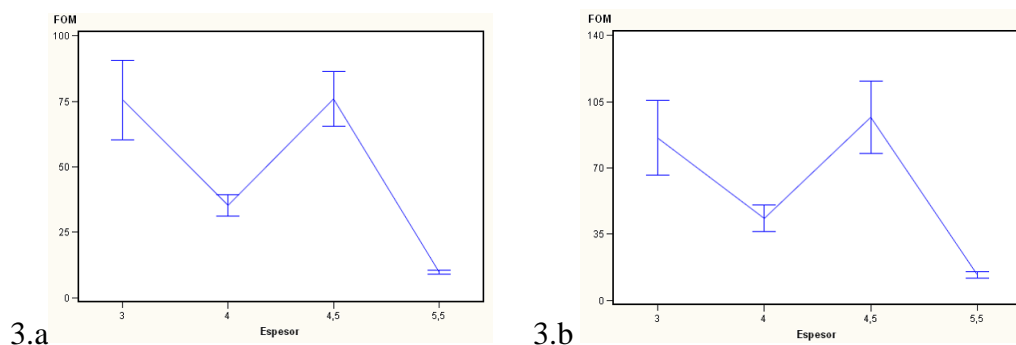
La dosis media glandular se ve afectada de acuerdo al Kilovoltaje utilizado. La media de la DMG aumenta a medida que el Kilovoltaje utilizado es mayor ($p < 0,05$), lo cual sucede porque al aumentar la tensión los electrones que llegan al ánodo lo hacen con mayor energía cinética y por ello, los fotones de frenado son más energéticos, contribuyendo al aumento de la DGM por aumento del efecto Compton dentro de la mama (Debra y Ikeda, 2005). Esto ocurre tanto para la combinación ánodo/filtro Mo/Mo y Mo/Rh. con un 95% de confianza (Gráficos 2.c Mo/Mo y 2.d Mo/Rh).



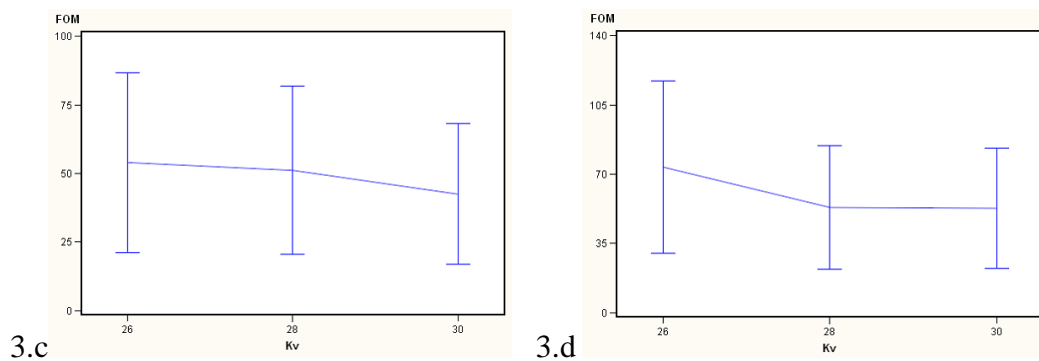
Con respecto a los valores de miliamperaje es posible determinar que la media de la DMG aumenta al utilizar miliamperajes altos es decir que, el mA influye significativamente en la DMG impartida ($p < 0,05$) lo cual corresponde con lo expuesto en la literatura dónde se explica que el número de fotones producidos aumenta proporcionalmente con la intensidad de la corriente contribuyendo así, con la DMG impartida (es posible verificar esto en el gráfico de intervalos de confianza) (Gráficos 3 y 4). Esto sucede para los distintas combinaciones ánodo/filtro utilizados, con un 95% de confianza. Con respecto a los valores de miliamperaje es posible determinar que la DMG aumenta al utilizar miliamperajes altos, es decir que el mA influye significativamente en la DMG impartida ($p < 0,05$) lo cual corresponde con lo expuesto en la literatura dónde se explica que el número de fotones producidos aumenta proporcionalmente con la intensidad de la corriente contribuyendo así, con la DMG. Esto sucede para los distintas combinaciones ánodo/filtro utilizados, con un 95% de confianza.

4.3 Figura de Mérito (FOM)

De acuerdo a los distintos espesores utilizados en este estudio, se determinó mediante el ANOVA que existen diferencias significativas para el FOM ($p < 0,05$), ya que las medias de cada espesor son distintas entre sí. Esto indica que el espesor influye en el valor del FOM. En la gráfica de intervalos de confianza (Gráficos 22.1 y 22.2; Anexo 22) es posible visualizar que los valores más altos de FOM se logran en espesores de 3,0 y 4,5 cm, pero en estos valores están sujetos a una variabilidad mucho más alta que la presentada para el espesor de 4,0 cm. dónde la media del FOM presenta menor rango de variación. En tanto el espesor de 5,5 cm. presenta valores de FOM muy poco variables y bajos. Los resultados estadísticos obtenidos para el FOM en diferentes espesores pueden ser justificados ya que lo esperable es que, a medida que el espesor aumenta, el valor del FOM disminuya. No obstante, los fantasmas son distintos en su composición y esto podría explicar el aumento del valor del FOM para el fantoma ACR. Este patrón ocurre tanto para el filtro Mo/Mo y Mo/Rh. (Gráficos 3.a Mo/Mo y 3.b Mo/Rh).



Los resultados estadísticos muestran que el aumento del kV no influye significativamente en los valores del FOM ($p>0,05$). La gráfica de intervalos de confianza muestra que la tendencia de los intervalos de confianza de acuerdo a los valores del FOM, es a disminuir a medida que se aumenta el Kilovoltaje (Williams et al., 2008) (Gráficos 22.3 y 22.4; Anexo 22). Esto ocurre para 26, 28 y 30 kV por lo que administrar distintos tipos de voltajes no mejora el FOM, independiente del tipo de filtro que se utilice (Mo/Mo, Mo/Rh). (Gráficos 3.c Mo/Mo y 3.d Mo/Rh).



No existe evidencia estadística para determinar que el miliamperaje influye sobre los valores del FOM (95% de confianza). Los resultados estadísticos muestran en el gráfico de intervalo de confianza que esto ocurre para 47.5, 70, 110, 140, 170 mA, (Gráficos 7 y 8) donde es posible observar que la media de todos los miliamperajes no muestran diferencias significativas entre sí. ($p>0,05$). Pero es posible observar que los valores calculados del FOM tienden a disminuir a medida que el miliamperaje aumenta. Esto ocurre, independiente del tipo de filtro que se utilice (Mo/Mo, Mo/RH). No existe evidencia estadística para determinar que el miliamperaje influye sobre los valores del FOM (95% de confianza) aunque se observa una tendencia en los gráficos presentados debido a que a medida que el mA aumenta también lo hace la DMG lo que hace que se refleje disminuyendo el valor del FOM. Esto ocurre independiente del tipo de filtro que se utilice (Mo/Mo, Mo/RH).

4.4 Correlación de los parámetros estudiados (Calidad de imagen y DGM)

Con los antecedentes proporcionados por este estudio se sugiere utilizar las siguientes combinaciones de parámetros técnicos, con el fin de obtener una buena calidad de imagen y la menor dosis de radiación posible a la paciente para obtener una imagen diagnóstica satisfactoria.

Para el fantoma de acreditación ACR 4,5 cm. al utilizar técnicas automáticas Auto-filter y Auto-time, se obtienen valores de FOM menores. Fue posible determinar que la combinación de 26 kV ánodo/filtro Mo/Rh y 110 mAs logra una calidad de imagen mayor a la obtenida con las técnicas diagnósticas, además de reducir la DGM promedio de 1,8 mGy a 1,34 mGy. También es posible utilizar 28 kV, 70 mAs, con combinación ánodo/filtro Mo/Rh (Tabla 2).

Tabla 2. Resumen de la correlación de parámetros estudiados para espesor 4,5 cm del fantoma ACR.

Voltaje	mAs	Mo/Mo			Mo/Rh		
		CNR	DMG	FOM	CNR	DMG	FOM
26 kV	47,5	8,88	0,90	79,64	8,46	0,57	137,46
	70	10,81	1,35	80,10	10,38	0,86	136,63
	110	12,75	2,11	77,76	12,80	1,34	120,99
	140	14,25	2,68	72,15	13,90	1,71	119,02
	170	15,66	3,25	67,53	14,81	2,07	118,32
28 kV	47,5	10,36	1,13	90,36	10,12	1,03	104,08
	70	11,94	1,69	85,21	12,01	1,53	92,98
	110	14,39	2,65	77,01	14,29	2,40	86,14
	140	14,83	3,37	70,41	15,41	3,07	71,73
	170	16,78	4,09	63,91	16,17	3,74	75,30
30kV	47,5	11,28	1,55	76,81	10,90	1,15	110,21
	70	13,11	2,30	71,97	12,86	1,71	100,36
	110	15,99	3,59	63,15	15,05	2,67	95,76
	140	16,25	4,57	58,87	16,41	3,41	77,53
	170	18,11	5,57	52,99	17,18	4,15	79,06

Para el espesor de 3,0 cm del fantoma SIB al utilizar 26 kV ánodo/filtro Mo/Rh y 70 mAs Se consigue disminuir la DGM promedio de las técnicas diagnósticas de 1,9 mGy a 1,2 mGy manteniendo la calidad de la imagen. Para 4,0 cm del fantoma SIB las técnicas diagnósticas logran el rango más alto de valores del FOM utilizando 26 kV con ánodo/filtro Mo/Mo. Sin embargo lo que se propone es utilizar 26 kV y 110 mAs, pero con ánodo/filtro de Mo/Rh, ya que con esto se logra disminuir la DMG promedio de 2,45 mGy utilizadas en las técnicas diagnósticas a 1,96 mGy, obteniendo además una buena calidad de imagen. Cabe destacar que al aumentar el espesor de la mama también debería aumentar el kilovoltaje utilizado, es por esto que para el mismo espesor de 4,0 cm al utilizar 28 kV, 70 mAs con combinación ánodo/filtro Mo/Rh se obtiene una dosis de 2,15 mGy, y con valores aceptables de CNR.

Para el espesor de 5,5 cm del fantoma SIB, las técnicas diagnósticas Auto-filter y Auto-time alcanzan los valores de FOM más alto, tanto para ánodo/filtro Mo/Mo y Mo/Rh. de acuerdo a esto los valores utilizados por el equipo son 32 kV, ánodo/filtro Mo/Rh y un rango de miliamperaje entre 80 y 90 mAs. La técnica Auto-Filter alcanza valores promedios de 2,68 mGy lo que indica que la técnica se encuentra optimizada respecto al espesor. De acuerdo a las mediciones realizadas en este trabajo se recomienda utilizar 30 kV, 110 mAs y con combinación ánodo/filtro Mo/Rh con lo cual se obtiene una DGM de 4,0 mGy. Si bien el valor de DGM está por sobre el valor de referencia de 3,0 mGy, esto es aceptable ya que el espesor de la mama es de 1 cm mayor al de referencia. Cabe destacar que para espesores 3,0; 4,0 y 5,5 cm. según la Guía Europea (Van Engen et al., 2003) los valores de referencia utilizados son: 1,3; 2,0 y 5,0 mGy respectivamente.

5. CONCLUSIÓN

La determinación de las distintas variables como son el espesor de la mama, el miliamperaje, la combinación ánodo/filtro y el Kilovoltaje utilizadas en este estudio, permitieron una aproximación a los parámetros de calidad de imagen y dosis media glandular.

El análisis de las imágenes, permitió determinar que el CNR tiene un comportamiento lineal ascendente con respecto al aumento del mA lo que ocurre independiente de la combinación tipo de ánodo/filtro y del espesor, se mantiene con el alza del kV y tiende a disminuir con el aumento del espesor de la mama; la DGM aumenta significativamente con el aumento del mA, en forma discreta con el aumento del kV y se mantiene con el aumento del espesor. El FOM se mantiene sin grandes variaciones cuando aumenta el kV y el mA, pero tiende a disminuir con el aumento del espesor.

Los resultados del FOM obtenidos, demuestran cuantitativamente que es posible relacionar calidad de imagen y dosis media glandular de modo de optimizar las técnicas de trabajo para 3,0; 4,0; 4,5 y 5,5 cm de espesores de mama bajo las condiciones descritas en este protocolo.

Finalmente este estudio permitió el desarrollo de un protocolo de optimización, que involucra los parámetros técnicos ya mencionados a modo de obtener imágenes digitales de buena calidad con la menor dosis de radiación posible a la mama.

6. REFERENCIAS

1. Bushong S. "Manual de Radiología para Técnicos", Elsevier, novena edición, 2010, pp 273-274.
2. Carriera, C., Martinez, J., Gomez, D., Polanco, C., Naranjo, P., Del Llano, J. "Revisión de la evidencia científica sobre la aplicación de la mamografía digital". Radiología. 2006, vol. 49(3), pp. 145-156.
3. Commissioning and Routine Testing of full field Digital Mamography Systems. NHSBSP Equipment Report 0604, April 2009, vol. 3.
4. Departamento de estadística e información en salud. MINSAL. Disponible en: <http://www.deis.cl/?p=2541>
5. GLOBOCAN 2002 "Breast Cancer Estimated Incidence, Mortality and Prevalence Worldwide" http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_cancer.aspx
6. IAEA International Atomic Energy agency. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 457. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2007. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf (2011, agosto 24).
7. IAEA Organismo Internacional de Energía Atómica. Control de calidad en mamografía. "Protocolo elaborado en el marco de dos proyectos regionales ARCAL/OIEA. TECDOC-1517". Octubre, 2006. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1517s_web.pdf (2011, agosto 26).
8. IAEA. Quality Assurance Programme for Digital Mamography. IAEA Human Health Report n°17. International Atomic Energy Viena, 2011. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482_web.pdf (2011, agosto 26).
9. Ikeda, D., "Radiología de mama. Los Requisitos". Ed. Elsevier, Genova, España, 2005.

10. Krug, K., Stutzer, H., Schroder, R., Boecker, J., Poggenborg J., Lackner, K. "Image Quality of Digital Direct Flat-Panel Mammography Versus an Analog Screen-Film Technique Using a Low-Contrast Phantom." *WOMEN'S IMAGING*, 2008; 191: 80-87.
11. Marshall, N., Monnin, P., Bosmans, H., Bochud, F.O., Vernud, F.R., "Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems". *Phys. Med. Biol.* 56 (2011) 4201–4220.
12. Mugarra, F., "La Radiología Digital: Adquisición de imágenes". [en línea]. Disponible en: http://www.seis.es/seis/is/is45/IS45_33.pdf>. (2011, noviembre 10).
13. Oliver, A., Freixenet, J., Martí, J., Perez, E., Pont, J., Denton, E., and Zwiggelaar, R., "A review of automatic mass detection and segmentation in mammographic images". *Medical Image Analysis*. Elsevier. 2010, vol. 14, pp.87-110.
14. Pisano, E., Gatsonis C., Hendrick E., Yaffe, M., Baum, J., Acharyya, S., Conant, E., Fajardo, L., Bassett, L., D'Orsi, C., Jong, R., Rebner M., "Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening". *N Engl J Med* 2005; 353:1773-1783 October 27, 2005.
15. Sickles, E. "Clínicas Radiológicas de Norteamérica. Diagnóstico por imagen de la mama". Ed. Elsevier, España, 2007, vol. 45, n.5.
16. Smith, A. "Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations". [en línea]. Disponible en: <http://www.hologic.com> />. (2011, noviembre 23).
17. Williams M., Raghunathan P., More M.J., Seibert J.A., Kwan A, Lo JY., Samei E., Ranger N.T., Fajardo L.L., McGruder A., McGruder S.M., Maidment A.D., Yaffe M.J., Bloomquist A., Mawdsley GE., "Optimization of exposure parameters in full field digital mammography". *Med Phys*, 2008; 35: 2414-2423.