

UCH-FC
MAG - Biof. Méd
K184
C-1



DETERMINACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA EN EL EXAMEN DE MAMOGRAFÍA

Tesis

Entregada A La

Universidad de Chile

En Cumplimiento Parcial De Los Requisitos

Para Optar Al Grado De

Magíster en Biofísica Médica

Facultad De Ciencias

Por

Denisse Carolina Karl Sáez

Director de Tesis Prof. Dr. Mauricio Canals

Co-Director de Tesis: MSc. Fernando Leyton

PROGRAMA MAGÍSTER BIOFÍSICA MÉDICA

FACULTAD DE CIENCIAS

UNIVERSIDAD DE CHILE

INFORME DE APROBACION

TESIS DE MAGÍSTER

Se informa a la Escuela de Postgrado de la Facultad de Ciencias que la Tesis de Magíster presentada por la candidata.

Denisse Carolina Karl Sáez

Ha sido aprobada por la comisión de Evaluación de la tesis como requisito para optar al grado de Magíster en Biofísica Médica en el examen de Defensa Privada de Tesis rendido el día 20 septiembre 2011.

Director de Tesis:
Dr. Mauricio Canals

Co-Director de Tesis
MSc. Fernando Leyton

Comisión de Evaluación de la Tesis

TM. MSP Beatriz Alfaro

Dr. José Roberto Morales


.....

.....

.....

.....

DEDICATORIA



A mis queridos padres por su estímulo y apoyo a seguir avanzando,

éste otro fruto también es suyo.

Muchas Gracias



AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Dr. Mauricio Canals, director de tesis, y al MSc. Fernando Leyton, co-director de tesis, por la colaboración en el desarrollo de este trabajo.

Asimismo agradezco al Dr. José Roberto Morales por la labor docente durante los años del programa y a la Prof. Beatriz Alfaro que me ha instado, desde el pregrado, a la vigilancia de la Radioprotección del paciente.

Finalmente agradezco el compañerismo de los colegas de la Escuela de Tecnología Médica que me han brindado apoyo y energías para la culminación de este proceso.

RESUMEN

El cáncer de mama representa un problema serio de salud en Chile, ya que constituye la segunda causa de muerte por cáncer en la mujer chilena. Datos del sistema público al año 2006 indican que anualmente se diagnostican entre 2.700 a 2.800 casos nuevos y que la tasa bruta de mortalidad en el mismo año es de 13,8 por 100.000 mujeres¹.

Este tipo de cáncer se presenta usualmente en el tejido glandular, siendo este tejido el más sensible, de los que componen la mama, al cáncer radioinducido. Para determinar la dosis absorbida en este tejido se utiliza la magnitud de Dosis Glandular Media (DGM) que considera la composición de la mama y se relaciona con el riesgo de carcinogénesis.

En este estudio se estimó la DGM para dos mamógrafos de la ciudad de Santiago. Para ello fue necesario determinar el KASE desde las curvas de rendimiento (mGy/mAs) y los parámetros técnicos utilizados en el examen. Para convertir la DGM se usó las ecuaciones y tablas propuesta por Dance y cols² que tienen en cuenta el porcentaje de glandularidad de la mama y la combinación ánodo-filtro empleado. La DGM para las pacientes con espesor de mama comprimida entre 4 y 6 cm fue de 1,65mGy.

Considerando que la mamografía es un examen de screening con una utilidad ampliamente demostrada disminuyendo la mortalidad por cáncer de mama¹ y que debe realizarse anualmente a un gran número de mujeres de entre 40 a 69 años, es necesario optimizar la dosis que se está impartiendo y ampliar los estudios en esta área.

SUMMARY

Breast cancer represents a serious health problem in Chile because it constitutes the second cause of death by cancer in Chilean women. Data from the public health system in 2006 shows between 2700 and 2800 new diagnosed cases per year and a mortality rate of 13.8 in 100.000 women¹.

This type of cancer appears almost always in glandular tissue as it is the most sensible breast tissue to radiation-induced cancer. The dose of radiation absorbed by this tissue is determined by the Mean Glandular breast Dose (MGD) that relates the composition of the breast with the risk of carcinogenesis.

This study estimates the MGD for two mammography units in Santiago. For this purpose it was necessary to determine the KASE from the yield curve (mGy/mAs) and the technical parameters used in the exam. The equations and tables proposed by Dance and cols² were used to convert the MGD since they take into account the glandular percentage of the breast and the anode-filter combination used. The MGD for patients with a thickness of compressed breast between 4 and 6 cm was of 1,65 mGy.

Considering that mammography is a screening test with a widely demonstrated effectiveness of lowering the mortality by breast cancer¹ and that it must be performed annually on a vast number of women between 40 and 69 years of age it is necessary to optimize the dose used today and to widen the studies on this subject.

ÍNDICE DE MATERIAS

INTRODUCCIÓN	1
Descripción histológica de la glándula mamaria	1
Generación de radiación X	3
Equipo de mamografía	4
Interacción de la radiación con la materia	10
Densidad óptica	12
Mamografías	14
Dosimetría	16
Método Monte Carlo para determinar los factores de conversión	17
Dosimetría en pacientes	18
Dosis Glandular obtenida por otros autores	18
HIPÓTESIS.	25
OBJETIVOS	26
MATERIAL Y MÉTODO	27
Equipo de mamografía	27
Información de los pacientes y factores técnicos	30
Determinación del Kerma en superficie de entrada	31
Determinación de la Dosis Glandular Media	32
Estandarizar los valores de dosis	33
RESULATDOS	34
Capa Hemirreductora del mamógrafo	34
Rendimiento del mamógrafo	35

Densidad de fondo de la imagen de fantoma	37
Datos descriptivos de los pacientes	38
Factores técnicos de los exámenes	42
Kerma en aire en la superficie de entrada en los exámenes de mamografía	48
Dosis glandular media en los exámenes de mamografía.	53
ANÁLISIS COMPARATIVO	58
DISCUSIÓN	63
CONCLUSIÓN	68
BIBLIOGRAFÍA	70
ANEXO I: PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA DE LA IAEA, EQUIPO RADIOLÓGICO.	73

LISTA DE TABLAS

Tabla 1	Dosis glandular media estimada por otros autores	23
Tabla 2	Características de cada Centro Diagnóstico	27
Tabla 3	Resumen de la Capa Hemirreductora de los mamógrafo de los Centro Diagnósticos A y B.	34
Tabla 4	Determinación de Rendimiento del mamógrafo del Centro Diagnóstico A	35
Tabla 5	Determinación de Rendimiento del mamógrafo del Centro Diagnóstico B	36
Tabla 6	Densidad de Fondo de la imagen de Fantoma realizada en los mamógrafos de los Centro Diagnósticos A y B.	37
Tabla 7	Edades de las pacientes participantes en el estudio	38
Tabla 8	Edades de las pacientes en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.	39
Tabla 9	Porcentaje de Glándula Mamaria de las pacientes	40
Tabla 10	Porcentaje de Glándula Mamaria en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.	41
Tabla 11	Factores técnicos de los exámenes de mamografía	42
Tabla 12	Factores técnicos de los exámenes de mamografía con espesor de mama comprimida entre 4 a 6cm en los Centro Diagnósticos A y B	43
Tabla 13	Espesor de la mama comprimida en los exámenes de mamografía.	44

Tabla 14	Espesor de la mama comprimida en los exámenes de mamografía entre 4 y 6cm de espesor en los Centro Diagnósticos A y B.	46
Tabla 15	KASE en la proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía	48
Tabla 16	KASE de los exámenes de mamografía con espesor de mama comprimida entre 4 a 6cm en los Centro Diagnósticos A y B	50
Tabla 17	Dosis Glandular Media (DGM) en las proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía	54
Tabla 18	Dosis Glandular Media (DGM) en los exámenes de mamografía con espesores de compresión mamaria entre 4 y 6cm en los Centro Diagnósticos A y B.	56
Tabla 19	Resultado de la prueba de Normalidad Kolmogorov Smirnov para las variables KASE y DGM de los Centros de Diagnósticos A y B.	58
Tabla 20	Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable porcentaje de glándula mamaria de los Centros de Diagnósticos A y B.	59
Tabla 21	Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable espesor de la mama comprimida de los Centros de Diagnósticos A y B.	60
Tabla 22	Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable tensión de tubo de los Centros de Diagnósticos A y B.	60

Tabla 23	Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable KASE de los Centros de Diagnósticos A y B.	61
Tabla 24	Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable DGM de los Centros de Diagnósticos A y B.	61
Tabla 25	Resultado de la prueba T de Student para la variable edad del paciente de los Centros de Diagnósticos A y B.	62
Tabla 26	Resultado de la prueba T de Student para la variable corriente de tubo de los Centros de Diagnósticos A y B.	62

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Rendimiento del Mamógrafo del Centro Diagnóstico A	35
Gráfico 2	Rendimiento Mamógrafo del Centro Diagnóstico B	36
Gráfico 3	Histograma de edades de las pacientes de los Centros de Diagnóstico A y B	38
Gráfico 4	Edades de las pacientes en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.	39
Gráfico 5	Porcentaje de Glándula Mamaria en los Centro Diagnósticos A y B.	40
Gráfico 6	Porcentaje de Glándula Mamaria en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.	41
Gráfico 7	Espesor de la mama comprimida en la proyección Cráneo-Caudal	45
Gráfico 8	Espesor de la mama comprimida en la proyección Medio-Lateral-Oblicuo.	45
Gráfico 9	Espesor de la mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en la proyección cráneo-caudal en los Centros Diagnósticos A y B	47
Gráfico 10	Espesor de la mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en la proyección medio-lateral-oblicua en los Centros Diagnósticos A y B	47
Gráfico 11	KASE en la proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía.	49

Gráfico 10	Distribución del KASE en la proyección cráneo-caudal en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico A	51
Gráfico 11	Distribución del KASE en la proyección cráneo-caudal en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico B.	51
Gráfico 12	Distribución del KASE en la proyección medio-lateral-oblicuo en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico A.	52
Gráfico 13	Distribución del KASE en la proyección medio-lateral-oblicuo en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico B.	52
Gráfico 14	Histograma de la DGM de los exámenes de mamografía	53
Gráfico 15	DGM (mGy) en la proyección cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía.	54
Gráfico 16	Distribución de la DGM según la edad de las pacientes	55
Gráfico 17	Dosis Glandular Media (DGM) en la proyección cráneo-caudal en el rango de espesor de mama de 4 a 6cm en los Centros Diagnósticos A y B.	57
Gráfico 18	Dosis Glandular Media (DGM) en la proyección medio-lateral-oblicuo en el rango de espesor de mama de 4 a 6cm en los Centros Diagnósticos A y B	57

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Estructura de la mama	1
Figura 2	Espectro del haz de Radiación de un tubo de rayos X con blanco de Molibdeno operado a 25kV	5
Figura 3	Espectro del haz de radiación de un tubo de rayos X con blanco de Rodio operado a 28Kv	5
Figura 4	Espectro del haz de radiación de un tubo de rayos X con blanco de Tugsteno operado a 30kV	6
Figura 5	Comparación de los espectros del haces de radiación de tubos de rayos X con blanco de Molibdeno y filtro de Molibdeno o Rodio operando a 25kV.	7
Figura 6	Probabilidades de interacciones para energías usadas en radiodiagnóstico	10
Figura 7	Realización de tira sensitométrica	12
Figura 8	Curva característica de una película mamográfica.	13
Figura 9	Proyecciones Mamográficas de screening. Superiores: Cráneo Caudal (CC). Inferior: Medio Lateral Oblicuo (MLO)	15
Figura 10	Localización del punto de medición de la densidad de fondo del Fantoma	28

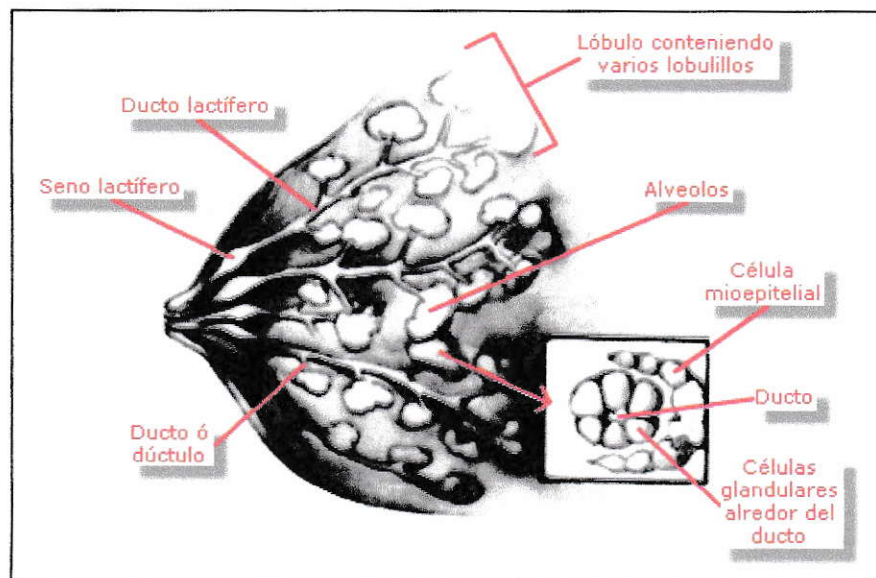
INTRODUCCIÓN

DESCRIPCIÓN HISTOLÓGICA DE LA GLÁNDULA MAMARIA

La porción secretoria de la glándula mamaria se encuentra formando lóbulos de túbulos ramificados, llamados ductos lobuloalveolares. De los ductos lobuloalveolares emergen múltiples evaginaciones o alvéolos, que son los acinos glandulares. La pared de cada alvéolo esta formada por una monocapa de células glandulares. La pared de cada alvéolo esta formada por una monocapa de células epiteliales cubierta por una red de células contráctiles mioepiteliales.

Muchos ductos lobuloalveolares convergen para formar un ducto galactófero el cual desemboca en el pezón. Los conductos galactóforos y los lobulillos constituyen el parénquima glandular, que se encuentra en el estroma mamario. El estroma mamario consiste en tejido conectivo o fibroso escasamente celular con una cantidad moderada de colágeno alternada con cantidades variables de tejido adiposo, vasos sanguíneos y vasos linfáticos (ver figura 1).

Figura 1: Estructura de la mama



A diferencia de otros órganos que se desarrollan fundamentalmente en la vida intrauterina y siguen una maduración lineal durante la vida, el desarrollo de la mama es principalmente pospuberal y con fases de desarrollo lineal y cíclico. Durante las etapas de embarazo y lactancia los ductos lobuloalveolares aumentan de tamaño principalmente por el crecimiento de los acinos glandulares y disminuyen en la poslactancia. En cambio, en la involución posmenopáusica, la etapa final de la evolución lineal de la fisiología mamaria, tanto el componente acinar (lóbulos) como los ductos van disminuyendo en celularidad. El tejido estromal va siendo reemplazado por colágeno, mientras que el tejido glandular epitelial y el tejido conectivo interlobular son reemplazados por tejido adiposo. Eventualmente, sólo persisten unos pocos acinos y ductos, embebidos en fibras de colágeno dispersas.

La composición de las mamas varía entre las mujeres debido a la proporción de tejidos glandular, fibroso y adiposo. Estas diferencias se visualizan en la mamografía ya que los tejidos glandular y fibrosos atenúan en mayor proporción los haces de radiación que el tejido adiposo, por esta razón los primeros se visualizan en la mamografía como radiopaco (brillante) y el tejido adiposo como radiolúcido (oscuro). En mamografía, se considera una mama grasa cuando la mayor parte de la mama es tejido adiposo, mixta cuando existe una proporción equilibrada de tejido adiposo, fibroso y glandular, y densa cuando predominan los tejidos glandulares y fibrosos.

GENERACIÓN DE RADIACIÓN X.

Los tubos de rayos X contienen dos electrodos, el cátodo y el ánodo, el cátodo consiste en un filamento de tungsteno contenido en la copa de enfoque. Cuando el tubo opera el filamento se calienta y son eyectados los electrones hacia el ánodo en un fuerte campo eléctrico producido por una diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo. La copa de enfoque concentra los electrones en un punto focal del ánodo. Al impactar los electrones con el ánodo ellos pueden deflectarse en la vecindad del núcleo atómico y perder energía por irradiación de fotones de rayos X. Un haz monoenergético de electrones produce un espectro continuo de rayos X con energía de hasta el valor de la energía cinética del electrón, este proceso es llamado radiación de frenamiento o de Bremsstrahlung. La eficiencia de la radiación de frenado se incrementa rápidamente cuando la energía del electrón es elevada.

Si el voltaje del tubo es suficiente, los electrones que impactan al blanco pueden eyectar los electrones de los átomos del blanco. Los electrones de las capas externas completan las vacancias de las capas internas emitiéndose un fotón de rayos X. Estos fotones son característicos al elementos del cual esta fabricado el blanco, por lo cual se denomina radiación característica.

EQUIPO DE MAMOGRAFÍA

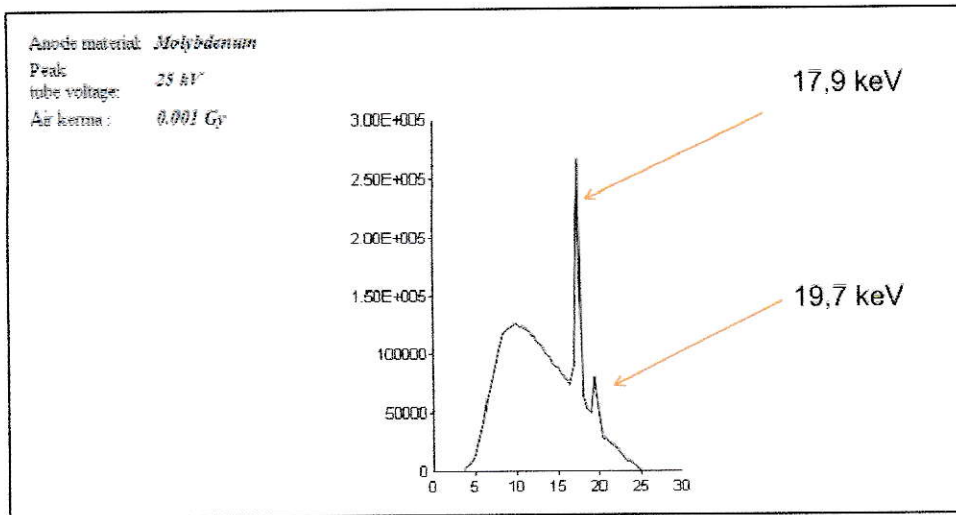
El equipo de mamografía es un equipo especial de rayos X diseñado para visualizar pequeñas diferencias físicas de los tejidos de la mama, como microcalcificaciones y carcinomas incipientes con la más alta calidad de imagen y la menor dosis posible. Para ello se han introducido cambios en relación con el equipo de rayos X osteoarticular en los siguientes aspectos:

1. Tubo de rayos X

Los componentes del tejido mamario tienen bajo número atómico, por lo que la energía de los rayos X solo debe ser la suficiente para penetrar el tejido. Se ha encontrado que el rango de rayos X más útil para producir un contraste máximo del tejido mamario es de 17 a 24 keV.

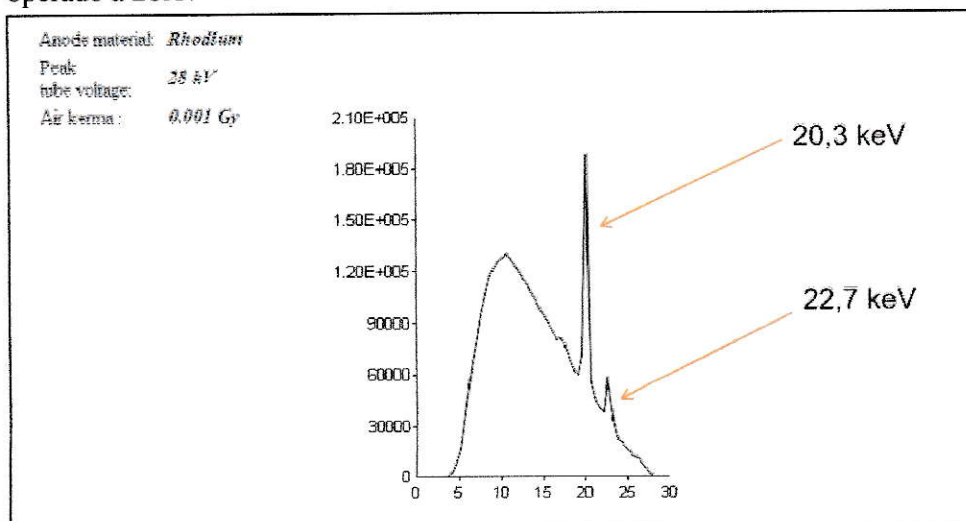
Todos los tubos de rayos X de los mamógrafos son fabricados con blancos de molibdeno o de rodio. Estos blancos son parecidos al tungsteno, usado en los tubos de rayos X tradicional, tienen un alto punto de fusión y resisten a la generación de calor que se produce al impactar los electrones con ellos, pero tienen diferentes números atómicos y con ello diferentes espectros de emisión. Los tubos de mamografía con ánodos de molibdeno producen radiación con más predominio de radiación característica debido a la energía de impacto del electrón y de la energía de ligadura de la capa K. Si la radiación del blanco es filtrado con un filtro de molibdeno la energía características de 19,7keV y 17,9keV de la capa K será la más predominante (ver figura 2). Esto hace al molibdeno muy efectivo para el tejido graso.

Figura 2: Espectro del haz de Radiación de un tubo de rayos X con blanco de Molibdeno operado a 25kV.



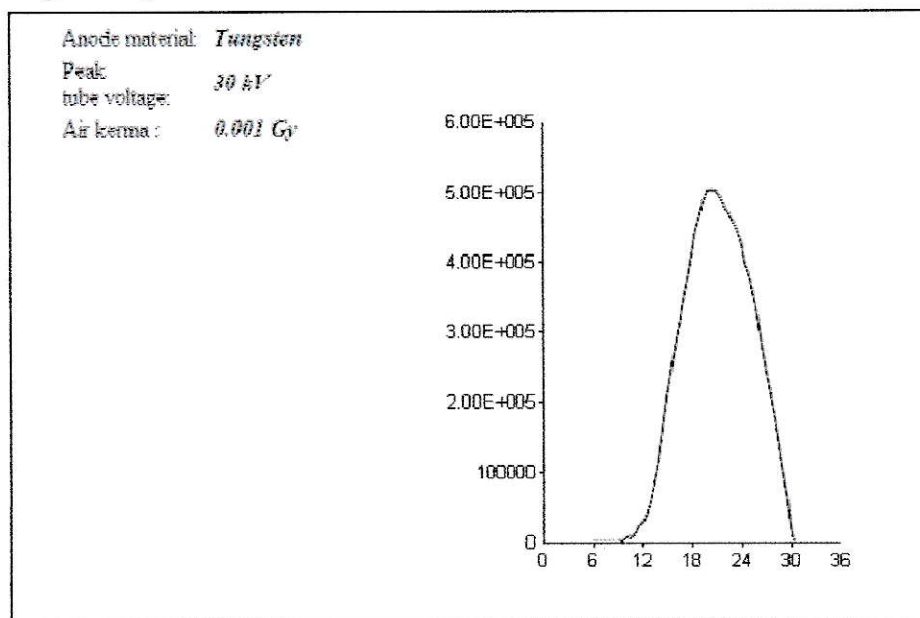
La radiación característica producida por el blanco de rodio con filtro de rodio es similar a la de molibdeno, pero el rodio tiene un ligero mayor número atómico, por ende mayor radiación de bremsstrahlung es producida y la radiación característica será 2 a 3 keV mayor, produciendo una mejor penetración en tejidos densos (ver figura 3). Aunque es mejor la penetración del tejido mamario denso, el uso del rodio resulta en un menor contraste radiográfico.

Figura 3: Espectro del haz de radiación de un tubo de rayos X con blanco de Rodio operado a 28Kv



El blanco y filtro de tungsteno son comúnmente utilizados en equipos de radiología convencional y no usados en mamógrafos, porque la radiación de frenado es la predominante con energías bajo y sobre el rango de 17 a 24 keV (ver figura 4). También la alta energía de los fotones producirá mayor interacción Compton que disminuye el contraste de la imagen.

Figura 4: Espectro del haz de radiación de un tubo de rayos X con blanco de Tungsteno operado a 30kV

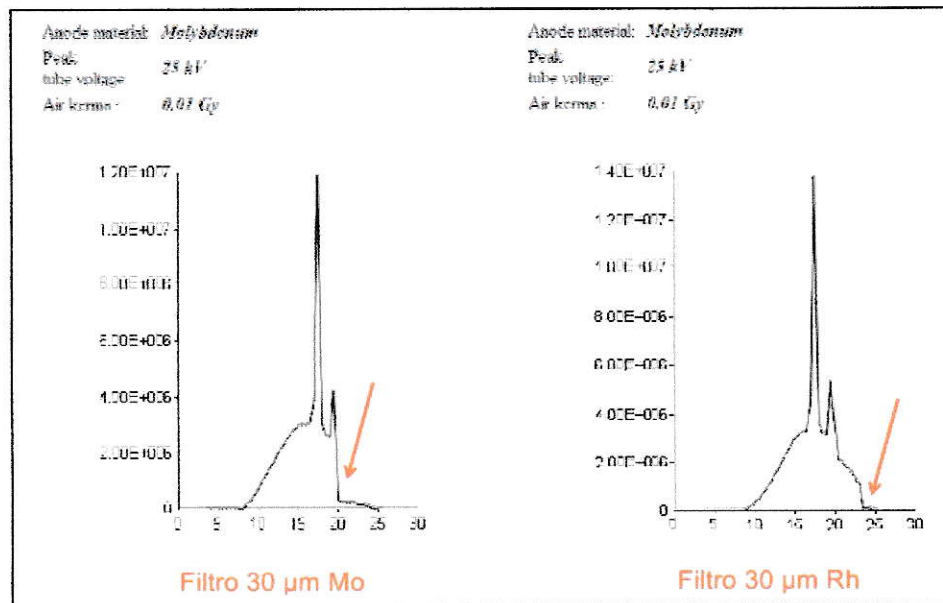


También se utilizan filtros adicionales de Molibdeno y Rodio con el objetivo de atenuar la radiación de frenado de alta energía y de esta manera privilegiar la radiación característica.

Es usual encontrar equipos con ánodo de Molibdeno que tienen la opción de elegir entre los filtros de Molibdeno y Rodio al momento de realizar la mamografía. Al usar el filtro de Rodio se permite atenuar los fotones con energía superior a la energía de la capa K del Rodio, como esta energía es mayor que la del Molibdeno se

obtiene un espectro con fotones de mayor energía (ver figura 5). Generalmente se utiliza esta combinación en mamas densas o de gran espesor.

Figura 5: Comparación de los espectros del haces de radiación de tubos de rayos X con blanco de Molibdeno y filtro de Molibdeno o Rodio operando a 25kV.



2. Punto focal

Es el área del blanco sobre la que inciden los electrones y desde la que se emiten los rayos X. Los tubos tienen dos puntos focales, uno grande y otro pequeño cada uno asociado al filamento de mayor y menor tamaño respectivamente. El punto focal grande se emplea cuando se aplican técnicas que producen cantidades de calor elevadas y el punto focal pequeño se utiliza cuando se requieren imágenes de alta resolución. En mamografía se requiere una alta resolución por lo que los puntos focales son menores que los equipos de rayos X tradicionales el tamaño del punto focal grande varía entre 0.3 a 0.6mm y el punto focal pequeño entre 0.1 y 0.3mm,

este último se utiliza para magnificaciones de microcalcificaciones (patología mamaria).

3. Filtración

Por el bajo valor de kilovoltaje usado en mamografía es importante que la ventana del tubo no atenúe el haz de radiación, por lo que se utiliza una ventana de berilio o de vidrio borosilicato muy delgada, además de una filtración intrínseca de 0.1mm de aluminio, inferior al milímetro de aluminio que ocupan los equipos de radiología convencional con el objeto de atenuar los fotones de baja energía. Para filtrar la radiación de frenado de alta energía se utilizan filtros de molibdeno o rodio que se elegirá dependiendo del ánodo utilizado y el espectro necesitado para la mama a radiografiar, como se explico anteriormente.

4. Control automático de exposición (CAE)

Los mamógrafos ocupan un control automático de la exposición (CAE) también llamado fototempORIZADOR que corta la exposición cuando el detector de radiación, que se encuentra bajo la grilla antidifusora y el receptor de imagen, detecta la dosis necesaria para producir un ennegrecimiento o densidad óptica determinada en la película.

El CAE mantiene la densidad óptima del film para una variedad de: kilovoltaje, grosor comprimido de la mama y composición de la mama.

5. Grilla antidifusora

Es la encargada de absorber la radiación dispersa producida por el efecto Compton de la mama que interfiere en la calidad de la imagen. Esta formada por láminas de plomo dispuestas paralela al haz primario de radiación intercaladas con láminas de aluminio que dan soporte. Se transmite entre el 60-75% del haz primario y se absorbe entre el 75-85% de la radiación dispersa. Al utilizar la grilla es necesario aumentar los factores de exposición, pero este aumento de la dosis se considera necesario debido al gran aporte en la calidad de la imagen.

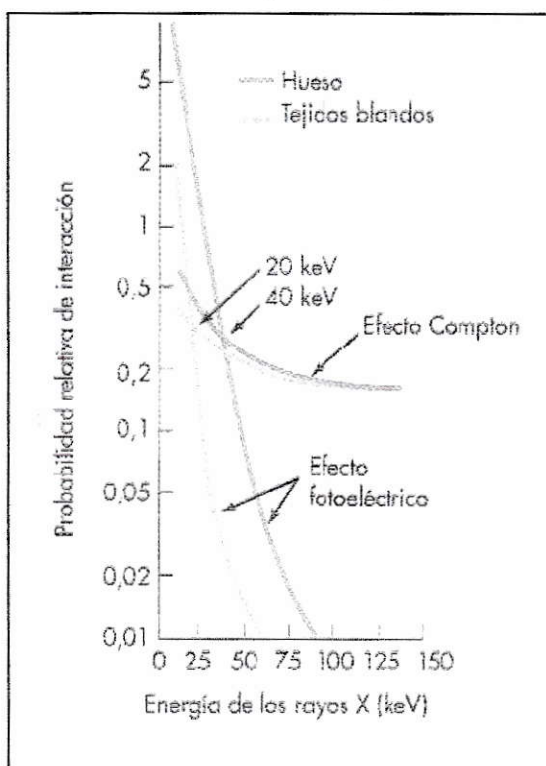
6. Distancia foco-película

La distancia Foco – Película (DFP) y el tamaño del foco (F) están relacionados con los factores geométricos de la calidad radiográfica que son el aumento y la distorsión de la imagen y la borrosidad del punto focal que deben minimizarse para la visualización de pequeñas estructuras como microcalcificaciones y ramificaciones tumorales muy finas. El rango de DFP oscila en los equipos comerciales entre los 46 y 80cm, pero la International Atomic Energy Agency (IAEA) indica que la DFP debe ser mayor a 60cm. A distancias grandes disminuye la borrosidad y la penumbra geométrica, pero la radiación que llega a la película también disminuye por lo que es necesario emplear mayores factores de exposición, es decir aumentar la fluencia de fotones.

INTERACCIÓN RADIACIÓN CON LA MATERIA

Debido a la baja energía de los fotones de rayos X utilizados en mamografía, entre 20-35kV, existe mayor probabilidad que la interacción sea tipo fotoeléctrica. Al aumentar la energía del haz la probabilidad del efecto fotoeléctrico disminuye a favor del efecto Compton lo que trae consigo una disminución del contraste y de la dosis (ver figura 6).

Figura 6: Probabilidades de interacciones para energías usadas en radiodiagnóstico



Las mamografías deben tener además de una buena resolución un buen contraste que permitan visualizar las estructuras anatómicas y los signos patológicos que poseen densidades muy similares al entorno del tejido adiposo. Es por eso que para cada mama debe existir una energía óptima que asegure un buen balance entre dosis y contraste. Esta energía óptima dependerá del espesor de la mama al ser comprimida y de la composición de ésta. Para mamas densas o de mayor espesor se debe

aumentar la energía del haz a desmedro de la disminución del contraste de la imagen. En ocasiones para privilegiar el contraste no se aumenta lo suficiente la energía del haz y se eleva la cantidad de fotones que impactan en la mama para compensar y obtener el mismo nivel de ennegrecimiento de la película (densidad óptica), pero esta acción aumenta la dosis entregada a la mama.

DENSIDAD ÓPTICA

El haz de rayos X mientras atraviesa la mama es atenuado al impactar con las diferentes estructuras internas de la mama produciendo en la película diferentes niveles de exposición. Estos niveles de exposición son transferidos a la película en valores de densidad óptica (grado de ennegrecimiento). La transferencia no sigue una relación lineal en mamografía convencional sino que sigue una curva denominada característica o sensitométrica o H & D (Hurter y Driffield). La curva característica grafica el comportamiento de la película a una exposición de luz controlada y la densidad óptica obtenida. Para generar la curva se realiza una tira sensitométrica con un sensitómetro y se leen las densidades con un densitómetro (figura 7).

Figura 7: Realización de tira sensitométrica

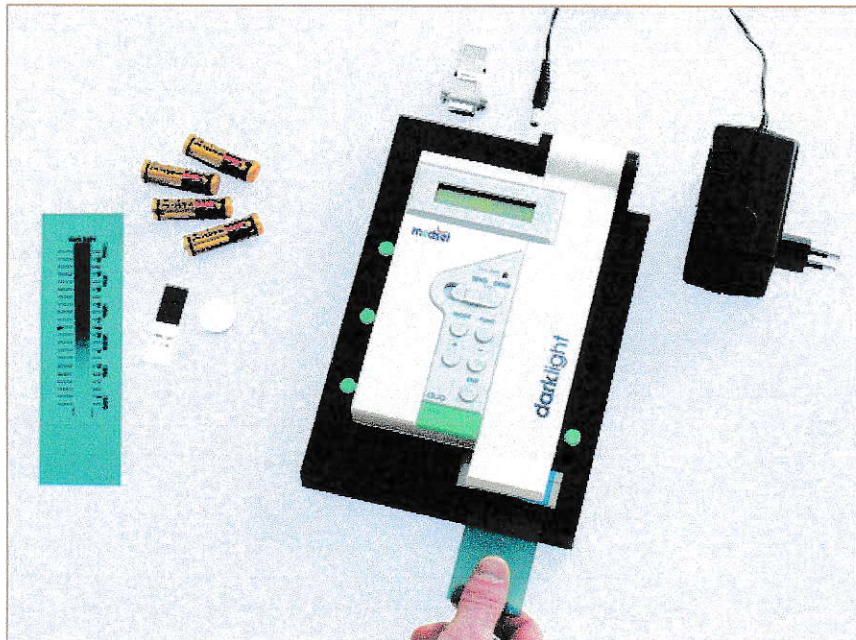
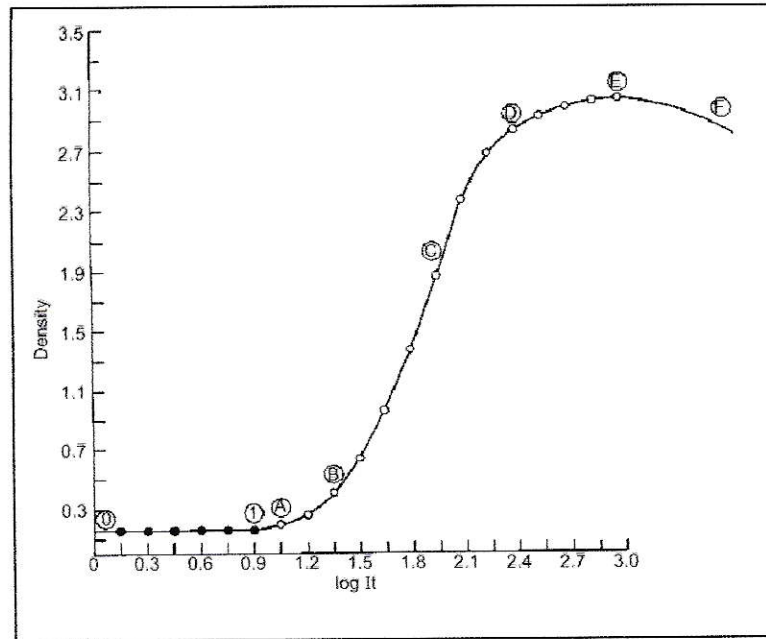


Figura 8: Curva característica de una película mamográfica



La primera parte de la curva (0) corresponde al velo base de la película que no recibe exposición, la región recta de la curva (B-C) es la zona que se utiliza en mamografía porque se comporta de manera lineal con la exposición y tiene una alta pendiente que contribuye al contraste de la imagen.

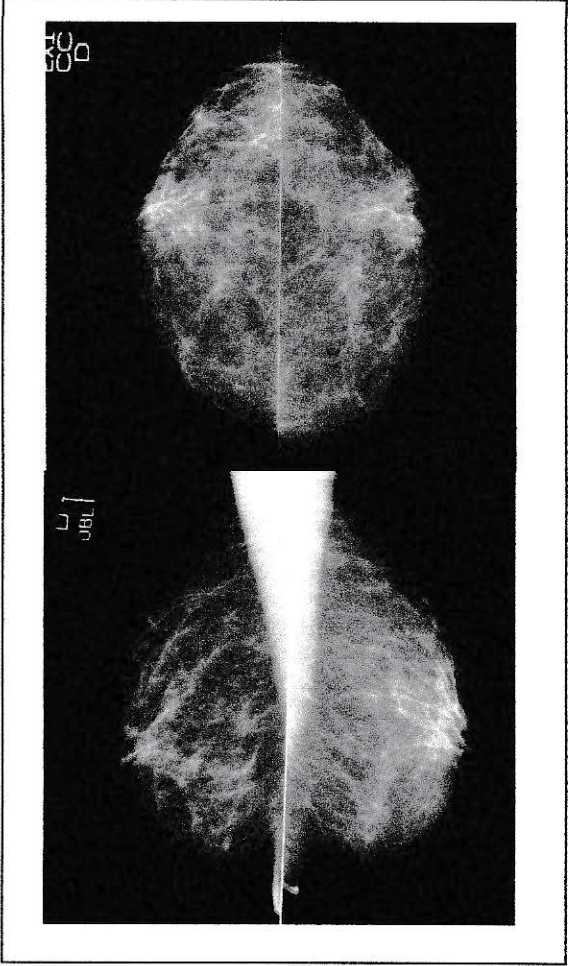
Los parámetros técnicos del procesamiento de la película, tales como la preparación de los químicos, la temperatura del revelador, la tasa de refuerzo de los químicos, el tiempo de procesamiento, etc., influyen en la forma de la curva característica y el desplazamiento en el eje x. Por ejemplo un aumento de la temperatura del revelador provoca que la curva se desplace hacia la izquierda del eje x, es decir, se necesita menos exposición para provocar la misma densidad óptica, pero es probable que disminuya la pendiente de la región recta de la curva por lo que se verá afectado el contraste de la imagen.

MAMOGRAFÍAS

Los exámenes mamográfico de screening usualmente incluyen dos exposiciones por cada mama, en proyecciones cráneo-caudal (CC) y medio lateral oblicuo (MLO) (figura 9). La calidad de imagen debe permitir la detección de agrupaciones de microcalcificaciones, con una extensión entre 0,1 a 0,5mm de diámetro, y de tumores con bajo contraste en comparación con el alrededor. Sin embargo, la dosis absorbida entregada a la mama no debe ser mayor que la necesaria para este propósito.

Para evaluar la calidad de las imágenes se realiza una exposición a un fantoma de mama, que simula una mama de composición mixta y de tamaño promedio (4,5cm de espesor), en su interior tiene elementos: fibras, partículas y masas, que imitan las patologías más frecuentes de la mama. Se irradia el fantoma con una técnica similar a la que se utiliza para una mama de las mismas características y después de procesarla se evalúa la densidad del fondo de la imagen, el contraste y la cantidad de elementos que se visualizan. En nuestro país el capítulo de mama de la Sociedad Chilena de Radiología, basado en el Colegio Americano de Radiología (ACR), recomienda que la densidad de fondo en la imagen de fantoma sea superior a 1,40, sin embargo la densidad de fondo comúnmente usada varía entre 1,7 a 2.

Figura 9: Proyecciones Mamográficas de screening. Superiores: Cráneo Caudal (CC). Inferior: Medio Lateral Oblicuo (MLO)



DOSIMETRÍA

El Kerma en aire en la superficie de entrada (KASE) se define como el Kerma en aire, en la posición donde el eje central del haz de radiación entra en el objeto hipotético, por ejemplo un paciente o un fantoma, en ausencia del objeto especificado. Esta magnitud dosimétrica es aceptada como indicador de exposición en pacientes, de hecho el Protocolo Europeo³ define los niveles de referencia en término de KASE, pero es un mal indicador de riesgo de carcinogénesis.

La Dosis Glandular Media (DGM) de acuerdo con Dance (1990) se obtiene mediante la siguiente ecuación:

$$DGM \text{ (mGy)} = K \cdot g \quad (1)$$

Donde K es el KASE, g es el factor de conversión de kerma incidente en aire a dosis glandular media (factor g) que depende de la capa hemirreductora (HVL) y del espesor de la mama calculado para una mama con 50% de glandularidad.

Dance y cols (2000)² amplía esta fórmula:

$$DGM \text{ (mGy)} = K \cdot g \cdot s \cdot c \quad (2)$$

Donde g no es cambiado, el factor c corrige para cualquier composición de tejido mamario y el factor s corrige para cualquier diferencia de la tabulación original de Dance (1990) que solo consideraba espectros con ánodo y filtro de molibdeno y ahora incluye a mayores combinaciones ánodo/filtro.

MÉTODO MONTE CARLO PARA DETERMINAR LOS FACTORES DE CONVERSIÓN

Dance y cols² usa la técnica de Monte Carlo para determinar los factores de conversión que permiten estimar la DGM. El modelo considera la mama comprimida como una sección semicircular de un cilindro con 16cm de diámetro que tiene en su región central una mezcla uniforme de tejidos glandular y adiposo (50% de glandularidad) que es rodeada por una capa de 0.5cm de tejido adiposo, que simula la piel y el tejido subcutáneo, en todos los lados a excepción del que correspondería a la pared torácica. El espesor de la mama varía de 2 a 11cm y la composición de la región central varía entre 99.9% de tejido adiposo/0.1% de tejido glandular (0.1% de glandularidad) y 100% de tejido glandular (100% de glandularidad) en pasos de 25% de glandularidad.

Los fotones fueron seguidos en el interior del modelo y la energía depositada en cada interacción fue punteada. La energía depositada en la región central fue repartida entre los tejidos adiposo y glandular de acuerdo a la probabilidad de interacción entre estos dos tipos de tejidos.

DOSIMETRÍA EN PACIENTES

Según el Código de Práctica Internacional en Dosimetría en Radiodiagnóstico de la IAEA⁴ las mediciones dosimétricas con fantomas son útiles para propósitos de Control de Calidad y para comparación entre Centros en pacientes estándares, pero no provee una información directa de la dosis promedio para una población dada de pacientes ni tampoco considera las variaciones en los diferentes tamaños de los pacientes y los diferentes factores exposición aplicados. Tal información solo se obtiene midiendo la dosis para una muestra de pacientes o deduciendo estos valores desde los parámetros de exposición.

También el Código de Práctica agrega la importancia de obtener un tamaño de muestra lo suficientemente grande que evite grandes variaciones estadísticas del valor medio de las mediciones. Aunque no especifica el tamaño de la muestra si indica que en la literatura el rango es entre 10–50 pacientes.

En la elección de los pacientes el Código de Práctica agrega que se debe tener en cuenta los parámetros anatómicos, como peso y espesor de la mama comprimida. Aunque, al igual que en el tamaño de la muestra, no especifica un valor de espesor de mama comprimida si indica que para el reporte se requiere una compresión mamaria entre 40 y 60mm con un valor medio de 50 ± 5 mm y que el investigador seleccione el tamaño que mejor represente a la población en estudio.

DOSIS GLANDULAR OBTENIDA POR OTROS AUTORES

En la literatura se encuentran diversos estudios donde se ha estimado la DGM en pacientes usando distintos factores de conversión. En nuestro país no hay estudios publicados al respecto y en Sudamérica solo Brasil tiene estudios de la estimación de DGM con pacientes en servicios públicos y privados (Tabla 1).

Rivas y cols⁵ estimaron la dosis en mamografía en seis mamógrafos de Zaragoza (20 pacientes en cada uno) aplicando las ecuaciones paramétricas de Robson⁶, que son aplicables cuando solo se tiene el rendimiento y el HVL del mamógrafo para 28kV y las tablas de Dance y cols² (2000). Consideraron solo la proyección cráneo-caudal y pacientes con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm. Los promedios de espesores de mama obtenidos fueron desde 45mm a 59mm y la DGM fue desde 0,8mGy a 1,68mGy. Ellos utilizaron como factor de conversión los propuestos por Dance y cols².

Young y Burch⁷ estudiaron la dosis dada a 8.745 mujeres atendidas en el Programa Nacional de Screening Mamario del Reino Unido entre 1997 y 1998. El espesor de la mama fue de 51,5mm y de 54,3mm para las proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua respectivamente. La DGM promedio fue de 2,03mGy para la proyección medio-lateral-oblicua y 1,65mGy para la proyección cráneo-caudal, asumieron que la composición de todas las mamas era similar a la de una mama estándar. Anteriormente Burch y Goodman⁸ realizaron un estudio similar abarcando 4.633 mujeres entre los años 1994 a 1995 donde hallaron una dosis media de 1,7mGy para la proyección medio-lateral-oblicua y 1,4mGy para la proyección cráneo-caudal con espesores de mama de 57mm y 52mm respectivamente. Además

de encontrar una relación exponencial entre la dosis media y el espesor de la mama comprimida.

Oliveira y cols⁹ evaluaron la distribución de kerma en aire en superficie de entrada (estimada del rendimiento del equipo), la dosis glandular media y la calidad de la imagen en cuatro mamógrafos de Río de Janeiro. Para la evaluación de dosis utilizaron los factores de Dance 1990 que no consideran las distintas combinaciones ánodo/filtro ni la glandularidad mamaria. El KASE obtenido para una mama de 45mm de espesor fue de 5,58mGy a 13,89mGy, la DGM promedio para 50mm de espesor de mama fue de 1,50mGy y la calidad de la imagen fue baja en solo uno de los cuatro centros evaluados. Igualmente en Brasil Khoury y cols.¹⁰ evaluaron el kerma en aire incidente y la dosis glandular media en tres instituciones del noreste de Brasil. El kerma en aire fue estimado usando un fantoma de mama y la DGM desde los parámetros de exposición de los pacientes utilizando los factores de conversión propuestos por Wu y cols¹¹, estos factores consideran las diferentes glandularidad de la mama. Los valores de DGM estuvieron entre 0,23 a 7,46mGy por película.

Eklund y cols¹² siguieron a 4.442 mujeres entre 40-69 años para evaluar la dosis absorbida promedio y relacionarla con el patrón de glandularidad de la mama, para convertir el kerma en aire en dosis glandular ocuparon los factores publicados por Rosenstein y cols, que asumen una mama estándar. Para un espesor de mama promedio de 50mm obtuvieron una DGM de 1,25mGy.

Morán y cols¹³ midieron espesor de la mama comprimida y la exposición en entrada en piel (calculada desde los factores de exposición o del uso de dosímetros termoluminiscentes) para una muestra de 350 mujeres en cinco mamógrafos de Madrid. Ellos reportaron un espesor de mama comprimida promedio de 52mm,

1,6mGy de DGM y una densidad óptica menor a 1,24. Hay que considerar que algunos mamógrafos no usaron grilla antidifusora, por lo que disminuyeron el kilovoltaje. Concluyeron en la necesidad de implementar un entrenamiento al personal dado que los factores técnicos utilizados a menudo causaron un incremento innecesario de la dosis.

Heggie¹⁴ reportó los resultados de su estudio de espesor de la mama comprimida y dosis de una muestra de 490 mujeres que se realizaron mamografías en dos proyecciones en Australia. Encontró un promedio de espesor de la mama de 52mm, un valor de dosis promedio de 2,17mGy por película. Para el cálculo de dosis estimó el contenido glandular de cada mama usando los factores de conversión de Wu y cols¹¹.

Klein y cols¹⁵ estudiaron a dos grupos de 1678 y 945 mujeres en Alemania, usando un mamógrafo de ánodo de tungsteno y otro de ánodo de tungsteno/molibdeno respectivamente. El espectro de radiación del equipo se adapta según el espesor y composición de la mama seleccionando de manera automática la combinación ánodo/filtro (molibdeno o rodio) y el kilovoltaje (25 a 32kV). Ellos encontraron un espesor de mama de 55,9mm y 50,8mm, esta diferencia la explicaron por la desigual proporción de la edad de las pacientes en los grupos. Klein y cols¹⁵ usaron sus propios factores para convertir la exposición de entrada a dosis glandular media, tomado en cuenta la glandularidad de la mama. La dosis media fue de 1,59mGy para los equipos con ánodo de tungsteno y 2,07mGy para los mamógrafos con ánodos de tungsteno/molibdeno.

El estudio de Jamal y cols¹⁶ tiene como objetivos determinar la DGM en las mamografías realizadas en Malasia y evaluar algunos de los factores que afectan a la

DGM entre ellos las diferencias en espesores de mama y dosis de mujeres de tres grupos étnicos (llamados Malasia, China e India). La DGM promedio fue de 1,44mGy y 1,65mGy para las proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua respectivamente. No encontraron relación significativa entre la DGM mujer y el índice de masa corporal o la edad o el grupo étnico. Si hallaron relación significativa con el HVL y el espesor de la mama comprimida.

Zoetelief y cols¹⁷ analizaron la glandularidad, el espesor de la mama comprimida y la DGM durante un screening mamario efectuado en cuatro regiones de Holanda. Observaron diferentes glandularidades entre las localidades que se podría explicar por las diferencias en las edades. La localidad con menor DGM utilizó la combinación ánodo/filtro de Mo/Mo y de Mo/Rh, las otras tres casi exclusivamente usaron Mo/Mo. Las DGM promedio fueron de 1.04mGy a 1.63mGy y el espesor de la mama comprimida promedio fue de 54.2mm a 61.9mm.

Tabla 1: Dosis glandular media estimada por otros autores.

Autor	Factor de Conversión	Espesor promedio de la mama(mm)	DGM por film (mGy)	Densidad óptica del fantoma
Rivas y cols., España ⁵	Dance 2000 ²	45 - 59	0.8-1.68	1.42
Young y Burch, Reino Unido ⁷	Dance 1990	CC: 51.5 OBL: 54.3	CC: 1.65 OBL: 2.03	1.64
Burch y Goodman, Reino Unido ⁸	Dance 1990	CC: 52 OBL:57	CC: 1.4 OBL: 1.7	1.52
Oliveira y cols, Brasil ⁹	Dance 1990	50	1.50	
Khoury y cols., Brasil ¹⁰	Wu y cols ¹¹	CC: 49-52 OBL: 51-56	CC: 1.5-1.7 OBL: 1.6-2.0	1.4
Eklund y cols, Suecia ¹²	Rosentein y cols.	50	1.25	1.25
Morán y cols., España ¹³	Dance 1990	52	1.6	1.24
Heggie, Australia ¹⁴	Wu y cols ¹¹ .	52	2.17	
Klein y cols., Alemania ¹⁵	Klein y cols ¹⁵ .	55.9	1.59	
Jamal y cols., Malasia ¹⁶	Dance 1990	CC: 37.5 OBL: 44.5	CC: 1.44 OBL: 1.65	1.28
Zoetelief y cols, Holanda ¹⁷	Klein y cols ¹⁵ .	54.2 - 61.9	1.04 - 1.63	

Young y Burch⁷, Burch y Goodman⁸, Oliveira y cols.⁹, Eklund y cols.¹², Morán y cols.¹³, y Jamal y cols.¹⁶ asumieron para estimar la DGM que la composición de todas las mamas era 50% tejido adiposo y 50% tejido glandular. A diferencia de Rivas y cols.⁵, Khoury y cols.¹⁰, Heggie¹² y Klein y cols.¹³, Zoetelief y cols.¹⁷, que estimaron el contenido glandular de la mama para determinar la DGM como se hará en este estudio utilizando los factores de conversión de Dance y cols. (2000)². Heggie¹² reanalizó sus datos asumiendo una composición 50% tejido glandular y 50% tejido adiposo y obtuvo una reducción de la DGM promedio por película de 2.3mGy a 2.1mGy (5.2%). Klein y cols.¹³ reportan una variación del 15% al variar la composición de la mama. Además existen diferencias en los valores obtenidos de DGM según el autor de los factores de conversión que se utilizan.

También hay que destacar que en los estudios donde midieron la densidad de fondo del fantoma los valores obtenidos son menores a los utilizados en nuestro país incluso en algunos casos inferior a lo recomendado por la Sociedad Chilena de Radiología.

HIPÓTESIS

Dado que en estudios previos el rango de las densidades ópticas es muy inferior al rango utilizado en nuestro país, proponemos que la dosis glandular media que se obtendrá será mayor a los valores estimados en otros países, aunque no existe una relación lineal entre densidad óptica y DGM. Además, siguiendo a Heggie¹⁴ esperamos que los valores de DGM aumentaran al incluir la composición de la mama en el cálculo de ésta.

OBJETIVOS

GENERAL:

- Determinar la dosis glandular media (DGM) en el examen de mamografía en distintos centros de la ciudad de Santiago.

ESPECÍFICOS:

- Determinar el rendimiento (mGy/mAs) en el rango de 25kV a 30kV de cada mamógrafo utilizado en el estudio.
- Determinar la capa hemirreductora (HVL) en el rango de 25kV a 30kV de cada mamógrafo utilizado en el estudio.
- Determinar el kerma en aire en la superficie de entrada (KASE) en los exámenes de mamografía.
- Analizar la distribución del KASE para distintos grosor de compresión de la mama.
- Comparar el KASE entre las proyecciones craneocaudal y oblicua medio lateral del examen de mamografía.
- Analizar la DGM según la edad de las pacientes.
- Comparar la DGM obtenida de los distintos centros mamográficos.

MATERIAL Y MÉTODO

EQUIPO DE MAMÓGRAFÍA

Este estudio fue ejecutado en dos centros diagnósticos de mamografía convencional llamados A y B localizados en la ciudad de Santiago. El centro diagnóstico A es un Hospital público que cuenta con un mamógrafo MIV (Lorad) y el B es un Consultorio con un mamógrafo Senographe 700T (General Electric) (Tabla 2).

Tabla 2: Características de cada Centro Diagnóstico

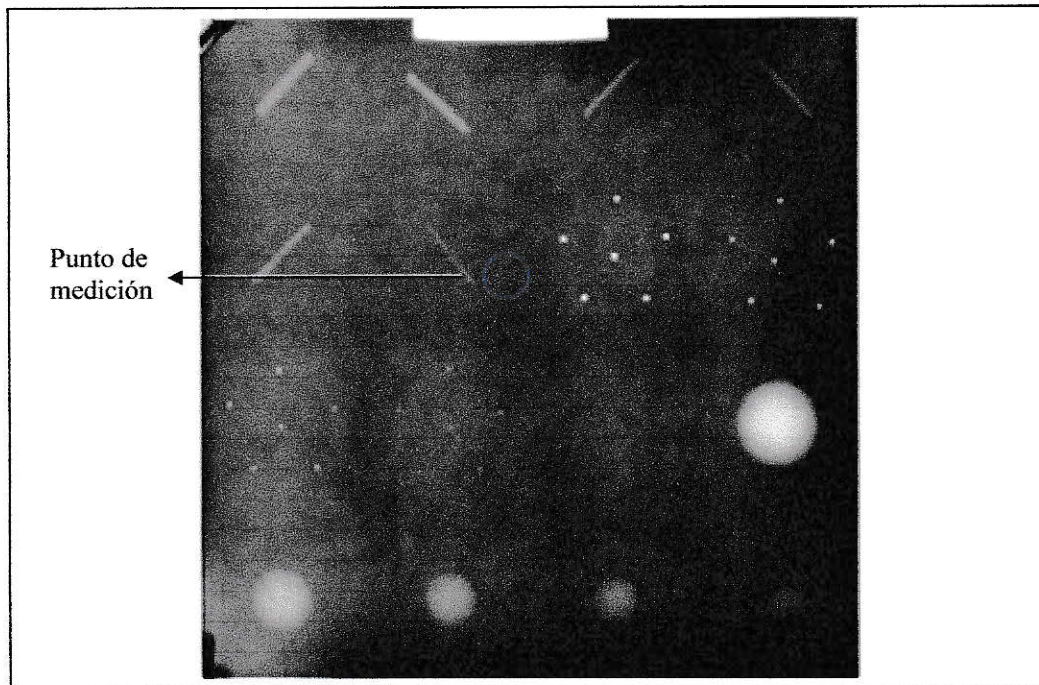
	A	B
Mamógrafo (marca, modelo)	Lorad, MIV	General Electric, Senographe 700T
Tubo(marca, modelo)	Varian, 4-000-029	Maxiray 75, zmx70m
Ánodo/Filtro	Mo/Mo-Mo/Rh	Mo/Mo
Distancia Foco-Película (cm)	65	66
Rango de kV disponible	20 – 35	22 - 35
Rango de mAs disponible	12 – 500	4 - 600
Procesadora (marca, modelo)	Kodak, MINR-M	Agfa, Classic EO5
Temperatura del revelador	34° C	34° C
Película radiográfica (marca, modelo)	Kodak, MINR-2000	Agfa, HDRC-PLUS
Pantalla Intensificadora (marca, modelo)	Kodak, MINR-2000	Agfa, HDS

A cada mamógrafo se le realizó las pruebas físicas de control de calidad según el Protocolo de Control de Calidad en Mamografía de la IAEA¹⁸ (Anexo, Documento I), para asegurar el correcto funcionamiento de los equipos. Ambos mamógrafos superaron las pruebas efectuadas.

En la prueba de medición del espesor hemirreductor (HVL), incluida en el protocolo de la IAEA, se añadió las mediciones con 25,26, 27, 28, 29 y 30 kilovolts debido que son tensión de tubo comúnmente utilizadas en la práctica clínica y es necesario conocer su HVL para la posterior determinación de la dosis glandular media (DGM). También se amplió la prueba de determinación del rendimiento del equipo, que en el protocolo solo se realiza para 28kV, a tensiones del tubo desde 25 hasta 30kV necesario para el cálculo del Kerma en superficie de entrada (KASE).

Además se realizó una imagen de fantoma para obtener la densidad óptica de fondo que fue medida en el centro del fantoma (figura 10).

Figura 10: Localización del punto de medición de la densidad de fondo del Fantoma



El fantoma utilizado fue 156 aprobado por la ACR (Colegio Americano de Radiología), este fantoma equivale aproximadamente a una mama de 42mm bajo

compresión y composición promedio (50% grasa/50% tejido glandular); contiene los siguientes objetos: 6 fibras con diámetros de 1.56, 1.12, 0.89, 0.75, 0.54 y 0.40mm; 5 grupos de microcalcificaciones con diámetros de 0.54, 0.40, 0.32, 0.24 y 0.16mm y 5 masas con diámetros de 2.00, 1.00, 0.75, 0.5 y 0.25mm.

El densitómetro utilizado fue un medset Darklight duo ec s/n 56189.

INFORMACIÓN DE LOS PACIENTES Y FACTORES TÉCNICOS

A un total de 169 pacientes, 50 del centro diagnóstico A y 119 del B, se le registro la edad y la información radiográfica, como el espesor de la mama comprimida, la técnica utilizada (kilovoltaje, miliamperesecondo, combinación ánodo/filtro) y la proyección mamográfica. Los parámetros técnicos fueron indicados por el equipo y el espesor fue medido con una regla desde el soporte de la mama y el compresor.

Fueron excluidas las pacientes que han recibido radioterapia de mama ya que se altera la composición y la densidad de la mama y los resultados que obtendríamos no serían representativos.

Posteriormente se excluyeron las pacientes con edades fuera del rango de 40-64 años y las con espesores de mama comprimida menores a 2cm y mayores a 11cm porque los factores propuestos por Dance para calcular la DGM están limitados para ese rango etáreo y de grosor de mama comprimida. Por estas razones fueron incluidas en el estudio 119 pacientes, 41 pertenecientes al Centro de Diagnóstico A y 78 al Centro de Diagnóstico B.

DETERMINACIÓN DEL KERMA EN SUPERFICIE DE ENTRADA (KASE)

Con las curvas de rendimiento obtenidas (mGy/mAs), el mAs de la exposición y la distancia foco-mama (DFP menos el espesor de la mama comprimida) se determinó el Kerma en Aire en superficie (KASE) de entrada para cada proyección.

$$\text{KASE (mGy)} = \frac{\text{R (mGy m}^2\text{/mAs)} \cdot \text{C(mAs)}}{\text{DFPa}^2 \text{ (m}^2\text{)}} \quad (3)$$

Donde R es el rendimiento a 1 metro correspondiente a la combinación ánodo/filtro utilizada, C es la carga aplicada y DFPa es la distancia desde el foco a la entrada de la mama.

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA (DGM)

Mediante la ecuación (2) se obtiene la DGM para ello es necesario antes determinar el valor de los factores g, s y c.

Dance y cols² indican el valor del factor g dependiente del espesor de la mama comprimida y del HVL. Ambos valores los conocemos para cada uno de los exámenes ya que el espesor de la mama comprimida se midió y el HVL se calculo para cada tensión del tubo. Se realizaron extrapolaciones lineales, como recomiendan los autores, para determinar los valores g que no fueron tabulados.

El valor del factor s que depende de la combinación ánodo/filtro utilizada se extrajo directamente de la tabla de Dance², que para el espectro de Mo/Mo corresponde a 1 y Mo/Rh 1.017.

Para conocer el factor c es necesario determinar el porcentaje de glandularidad de la mama utilizando la ecuación de estimación de Dance y cols² para composiciones de mama de mujeres entre 40 a 64 años:

$$\text{Glandularidad (\%)} = at^3 + bt^2 + ct + d \quad (4)$$

Donde t es el espesor de la mama comprimida en milímetros y a, b, c y d son coeficientes fijados por Dance y cols² según la edad de las pacientes.

Para Dance y cols² el factor c es dependiente del HVL, del espesor de la mama comprimida y del porcentaje de glandularidad de la mama, y al igual que en el factor g él propone una extrapolación lineal para lo valores que no están tabulados.

ESTANDARIZAR LOS VALORES DE DOSIS

Dado la necesidad de no tan solo describir la dosis obtenida en cada Centro Diagnóstico, sino también estandarizar los valores para realizar comparaciones entre los Centros diagnósticos y con otros estudios, seleccionamos los pacientes con espesor de mama comprimido entre 4 y 6cm para analizar el Kerma en superficie de entrada y la Dosis glandular media, tal como lo sugiere el Código de Práctica⁴.

RESULTADOS

CAPA HEMIRREDUCTORA (HVL) DEL MAMÓGRAFO

En la tabla 3 se muestra los resultados obtenidos de la Capa Hemirreductora kilovoltajes entre 25 y 30 para los Centros Diagnósticos A y B.

Tabla 3: Resumen de la Capa Hemirreductora de los mamógrafo de los Centro Diagnósticos A y B.

Kilovoltaje	HVL (mm de Al)	
	Mamógrafo A	Mamógrafo B
25	0,35	0,33
26	0,36	0,35
27	0,37	0,36
28	0,37	0,37
29	0,38	0,38
30	0,39	0,39

RENDIMIENTO DEL MAMÓGRAFO

En las tablas 4 y 5 se muestra los resultados obtenidos de los rendimientos con kilovoltajes entre 25 y 30 para los Centros Diagnósticos A y B.

Tabla 4: Determinación de Rendimiento del mamógrafo del Centro Diagnóstico A

Dist. Foco cámara (cm)	kV	mAs	Lectura (mGy)				Rendimiento Y (μ Gy/mAs) a 1m.
			Lectura	Lectura	Lectura	Promedio	
			1	2	3		
58,5	25	80	7,24	7,24	7,25	7,24	31,0
	26		8,344	8,343	8,36	8,35	35,7
	27		9,63	9,62	9,63	9,63	41,2
	28		10,89	10,89	10,90	10,89	46,6
	29		12,20	12,20	12,18	12,19	52,2
	30		13,55	13,50	13,51	13,52	57,8

Gráfico 1: Rendimiento del Mamógrafo del Centro Diagnóstico A

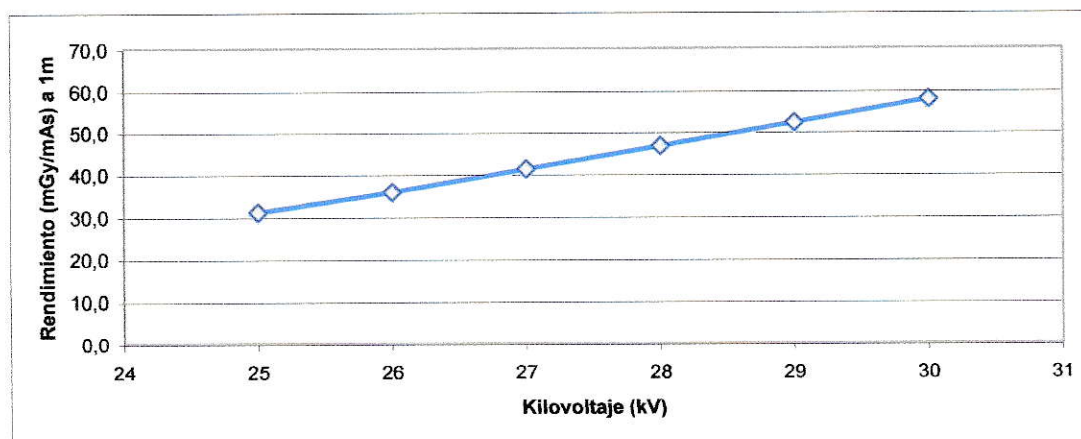
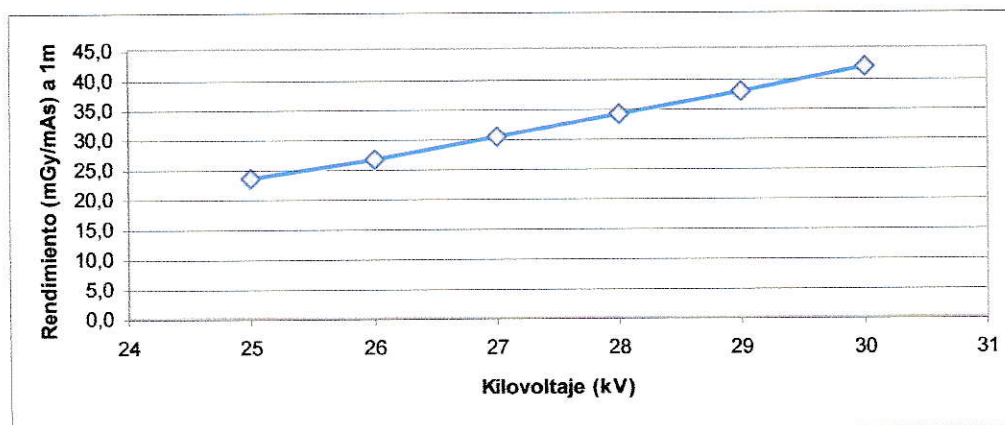


Tabla 5: Determinación de Rendimiento del mamógrafo del Centro Diagnóstico B.

Dist. Foco cámara (cm)	kV	mAs	Lectura (mGy)				Rendimiento Y (μ Gy/mAs) a 1m.
			Lectura	Lectura	Lectura	Promedio	
			1	2	3		
58,5	25	80	4,31	4,30	4,31	4,31	23,4
	26		4,913	4,903	4,909	4,91	26,7
	27		5,56	5,57	5,57	5,57	30,2
	28		6,26	6,26	6,26	6,26	34,0
	29		6,98	6,98	6,97	6,98	37,9
	30		7,716	7,721	7,714	7,72	41,9

Gráfico 2: Rendimiento Mamógrafo del Centro Diagnóstico B



DENSIDAD DE FONDO DE LA IMAGEN DE FANTOMA

En la tabla 6 se observan los valores de la densidad de fondo de la imagen de fantoma realizada con los mamógrafos de los Centros Diagnósticos A y B.

Tabla 6: Densidad de Fondo de la imagen de Fantoma realizada en los mamógrafos de los Centro Diagnósticos A y B.

	Mamógrafo A	Mamógrafo B
Densidad de Fondo	2,4	1,79

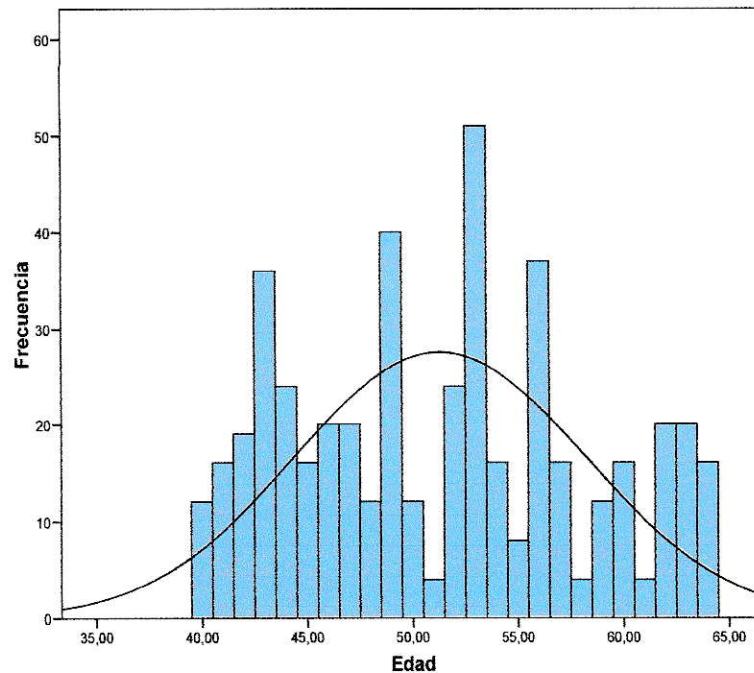
DATOS DESCRIPTIVOS DE LOS PACIENTES

El estudio abarco a pacientes entre 40 y 64 años (gráfico 3), limitando los valores inferior y superior por el criterio de inclusión que las pacientes deben tener entre 40 y 64 años, porque las tablas de Dance y cols² para convertir el Kerma en aire a Dosis Glandular considera a mujeres dentro ese rango etáreo. El 75% de las pacientes tiene menos de 56 años (tabla 7)

Tabla 7: Edades de las pacientes participantes en el estudio.

	Edad (años)
Mínimo	40
Máximo	64
Media	51,29
P(25)	45
P(50)	52
P(75)	56

Gráfico 3: Histograma de edades de las pacientes en los Centro Diagnósticos A y B.

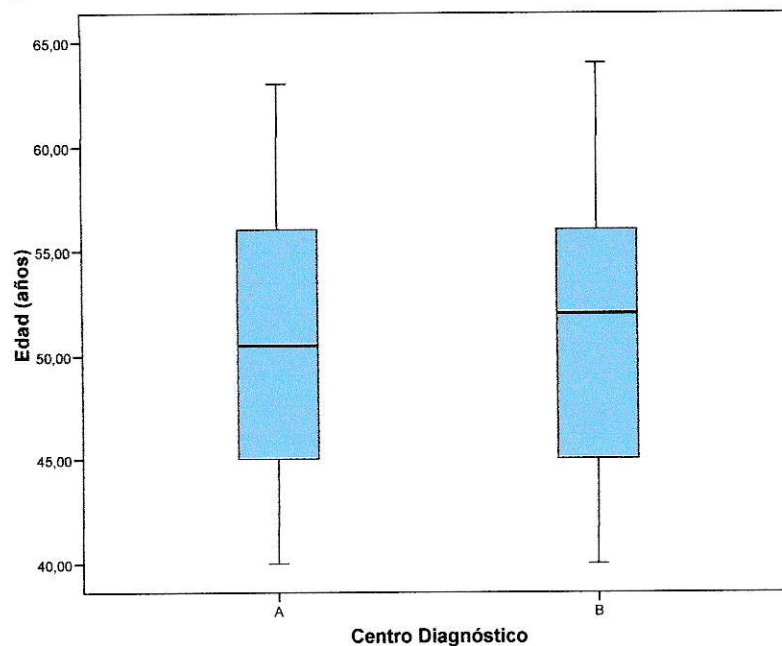


El rango etáreo y el valor de la mediana de las pacientes con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm fue similar en ambos Centros Diagnóstico (tabla 8, gráfico 3).

Tabla 8: Edades de las pacientes en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.

	A (años)	B (años)
Mínimo	40	40
Máximo	63	64
P(25)	45	45
P(50)	50,5	52
P(75)	56	56

Gráfico 4: Edades de las pacientes en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.

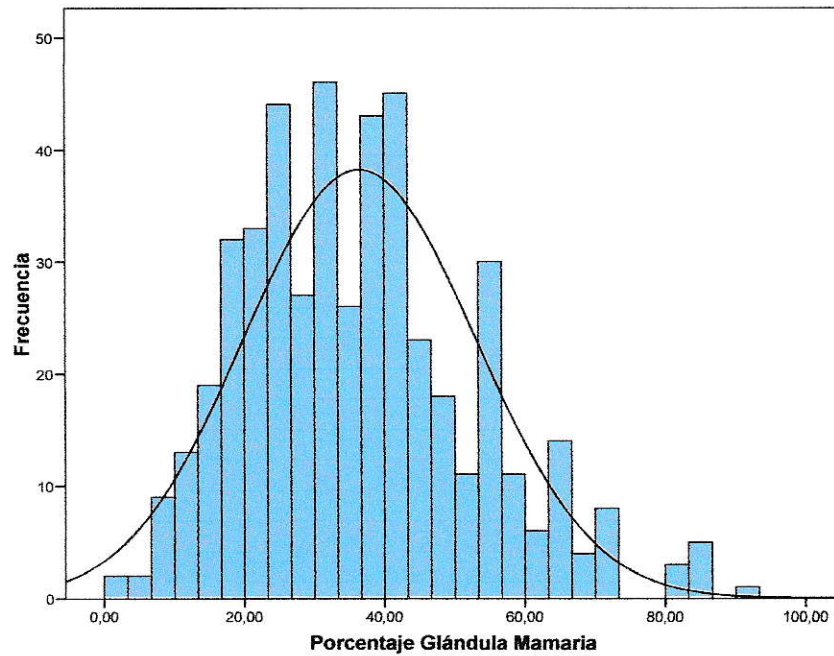


Al estimar el porcentaje de glándula mamaria de las pacientes del estudio se obtuvo un amplio rango entre 3,24 a 90,7% (gráfico 4) con una mediana de 35,29% (tabla 9).

Tabla 9: Porcentaje de Glándula Mamaria de las pacientes.

	Glándula mamaria (%)
Mínimo	3,24
Máximo	90,7
Media	36,47
P(25)	24,04
P(50)	35,29
P(75)	46,14

Gráfico 5: Porcentaje de Glándula Mamaria en los Centro Diagnósticos A y B.

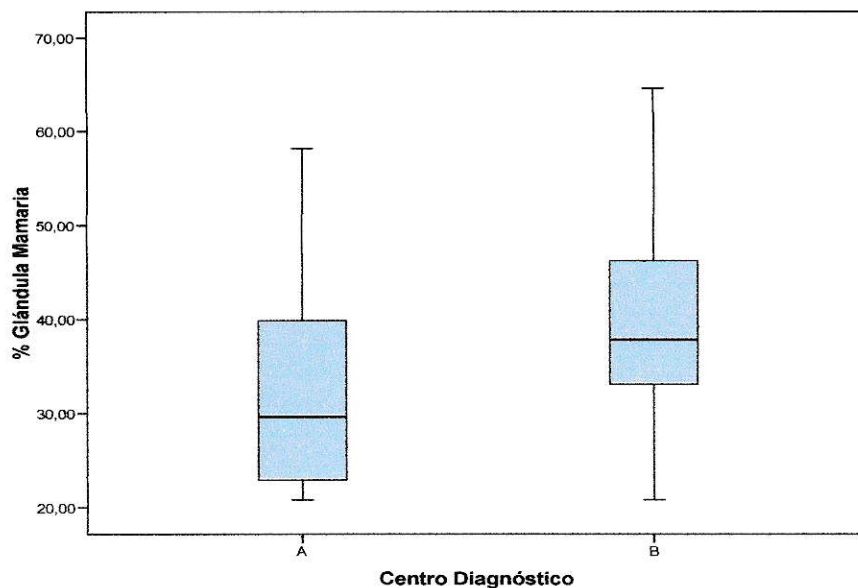


El porcentaje de glándula mamaria de las pacientes con espesor de mama entre 4 y 6cm se encuentra entre 20,76% al 58,19% en el Centro de Diagnóstico A con una mediana de 30,31%. En el Centro de Diagnóstico B el rango es de 20,76% a 64,62% con una mediana de 39,93% (tabla 10, gráfico 6).

Tabla 10: Porcentaje de Glándula Mamaria en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.

	A (%)	B (%)
Mínimo	20,76	20,76
Máximo	58,19	64,62
P(25)	22,91	33,13
P(50)	30,31	39,93
P(75)	40,55	50

Gráfico 6: Porcentaje de Glándula Mamaria en los Centro Diagnósticos A y B con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm.



FACTORES TÉCNICOS DE LOS EXÁMENES

El rango de voltaje de tubo empleado fue de 27 a 30Kv con un valor de la mediana de 27kV. El valor de corriente tuvo un amplio rango desde 19mAs hasta 325mAs con un valor de la mediana de 93mAs (Tabla 11).

Todos los exámenes fueron realizados con filtro de Molibdeno.

Tabla 11: Factores técnicos de los exámenes de mamografía.

	Voltaje de Tubo (kVp)	Corriente de Tubo (mAs)
Mínimo	27	19
Máximo	30	325
P(25)	27	70
P(50)	27	93
P(75)	28	132

Para las pacientes con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm en los Centros Diagnósticos A y B el valor de la mediana de los voltajes de tubo es de 28kV en el Centro A y 27kV en el Centro B. Y en la corriente de tubo la mediana en el Centro A es de 85,35mAs y en el Centro B de 86mAs (Tabla 12).

Tabla 12: Factores técnicos de los exámenes de mamografía con espesor de mama comprimida entre 4 a 6cm en los Centro Diagnósticos A y B.

	A		B	
	Voltaje de Tubo (kVp)	Corriente de Tubo (mAs)	Voltaje de Tubo (kVp)	Corriente de Tubo (mAs)
Mínimo	27	47,6	27	44
Máximo	29	187	28	325
P(25)	28	72,8	27	65
P(50)	28	85,35	27	86
P(75)	28	95,1	27	105,5

El espesor de la mama comprimida tuvo un valor medio de 5,3cm en la proyección cráneo-caudal y 5,6cm en la proyección medio-lateral-oblicua. El rango de espesor fue amplio en ambos casos siendo de 2,50 a 9,40cm para la proyección cráneo-caudal y de 2,50 a 9,60cm en la proyección medio-lateral-oblicuo (Tabla 13).

Tabla 13: Espesor de la mama comprimida en los exámenes de mamografía.

	CC (cm)	MLO (cm)
Media	5,31	5,54
Desv. Típ.	1,04	1,20
Mínimo	2,50	2,50
Máximo	9,40	9,60
P(25)	4,5	4,7
P(50)	5,3	5,6
P(75)	6,0	6,25

CC: Cráneo-Caudal, MLO: Medio lateral oblicuo

Gráfico 7: Espesor de la mama comprimida en la proyección Cráneo-Caudal.

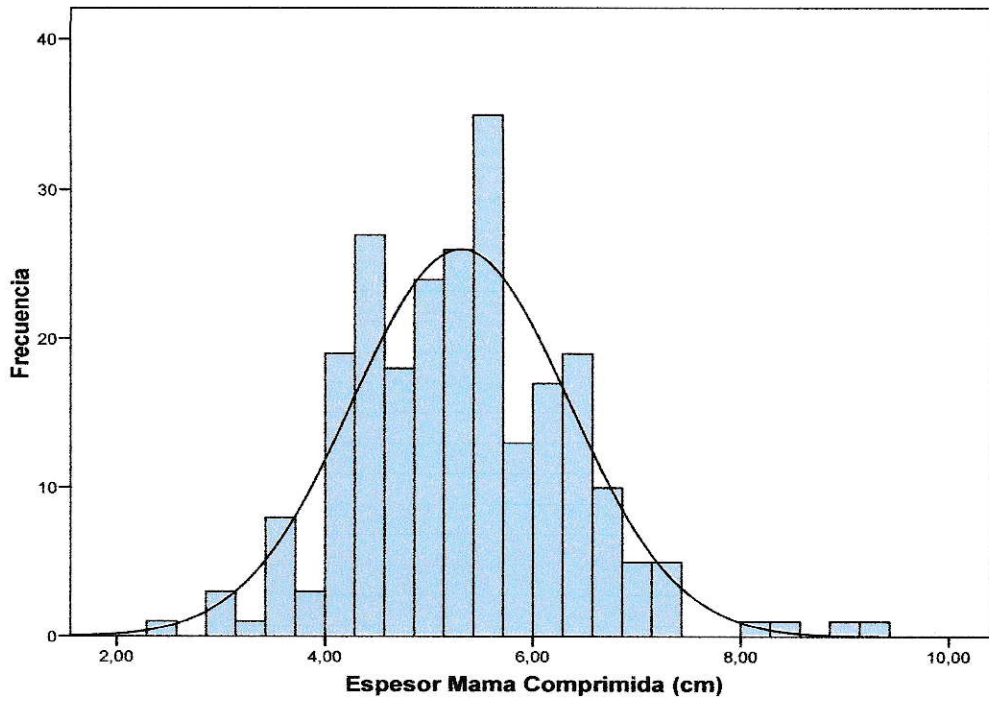
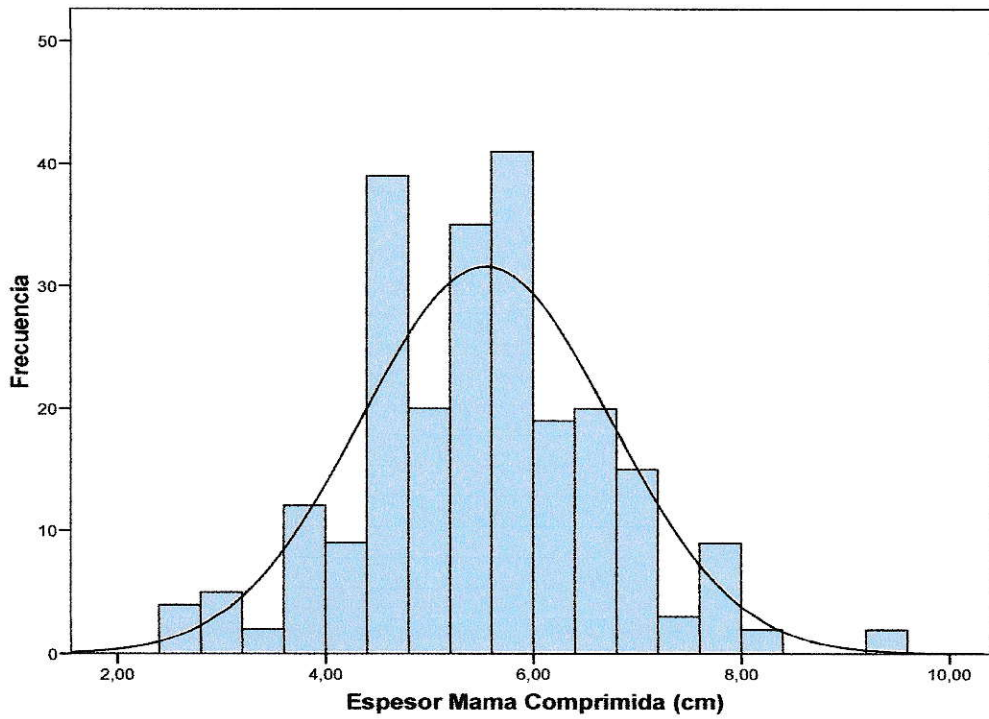


Gráfico 8: Espesor de la mama comprimida en la proyección Medio-Lateral-Oblicuo.



Seleccionando las pacientes con espesores de mama comprimidas entre 4 y 6cm en ambas proyecciones se obtiene un valor medio de 5,60cm en la proyección cráneo-caudal y 5,70cm en la proyección medio-lateral-oblicua en el Centro Diagnóstico A. Y en el Centro Diagnóstico B de 5,00cm en ambas proyecciones (tabla 14, gráficos 9 y 10).

Tabla 14: Espesor de la mama comprimida en los exámenes de mamografía entre 4 y 6cm de espesor en los Centro Diagnósticos A y B.

	A (cm)		B (cm)	
	CC	MLO	CC	MLO
Media	5,50	5,63	4,92	5,07
Desv. Típ.	0,42	0,37	0,55	0,61
Mínimo	4,40	4,60	4,00	4,00
Máximo	6,00	6,00	6,00	6,00
P(25)	5,22	5,30	4,50	4,50
P(50)	5,60	5,70	5,00	5,00
P(75)	5,90	5,90	5,50	5,60

CC: Cráneo-Caudal, MLO: Medio lateral oblicuo

Gráfico 9: Espesor de la mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en la proyección cráneo-caudal en los Centros Diagnósticos A y B

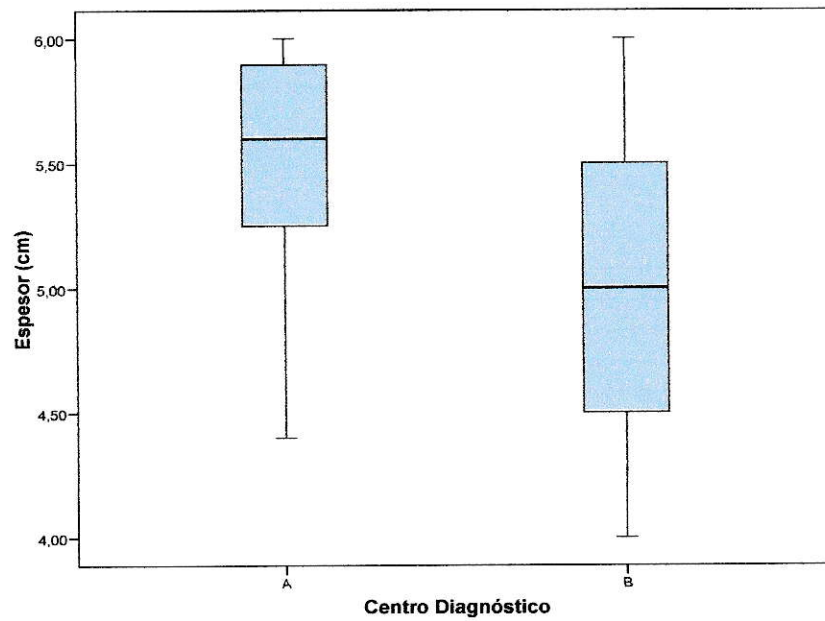
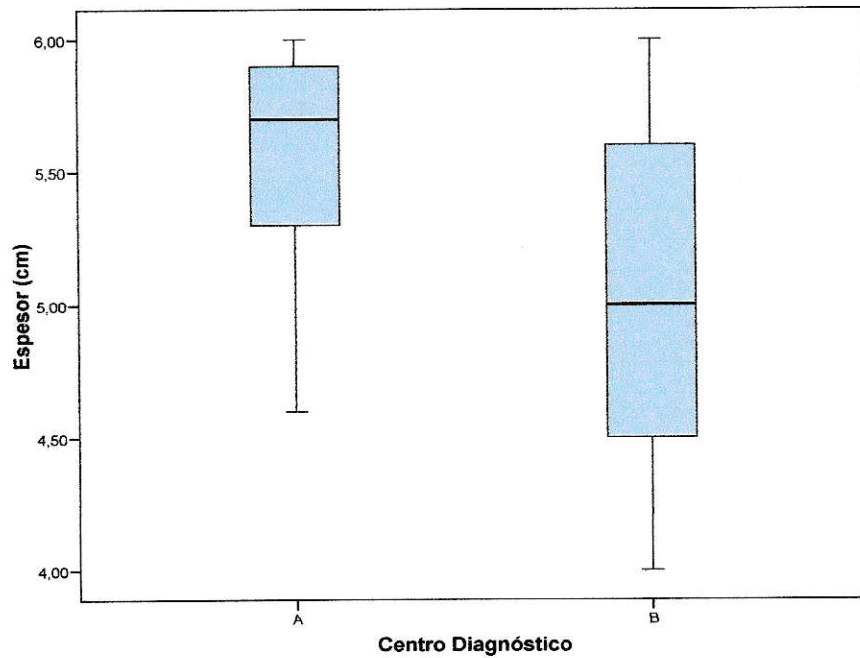


Gráfico 10: Espesor de la mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en la proyección medio-lateral-oblicua en los Centros Diagnósticos A y B



KERMA EN AIRE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA (KASE) EN LOS EXÁMENES DE MAMOGRAFÍA.

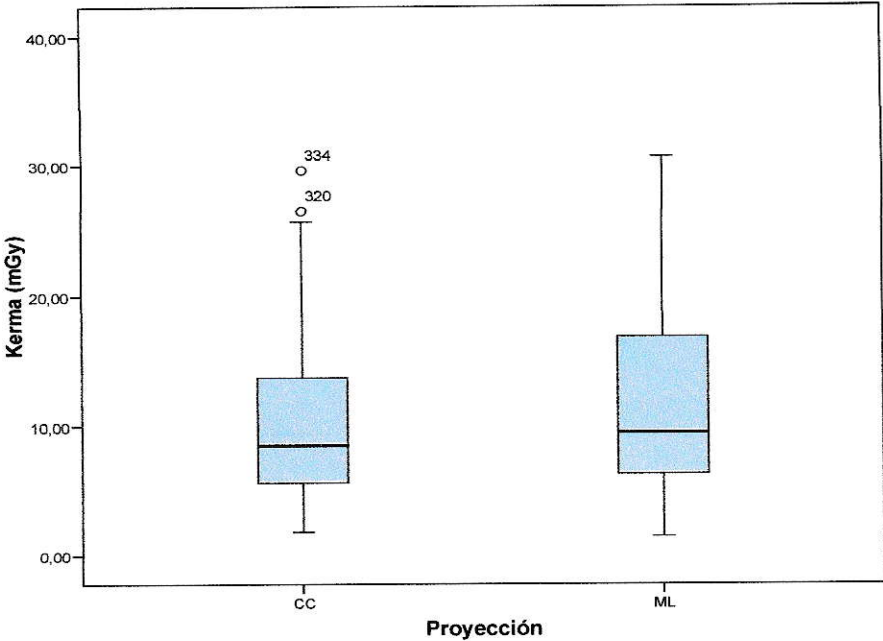
Se obtuvo un amplio rango de KASE para ambas proyecciones con una mediana de 8,53mGy para la proyección cráneo-caudal y 9,49mGy para la proyección medio lateral oblicua (Tabla 15, gráfico 11).

Tabla 15: KASE en la proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía.

	CC (mGy)	MLO (mGy)	Ambas proyecciones (mGy)
Media	10,50	12,07	11,28
Desv. Típ.	6,24	7,16	6,75
Mín.	1,8	1,47	1,47
Máx.	29,61	30,69	30,69
P(25)	5,63	6,29	6,07
P(50)	8,53	9,49	8,88
P(75)	13,7	16,85	15,42

CC: Cráneo-Caudal, MLO: Medio lateral oblicuo

Gráfico 11: KASE en la proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía.



Al seleccionar las pacientes con espesor de mama comprimida entre 4 y 6cm el valor medio del KASE obtenido es de 11,35mGy en proyección cráneo-caudal y 11,33mGy en proyección medio-lateral-oblicuo en el Centro de Diagnóstico A y en el Centro de Diagnóstico B la mediana es de 6,83mGy y 7,56mGy en las proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua respectivamente (Tabla 16).

Tabla 16: KASE de los exámenes de mamografía con espesor de mama comprimida entre 4 a 6cm en los Centro Diagnósticos A y B.

	A		B	
	(mGy)		(mGy)	
	CC	MLO	CC	MLO
Media	12,30	12,16	7,38	8,50
Desv. Típ.	4,75	3,92	3,00	4,56
Mín.	6,10	7,49	3,58	3,82
Máx.	24,86	23,22	22,82	28,23
P(25)	9,31	9,58	5,24	5,56
P(50)	11,35	11,33	6,83	7,56
P(75)	12,33	12,80	8,67	9,44

En los gráficos 10 y 11 se grafica el KASE en la proyección cráneo-caudal en función del espesor de la mama comprimida para los Centros Diagnósticos A y B.

Gráfico 10: Distribución del KASE en la proyección cráneo-caudal en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico A

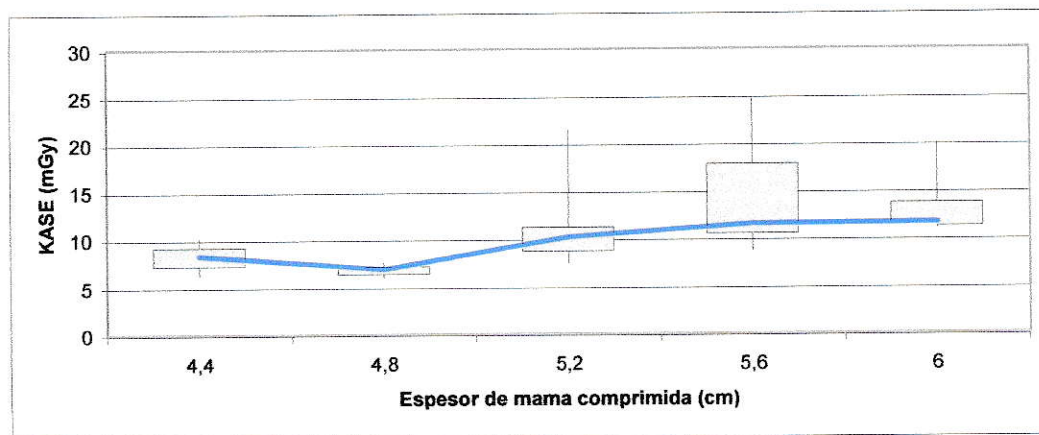
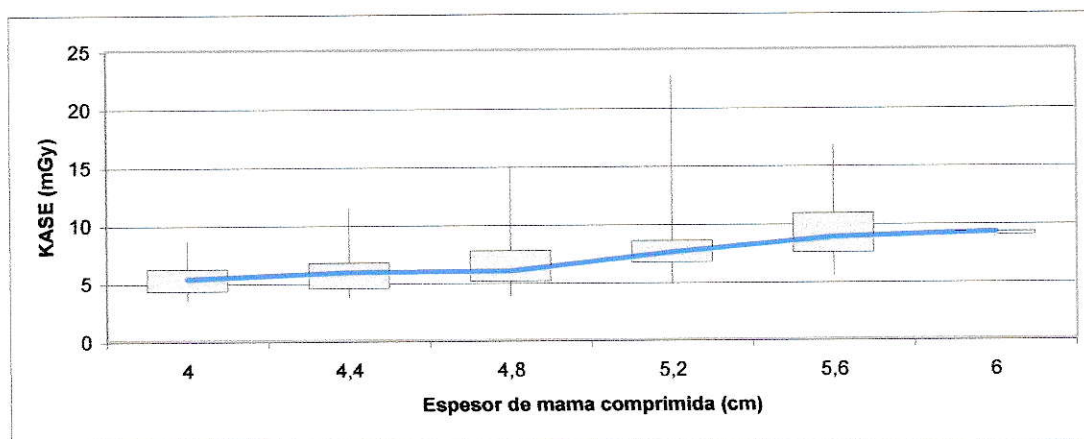


Gráfico 11: Distribución del KASE en la proyección cráneo-caudal en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico B



En los gráficos 12 y 13 se grafica el KASE en la proyección medio-lateral-oblicuo en función del espesor de la mama comprimida para los Centros Diagnósticos A y B.

Gráfico 12: Distribución del KASE en la proyección medio-lateral-oblicuo en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico A

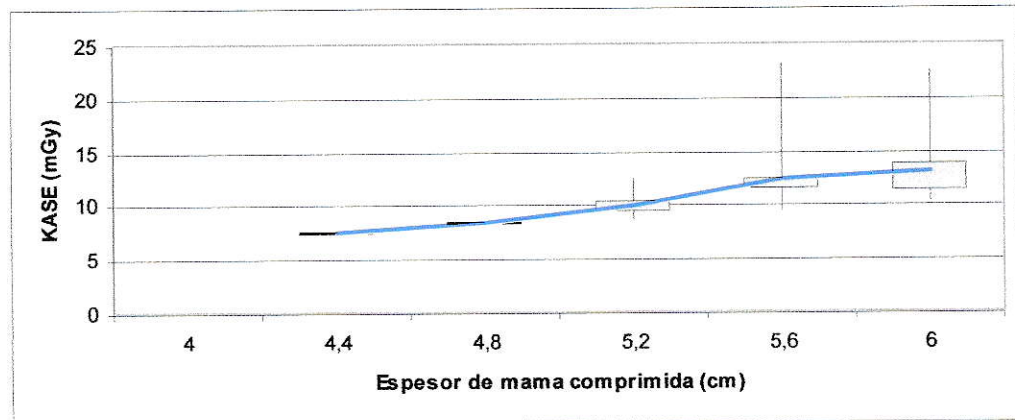
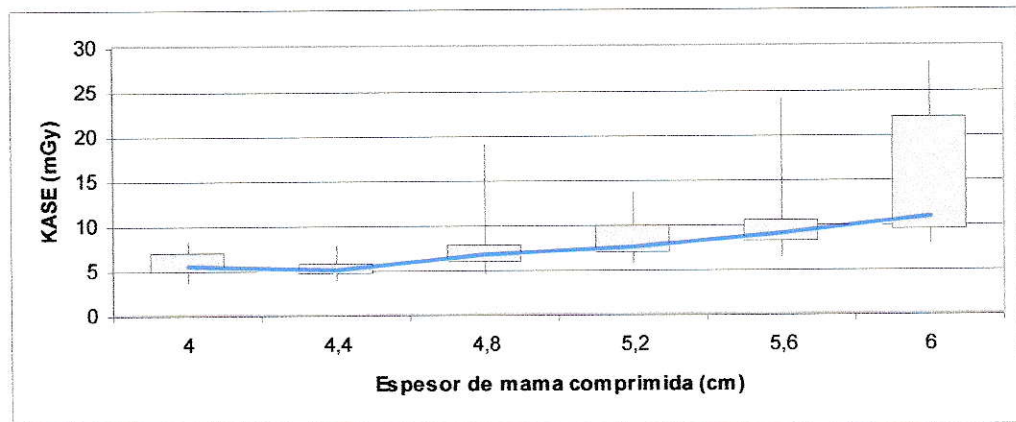


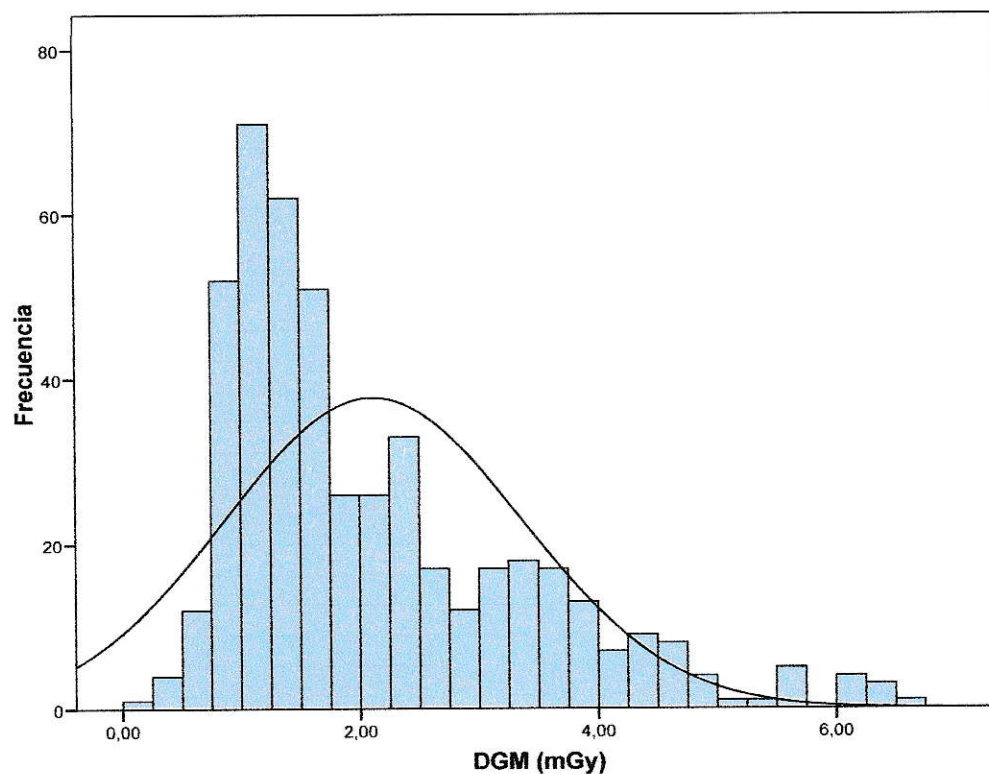
Gráfico 13: Distribución del KASE en la proyección medio-lateral-oblicuo en función del espesor de mama comprimida en el rango de 4 a 6cm en el mamógrafo del Centro Diagnóstico B



DOSIS GLANDULAR MEDIA (DGM) EN LOS EXÁMENES DE MAMOGRAFÍA

La DGM por película tiene un rango de 0,24 a 6,58mGy el 75% de las pacientes tuvo una dosis menor a 2,79mGy (gráfico 14).

Gráfico 14: Histograma de la DGM de los exámenes de mamografía



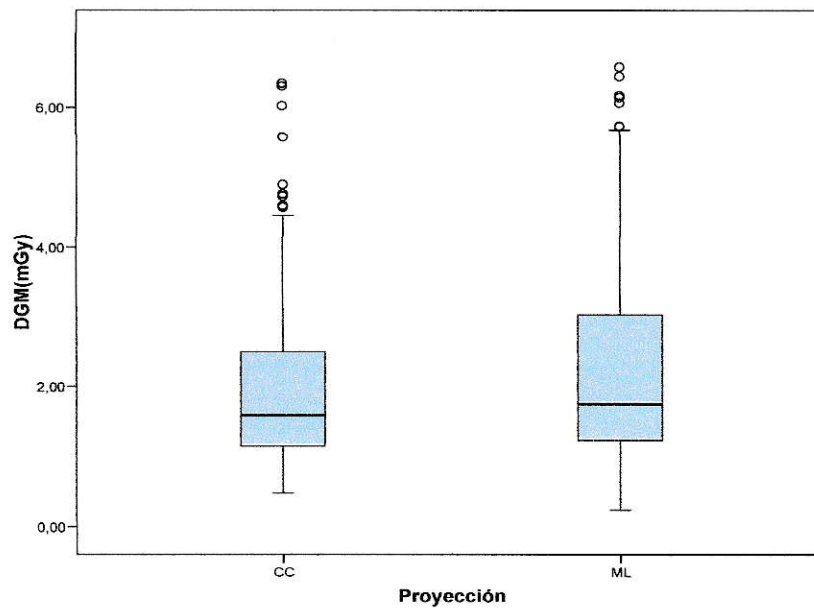
Para la proyección cráneo-caudal el rango de DGM es desde 0,48mGy a 6,35mGy con una mediana de 1,59mGy y en la proyección medio-lateral-oblicuo el rango corresponde a 0,24mGy a 6,58mGy con una mediana de 1,75mGy (tabla 17).

Tabla 17: Dosis Glandular Media (DGM) en las proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía.

	CC (mGy)	MLO (mGy)	Promedio ambas proyecciones (mGy)
Media	1,99	2,24	2,11
Desv. Típ.	1,17	1,33	1,26
Mínimo	0,48	0,24	0,24
Máximo	6,35	6,58	6,58
P(25)	1,15	1,23	1,19
P(50)	1,59	1,75	1,65
P(75)	2,50	3,03	2,79

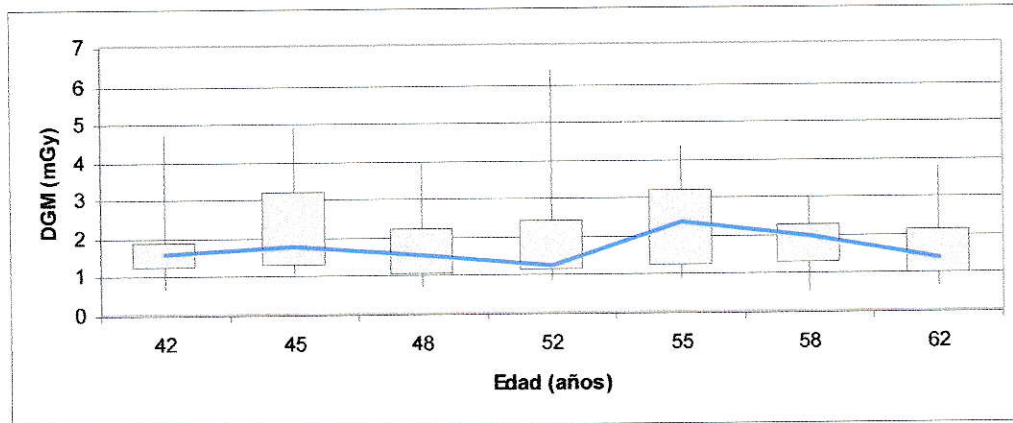
CC: Cráneo-Caudal, MLO: Medio lateral oblicuo

Gráfico 15: DGM en la proyección cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua de los exámenes de mamografía.



El gráfico 16 muestra la distribución de DGM según la edad de las pacientes atendidas.

Gráfico 16: Distribución de la DGM según la edad de las pacientes.



Al seleccionar las pacientes con espesores entre 4 y 6cm la mediana de la DGM obtenida en el Centro de Diagnóstico A corresponde a 2,28mGy y 2,26mGy en las proyecciones cráneo caudal y medio lateral oblicuo respectivamente. En el Centro de Diagnóstico B los valores de las medianas fueron de 1,25mGy en la proyección cráneo caudal y 1,40mGy en la proyección medio lateral oblicuo (tabla 18).

Tabla 18: Dosis Glandular Media (DGM) en los exámenes de mamografía con espesores de compresión mamaria entre 4 y 6cm en los Centro Diagnósticos A y B.

	A (mGy)		B (mGy)	
	CC	MLO	CC	MLO
Media	2,62	2,56	1,39	1,58
Desv. Típ.	1,19	1,06	0,51	0,78
Mínimo	1,40	1,74	0,73	0,79
Máximo	6,35	6,58	4,01	5,09
P(25)	1,96	2,01	1,04	1,10
P(50)	2,28	2,26	1,25	1,40
P(75)	2,55	2,59	1,59	1,71

CC: Cráneo-Caudal, MLO: Medio lateral oblicuo

Gráfico 17: Dosis Glandular Media (DGM) en la proyección cráneo-caudal en el rango de espesor de mama de 4 a 6cm en los Centros Diagnósticos A y B

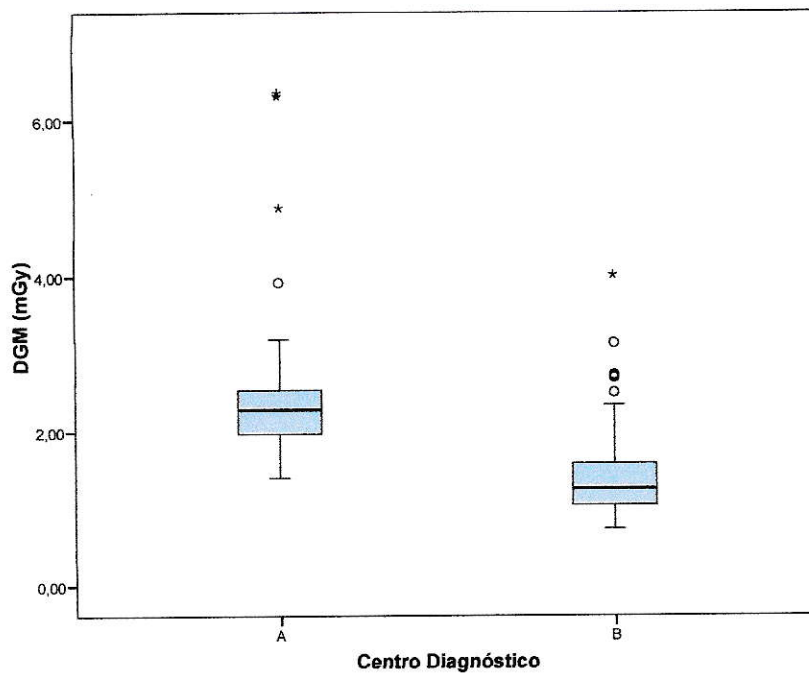
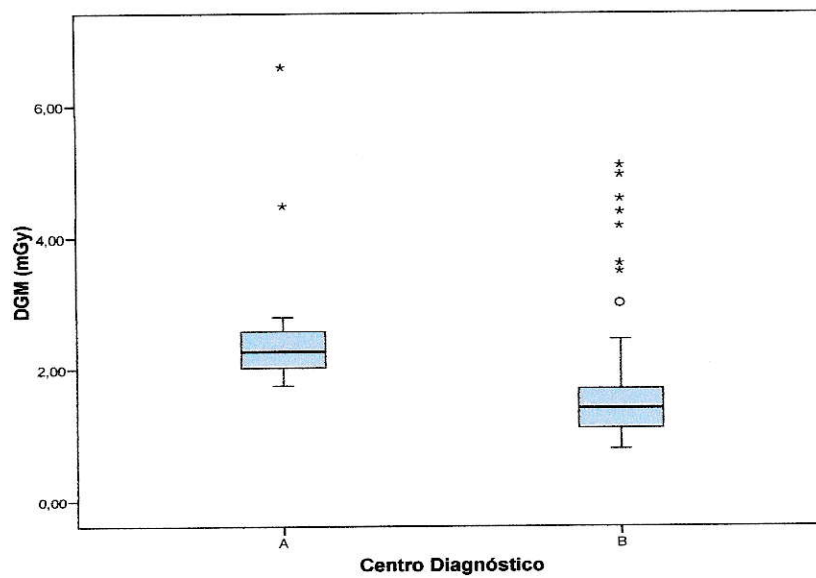


Gráfico 18: Dosis Glandular Media (DGM) en la proyección medio-lateral-oblicuo en el rango de espesor de mama de 4 a 6cm en los Centros Diagnósticos A y B



ANÁLISIS COMPARATIVO

Para realizar el análisis comparativo de las variables edad, porcentaje de glandularidad de la mama, espesor de la mama comprimida, tensión y corriente del tubo utilizada, KASE y DGM de los Centros Diagnósticos A y B en primer lugar se evaluó la distribución normal de ella a través de la prueba de Kolmogorov Smirnov. La hipótesis nula de esta prueba consiste en la aceptación de la condición de normalidad del conjunto de datos que se prueba cuando la significación es mayor a 0,05. La prueba de Kolmogorov Smirnov y las siguientes efectuadas se hicieron con el programa SPSS para Windows, versión 15.0.1.

En la tabla 19 se presentan los resultados obtenidos del análisis de normalidad.

Tabla 19: Resultado de la prueba de Normalidad Kolmogorov Smirnov para las variables de los Centros de Diagnósticos A y B.

	Z de Kolmogorov Smirnov	Sig. Asintótica (bilateral)
Edad	0,857	0,455
Porcentaje de glándula	2,354	0,000
Espesor de la mama	3,231	0,000
Tensión de tubo	6,777	0,000
Corriente de tubo	1,022	0,247
KASE	4,090	0,000
DGM	5,129	0,000

Dado que los resultados obtenidos muestran que no hay una distribución normal de las variables, a excepción de la edad de los pacientes y la corriente de tubo, se realizó una prueba no paramétrica U de Mann Whitney para comparar las variables en los dos Centros Diagnósticos (tabla 20 - 24). La hipótesis nula de esta prueba indica que las medianas son iguales y se aprueba cuando la significancia es mayor a 0,05. En el caso de la edad de los pacientes y la corriente de tubo se utilizó una prueba paramétrica de T de Student (tabla 25 y 26), en la cual la hipótesis nula indica que las medias de ambos grupos son iguales y se aprueba con una significancia mayor a 0,05.

Tabla 20: Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable porcentaje de glándula mamaria de los Centros de Diagnósticos A y B.

Centro Diagnóstico	Rango Promedio	Suma Rango
A	107,52	6236,00
B	173,36	45767,00
U de Mann-Whitney	4525,000	
W de Wilcoxon	6236,000	
Z	-4,880	
Sig. Asintótica (bilateral)	0,000	

Tabla 21: Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable espesor de la mama comprimida de los Centros de Diagnósticos A y B.

Centro Diagnóstico	Rango Promedio	Suma Rango
A	231,20	13409,50
B	146,19	38593,50
U de Mann-Whitney	3613,500	
W de Wilcoxon	38593,500	
Z	-6,313	
Sig. Asintótica (bilateral)	0,000	

Tabla 22: Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable tensión de tubo de los Centros de Diagnósticos A y B.

Centro Diagnóstico	Rango Promedio	Suma Rango
A	291,22	16891,00
B	133,00	35112,00
U de Mann-Whitney	132	
W de Wilcoxon	35112,000	
Z	-17,711	
Sig. Asintótica (bilateral)	0,000	

Tabla 23: Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable KASE de los Centros de Diagnósticos A y B.

Centro Diagnóstico	Rango Promedio	Suma Rango
A	251,43	14583,00
B	141,74	37420,00
U de Mann-Whitney	2440,000	
W de Wilcoxon	37420,000	
Z	-8,125	
Sig. Asintótica (bilateral)	0,000	

Tabla 24: Resultado de la prueba U de Mann Whitney para la variable DGM de los Centros de Diagnósticos A y B.

Centro Diagnóstico	Rango Promedio	Suma Rango
A	267,78	15531,00
B	138,15	36472,00
U de Mann-Whitney	1492,000	
W de Wilcoxon	36472,000	
Z	-9,602	
Sig. Asintótica (bilateral)	0,000	

Se rechaza la hipótesis de nulidad (H_0) que indicaba que las medianas de los Centros Diagnóstico A y B para las variables porcentaje de glándula mamaria, espesor de la mama comprimida, tensión de tubo, KASE y DGM eran iguales.

Tabla 25: Resultado de la prueba T de Student para la variable edad de los pacientes de los Centros de Diagnósticos A y B.

Corriente de tubo	Prueba de Levene para igualdad de varianza		Prueba T de Student para la igualdad de medias			
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Dif. de medias
Asumiendo varianza iguales	1,013	0,315	-0,685	320	0,494	-0,69292
No asumiendo varianzas iguales			-0,716	88,086	0,476	-0,69292

Tabla 26: Resultado de la prueba T de Student para la variable corriente de tubo de los Centros de Diagnósticos A y B.

Corriente de tubo	Prueba de Levene para igualdad de varianza		Prueba T de Student para la igualdad de medias			
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Dif. de medias
Asumiendo varianza iguales	3,118	0,078	-0,345	320	0,730	-2,12448
No asumiendo varianzas iguales			-0,435	116,361	0,664	-2,12448

Se acepta la hipótesis de nulidad (H0) que indica que las medias de los Centros Diagnóstico A y B para las variables edad de los pacientes y corriente de tubo son iguales.

DISCUSIÓN

La mediana de la edad de las pacientes en el estudio fue de 52 años (rango 40-64 años) (tabla 7) edad donde hay significativos cambios en la composición de la mama debido a la menopausia. El 45,3% de las pacientes tenían edad entre 40-49 años, 36,2% entre 50-59 años y 12,6% más de 60 años. Información importante al considerar que la probabilidad de riesgo de cáncer de mama radio inducido es mayor en las pacientes jóvenes de 40 a 49 años¹⁹. También se debe evaluar que entre los 45-64 años hubo la mayor incidencia de cáncer de mama en el 2008²⁰ por lo cual a este rango etáreo debería estar centrado el screening mamario, en este estudio el 77,5% de las pacientes se encontraban en este rango. En el estudio efectuado por Young y Burch⁷ el rango etáreo se centró entre los 50-64 años donde sólo el 0.3% tenía bajo 49 años y el 4% sobre los 65 años. Las edades de las pacientes en los dos Centros son similares (gráfico 4, tabla 20).

La mediana del porcentaje de glándula mamaria fue de 35,29% (rango 3,24%-90,7%) (tabla 9) mucho menor al 50% que habitualmente se considera para la estimación de la DGM, en este estudio el 80,8% de las pacientes tenía un porcentaje de tejido glandular menor a 50%. Este resultado se condice con el 32% obtenido por Zoetelief y cols¹⁷ y los 35% y 43% obtenido por Klein y cols¹⁵. Al comparar los dos Centros podemos ver que las pacientes del Centro A tuvieron un menor porcentaje de glándula mamaria con respecto al Centro B (tabla 10) esto se debe al mayor espesor de mama comprimida de ese grupo porque según los estudios de Dance y cols² y Klein y cols¹⁵ existe un decrecimiento en la glandularidad al incrementar el espesor de la mama.

El rango de espesor de la mama comprimida fue de 2,5 a 9,6cm con una mediana de 5,3cm en la proyección cráneo-caudal y 5,6cm en la proyección medio-lateral-oblicua (tabla 13) tales valores medios se encuentran dentro de los espesores reportados por Rivas y cols⁵, Young y Burch⁷, Khoury y cols¹⁰, Burch y Goodman⁸, Morán y cols¹³, Heggie¹⁴ y Klein y cols¹⁵ (tabla 1). Si bien, alrededor del 50% de las pacientes tuvo un espesor de mama comprimida dentro del rango promedio para la población, según la literatura, que es de 4 a 6cm, hay que considerar que el espesor de la mama comprimida abarca un mayor rango que también debe ser considerada para el estudio dosimétrico. Al comparar los Centros A y B podemos observar que el espesor medio en las proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua es un 10,7% y un 12,28% respectivamente, menor en el Centro B. Esto puede deberse a la diferencias en la fuerza de compresión usada.

La tensión de tubo utilizada en el 65,9% de los exámenes fue de 27kV con un rango de 27 a 30kV, la mediana del valor de corriente de tubo fue 93mAs (tabla 11). Cabe mencionar que el rango de kilovoltaje utilizado es estrecho considerando el amplio rango en espesor de mama comprimida y el bajo porcentaje de glándula mamaria determinada en este estudio.

Aunque uno de los mamógrafos presenta la posibilidad de cambiar el filtro de Molibdeno a Rhodio para aumentar la penetración del haz en mamas densas o de mayor espesor comprimido en ningún caso se utilizó. Esta posibilidad podría haber sido una solución para disminuir la DGM porque en el estudio efectuado por Zoetelief y cols¹⁷ se observó una disminución de la dosis en la localidad que utilizó la combinación Mo/Rh.

La mediana de KASE obtenida por película para todas las mujeres participantes del estudio fue de 8,88mGy (tabla 15) y la DGM fue de 1,65mGy (tabla 17).

Al comparar el KASE con el espesor de la mama comprimida en las proyecciones cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua en los Centros A y B (gráfico 10-13) observamos un ligero aumento no lineal del KASE al aumentar el espesor, al igual que lo reportado por Young y Burch⁷ y Oliveira y cols⁹.

La DGM no tuvo una variación significativa al analizarla según la edad de las pacientes (gráfico 16) a diferencia de lo reportado por Heggie¹⁴ que observó una ligera disminución de la dosis a partir de los 60 años. Además si consideramos que al aumentar la edad disminuye el espesor de la mama comprimida se podría haber esperado una disminución de la dosis. Resultado similar al nuestro obtuvieron Young y Burch⁷.

Comparando la DGM en las dos proyecciones mamográficas observamos un ligero aumento de la dosis en la proyección medio-lateral-oblicua (gráfico 15) en la que la mediana corresponde a 1,75mGy a diferencia de 1,59mGy de la proyección cráneo-caudal (tabla 15), esto se entiende al mayor espesor de la mama comprimida en la proyección medio-lateral-oblicua (tabla 13). Resultados semejantes obtuvieron Khoury y cols¹⁰ y Young y Burch⁷.

Al comparar los resultados dosimétricos entre los dos Centros Diagnósticos se debe considerar la diferencia del rendimiento de los mamógrafos y las distintas técnicas radiológicas utilizada en la toma del examen.

En la evaluación del rendimiento de los mamógrafos, en el rango de 25kV y 30kV, los resultados obtenidos mostraron un mayor rendimiento en el mamógrafo del Centro A (tabla 4 y 5). El 79,75% de la mamografías realizadas en el Centro de

Diagnóstico A utilizaron una tensión de tubo de 28kV que corresponde a un rendimiento de 46,6 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ y en el Centro B la tensión de tubo mayormente usada fue de 27kV que corresponde a 30,2 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$. El mayor rendimiento del mamógrafo A y el uso de una tensión de tubo mayor en este Centro implican que el KASE sea mayor en el Centro de Diagnóstico A que en el Centro de Diagnóstico B (tabla 16).

Esta diferencia en el rendimiento de los mamógrafos es una de las razones que la densidad de fondo de la imagen de fantoma es de 2,4 en el Centro A y 1,79 en el Centro B (tabla 6). Según el Programa de screening mamario del Servicio de Salud Nacional (NHSBSP) de Reino Unido el rango de densidad óptica debe estar entre 1.4 y 1.8 (incluyendo la base y el velo de la película)⁷.

Dado la dificultad de medir directamente la DGM se realizó una estimación de este parámetro utilizando el valor calculado de KASE y multiplicando con los factores de conversión. La DGM también es significativamente mayor en el Centro de Diagnóstico A (tabla 18), debido a que mayoritariamente la dosis es afectada por el valor de KASE, En el estudio realizado por Jamal y cols¹⁶ concluyeron que dos factores influyen significativamente a la DGM estos son el HVL y el espesor de la mama comprimida. El HVL es una medición indirecta de la energía de la radiación e influye en la cantidad de energía depositada, mientras que el espesor de la mama comprimida es el camino por donde pasa la radiación e interactúa con el medio.

La DGM obtenida por los dos Centros Diagnósticos es de 1,65mGy por película para una valor medio de espesor de mama comprimida de 5,2cm (rango 4 a 6cm). A pesar que los valores de densidad de fondo de los fantomas, 2,4 en el Centro A y 1,79 en el Centro B, son superiores a los valores de la literatura internacional la

DGM obtenida se encuentra dentro de los valores publicados por otros autores (tabla 1).

Zoetelief y cols¹⁷ publican que para el cálculo de riesgo de un programa nacional de screening mamario se utiliza generalmente una DGM promedio de 2mGy y Yaffe y cols¹⁹ considera 3,7mGy por mama sumando las dos proyecciones. Analizando todas las pacientes del estudio, la dosis promedio obtenida es menor a 2mGy y por mama es menor a 3,7mGy (3,34mGy), sin embargo el 40,8% de las pacientes tienen una DGM por film superior a 2mGy.

CONCLUSIÓN

Los principios de protección radiológica requieren que cualquier dosis de radiación sea justificada y optimizada. La justificación busca contraponer los riesgos de daños producidos por la radiación con los beneficios que se obtienen utilizando la radiación. Y la optimización requiere que la dosis sea la más baja posible sin perjudicar la calidad de la imagen para un propósito diagnóstico.

Los beneficios de la Mamografía como método efectivo para la detección precoz de cáncer mamario ha sido ampliamente estudiada, la evidencia obtenida de los meta-análisis concluye que la Mamografía de screening disminuye la mortalidad por cáncer de mama en un promedio de 24%(18 al 30%) según Uchida²¹.

Yaffe y cols¹⁹ estimaron que siguiendo un régimen anual de mamografías (con una DGM de 3,7mGy por mama) en 100.000 pacientes desde los 40 hasta los 59 años el número de cánceres radio-inducido es de 85,2 y el número de muertes debido al cáncer radio-inducido es de 10,6. Además consideraron que para el mismo grupo etáreo el número de muertes sin un programa de screening anual es de 1.000 pacientes, suponiendo que el beneficio de la mamografía para disminuir la mortalidad es de un 24% el número de vidas salvadas es de 240. Por lo tanto, concluyeron que optando a una mamografía anual desde los 40 a 59 años la tasa de beneficio-riesgo es de 22,64:1 (240 dividido 10,6).

Si bien en nuestro país no existe un programa nacional de screening mamario, porque el Ministerio de Salud desde el 2009 solo asegura una mamografía cada dos años entre los 50 y 54 años²¹, en el sector privado desde ya varios años se ha incorporado a la mamografía dentro de los exámenes preventivos que anualmente se

realizan las mujeres a partir de los 40 años. Es por tanto necesario determinar nuestras propias tasas de beneficio-riesgo de la mamografía según la mortalidad por cáncer mamario de Chile y la dosis glandular media que se esta entregando.

En el principio de la optimización del examen, para otorgar la menor dosis posible sin perjudicar la imagen diagnóstica, considero que se debe entrenar al Tecnólogo Médico a cargo de la realización del examen para la utilización de las diferentes combinaciones de ánodo/filtro y la elección del voltaje de tubo con el objeto de disminuir la DGM. Según el estudio hecho por Hendrik E²² la utilización de las combinaciones W/Rh o Rh/Rh para mamas de más de 5cm de espesor comprimido disminuye entre un 30-50% el mAs y entre un 20-35% la DGM. Además se debería utilizar tensiones de tubo entre 28 y 32kV para mamas de más de 6cm de espesor comprimido o mamas densas. Igualmente se debe analizar la alta densidad óptica de la imagen de fantoma en nuestro país al compararla con los estudios internacionales y el rango dispuesto por el NHSBSP del Reino Unido, ya que esta densidad depende de los factores de procesamiento de la imagen y del rendimiento del mamógrafo.

En este estudio se busco cuantificar la dosis de radiación dada en el examen de mamografía en dos Centros Diagnósticos de Santiago con el objeto de analizarla, compararla y tenerla presente en el momento que se decida implantar un régimen de mamografía a mujeres asintomáticos. Sin duda es importante extender este estudio a más Centros Diagnósticos para establecer los niveles diagnósticos de referencia de nuestro país y además incorporar mamógrafos digitales.

BIBLIOGRAFÍA

1. Preinforme final del consenso nacional de diagnóstico y tratamiento del cáncer de mama 200: Revisión de la Literatura para el Uso de la Mamografía en Tamizaje y Diagnóstico de Cáncer de Mama: 26 al 28 de agosto 2009. 2009. Coquimbo, Sociedad Chilena de Mastología. 23p.
2. Dance D. R., Skinner C. L., Young K.C., Beckett J.R., Kotre C.J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys.Med.Biol*, 2000, n°45, 3225-3240.
3. European Commission. 1996. European Protocol on Dosimetry in Mammography. EUR 16263 EN.
4. Organismo Internacional de Energía Atómica. 2007. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Mamografía*. TECHNICAL REPORTS SERIES N° 457.
5. Rivas Ballarín M. A., Ruíz Manzano P., Canellas Anoz M., Millán Cebrián E., Font Gómez J.A., Ortega Pandina P. Estimación de dosis en radiografía de mama. *Revista de Física Médica*, 2003, n°4, 95-100.
6. Robson KJ. A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer. *Br J Radiol* 2001; 74:335-340.
7. Young K.C. y Burch A. Radiation dose received in the UK Breast Screening Programme in 1997 and 1998. *Br J Radiol* 2000; 73:278-
8. Burch A, Goodman DA. A pilot survey of radiation doses received in the United Kingdom Breast Screening Programme. *Br J Radiol* 1998; 71:517-27.

9. Oliveira L., Dias T., Lopes R. y Kodlulovich S. Evaluation of the entrance surface air kerma in mammographic examinations in Rio de Janeiro, Brazil. *Radiat Prot Dosim* 2009; 133:136-143.
10. Khoury H., Barros V. y Lopes C. Evaluation of patient dose for mammography in Pernambuco, Brasil. *Radiat Prot Dosim* 2005; 115: 337-339.
11. Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology* 1991; 179:143-8.
12. Eklund S, Thilander A, Leitz W, Mattsson S. The impact of anatomic variations of absorbed radiation doses in mammography. *Radiat Prot Dosim* 1993; 49:167-70.
13. Moran P, Chevalier M, Vano E. Comparative study of dose values and image quality in mammography in the area of Madrid. *Br J Radiol* 1994; 67:556-63.
14. Heggie JCP. Survey of dose in screening mammography. *Australas Phys Eng Sci Med* 1996; 19:207-16.
15. Klein R, Aichinger H, Dierker J, Jansen JTM, Joit-Barfu S, Sabel M y cols. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. *Phys Med Biol* 1997; 42:651-71.
16. Jamal N., K-H NG y D Mclean. A study of mean glandular dose during diagnostic mammography in Malaysia and some of the factors affecting it. *Br J Radiol* 2003; 76:238-245.
17. Zoetelief J., Veldkamp J., Thijssen M. and Jansen J. Glandularity and mean glandular dose determined for individual women at four regional breast cancer screening units in The Netherlands. *Phys.Med.Biol* 2006; 51:1807-1817.

18. Organismo Internacional de Energía Atómica. 2006. *Control de Calidad en Mamografía*. IAEA-TECDOC-1517.
19. Yaffe M., Mainprize J. Risk of Radiation-induced Breast Cancer from Mammographic Screening. *Radiology* 2011; 258:98-105.
20. International Agency for Research on Cancer. GLOBOCAN 2008. [en línea] < <http://globocan.iarc.fr/> > [consulta: 01 de julio 2011]
21. Uchida m. Mamografía de screening y realidad chilena. *Revista Chilena de Radiología* 2008; 14: 130-134.
22. Hendrik E.1997. *Optimization of Technique Factors for Conventional Mammography*. Postdoctorado, Denver-EEUU, Universidad de Colorado, Centro de Ciencias de la Salud.

ANEXO

DOCUMENTO I: PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA DE LA IAEA, EQUIPO RADIOLÓGICO

1. Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión aplicada al tubo (kV)

Alcance

- a) Objetivo: Comprobar la exactitud y repetibilidad de la tensión, U (kV) aplicada al tubo de rayos X.
- b) Indicador: kVp del tubo.
- c) Referencia: AAPM 1990; IEC 61223-3-2, 1996; SEFM-SERP, 2001; ACR, 1999.
- d) Frecuencia mínima: Inicial, semestral y posterior a cambios que puedan alterar el kVp del tubo de rayos X.

Instrumentación

- a) Kilovoltímetro (intervalo:20-35kV; Exactitud \pm 1,0kV; Repetibilidad:0,5kV)
- b) Multímetro (Intervalo: 50-500V)

Metodología

- a) Verificar si el voltaje de la línea de alimentación eléctrica del equipo es estable, tomar nota y hacer recomendaciones pertinentes si es necesario.
- b) Seleccionar por lo menos 5 valores de U (kV) entre los comúnmente utilizados en la práctica clínica.
- c) Anotar en la hoja de datos los valores escogidos y el tamaño de foco usado.
- d) Retirar el compresor de mama.

- e) Posicionar el instrumento de medida sobre el soporte de la mama y centrarlo en el campo.
- f) Si es posible, ajustar el tamaño del campo a la especificación del instrumento de medida.
- g) En el modo manual (sin el CAE), realizar como mínimo 5 exposiciones para 28 kV (se puede usar un mAs en el rango de 30 a 40, o el valor recomendado por el fabricante del instrumento) y anotar los valores medidos y el mAs usado.
- h) Realizar una sola exposición para los otros valores de U (kV) escogidos y anotar los valores medidos en la hoja de datos.

Procedimiento de Cálculo

- a) Exactitud: Determinar para cada valor de U (kV) seleccionado, la desviación porcentual obtenida entre el valor nominal y el valor medido (para 28 kV, tomar el primer valor) de acuerdo con la expresión:

$$\text{Desviación (\%)} = 100[\text{Unominal} - \text{Umedido}] / \text{Unominal}$$

Unominal es el valor nominal que indica el equipo; *Umedido* es el valor medido.

- b) Repetibilidad: Dentro de los valores medidos para el mismo valor de U (28 kV), calcular el valor promedio y la desviación estándar (s) y el coeficiente de variación (CV):

$$\text{CV(\%)} = 100 S_U / U_{\text{promedio}}$$

Tolerancias

- a) Exactitud: < 5%
- b) Repetibilidad: < 2%

Recomendaciones

En caso de detectar no conformidades, el equipo debe ser revisado por el encargado del servicio de mantenimiento en un tiempo inferior a 30 días.

2. Filtración y espesor hemirreductor (HVL)

Alcance

- a) Objetivo: verificar si la filtración total del haz de rayos X está en correspondencia con los requisitos mínimos de las normas nacionales e internacionales (e.j. ICRP, IEC)
- b) Indicador: Espesor hemirreductor
- c) Referencia: AAPM, 1990; Eagner, 1990; IEC 61223-3-2, 1996; IEC 60601-2-45, 1998; IEC 60522; 199; SEFM-SEPR,2001; ACR,199;EU,2001.
- d) Frecuencia mínima: Inicial, anual y después de cambios o mantenimiento en la carcasa y/o sistema de colimación.

Instrumentación

- a) Dosímetro de cámara de ionización y electrómetro adecuados para mamografía, con una respuesta de energía dentro de $\pm 5\%$ en el rango de calidad de los haces de mamografía; exactitud $\pm 5\%$, repetibilidad $\pm 5\%$.
- b) Conjunto de al menos 5 filtros de aluminio de 0,1mm de alta pureza (99.9% e.j. tipo 1145)
- c) Cinta métrica.

Metodología

- a) Seleccionar el modo de operación manual, una tensión de 28 kV y un valor adecuado de mAs para la combinación Mo/Mo.

- b) Colocar la cámara de ionización sobre el soporte de la mama a una distancia de 5cm (como mínimo), centrada lateralmente y a 4 cm de la pared torácica, de manera que el volumen sensible de la cámara quede inmerso completamente dentro del campo de radiación.
- c) Si es posible, colimar el haz para cubrir el volumen sensible de la cámara.
- d) Situar el compresor en la mitad de la distancia foco-cámara.
- e) Realizar tres exposiciones y registrar las lecturas en la hoja de toma de datos.
- f) Posicionar 0,3 mm Al sobre el compresor cubriendo totalmente el volumen activo de la cámara y realizar tres exposiciones con los mismos parámetros.
- g) Verificar que la lectura sea superior a la mitad de la lectura sin filtro y, si no lo fuera, interponer un espesor de aluminio menor.
- h) Añadir 0,1 mm de Al (total 0,4 mm Al) y repetir el ítem anterior. Verificar que la lectura de la cámara sea inferior a la mitad del valor de la exposición medida sin filtro. Si no es así, añadir más filtros hasta obtener ese valor.
- i) Retirar los filtros y volver a tomar una exposición.
- j) Repetir este procedimiento para las combinaciones de filtros y ánodos disponibles en el equipo.

Procedimiento de cálculo

- a) Calcular el valor del EHR, a partir de la siguiente expresión:

$$\text{EHR} = [F_1 \ln (2L_2/L_0) - F_2 \ln(2L_1/L_0)] / \ln (L_2/L_1)$$

Donde F1 y F2 son los espesores de los filtros utilizados, L1 y L2 son los valores medios de las exposiciones medidas y Lo es el valor medio de la exposición medida sin filtro.

Tolerancia

El valor del EHR ha de estar dentro de los siguientes intervalos en mm Al.

- a) Sin compresor: $U/100 \leq \text{EHR} \leq U/100 + C$.
- b) Con compresor: $U/100 + 0,03 \leq \text{EHR} \leq U/100 + 0,02 + C$.

Donde $C = 0,10$ para Mo/Mo; $0,17$ para Mo/Rh; $0,20$ para Rh/Rh y $0,28$ para W/Rh; kV es el valor medido para el valor de U (kV) seleccionado.

Recomendaciones

Si se identifica que el valor encontrado de HVL es muy bajo o muy alto, de inmediato solicitar revisión del equipo, hasta solucionar el problema.

3. Exactitud y Repetibilidad de los tiempos de exposición

Alcance

- a) Objetivo: Evaluar la exactitud y repetibilidad del indicador de tiempo de exposición (si el equipo no tiene indicador de tiempo de exposición, esta prueba no aplica).
- b) Indicador: tiempo de exposición.
- c) Referencia: AAPM, 1990; SEFM-SEPR, 2001; EU, 2001.
- d) Frecuencia mínima: inicial, semestral y después de cambios.

Instrumentación

- a) Medidor de tiempo de exposición (rango 1ms a 99s, exactitud 5%, repetibilidad 5%)

Metodología

- a) Colocar el medidor de tiempo de exposición sobre el soporte de la mama y centrarlo en el campo de rayos X.
- b) Seleccionar el modo manual y una tensión nominal de 28 kV.
- c) Anotar en la hoja de datos el tamaño de foco y la combinación blanco/filtro.
- d) Realizar como mínimo cinco exposiciones para el tiempo de 200 ms y registrar las lecturas en la hoja de toma de datos.
- e) Seleccionar por lo menos 5 valores de tiempo en el rango comúnmente utilizado en la práctica clínica (e.j. 50 a 300 ms). Anotar en la hoja de datos los valores escogidos de tiempo.
- f) Realizar una exposición para los tiempos seleccionados y registrar la lectura en la hoja de datos.

Procedimiento de cálculo

- a) Repetibilidad:

$$CV(\%) = 100 \times S_t / t_{\text{promedio}}$$

Donde t_{promedio} y S_t corresponden al valor promedio y desviación estándar de los cinco valores medidos cuando se selecciona el tiempo de 200 ms.

- b) Exactitud: Determinar para cada valor de tiempo seleccionado la desviación entre los valores nominales y medidos utilizando la siguiente relación:

$$\text{Desviación máxima}(\%) = 100[t_{\text{nominal}} - t_{\text{medido}}]_{\text{máx.}} / t_{\text{nominal}}$$

Tolerancia

a) Exactitud:

<10% para tiempos superiores o iguales a 200 ms.

<15% para tiempos menores que 200 ms.

Si existe al menos un valor fuera de la tolerancia, anotar como inaceptable en la hoja de toma de datos.

b) Repetibilidad:<10%

Recomendaciones

Registrar en la hoja de toma de datos si el valor cumple o no con la tolerancia.

4. Rendimiento: Repetibilidad y linealidad

Alcance

a) Objetivo: Evaluar la repetibilidad del kerma en aire para un mAs dado, la linealidad con los mAs y el valor del rendimiento (mGy/mAs).

b) Indicador: kerma en aire.

c) Referencia: AAPM, 1990; Wagner, 1990; IEC 1223-3-2, 1996; SEFM-SEPR, 2001; ACR, 199; EU, 2001.

d) Frecuencia mínima: Inicial, anual y tras cambios.

Instrumentación

a) Dosímetro de cámara de ionización y electrómetro adecuadas para mamografía, con una respuesta de energía dentro de $\pm 5\%$ en el rango de calidad de haz de mamografía; exactitud $\pm 5\%$, repetibilidad 5%.

b) Cinta métrica.

c) Termómetro.

d) Barómetro.

Metodología

- a) Colocar la cámara de ionización a una distancia de 4,5cm (como mínimo) por encima del soporte de la mama, centrada lateralmente y a 4cm de la pared torácica de manera que el volumen sensible de la cámara quede completamente dentro del campo de radiación. Medir y anotar la distancia foco-cámara.
- b) Registrar la presión y temperatura.
- c) Seleccionar el modo manual, la combinación Mo/Mo y una tensión de 28kVp.
- d) Seleccionar tres valores de mAs entre los comúnmente utilizados en la práctica clínica para la tensión de 28kVp.
- e) Seleccionar el primer valor de mAs elegido y realizar 5 exposiciones. Registrar las lecturas en la hoja de datos.
- f) Repetir el ítem anterior para el resto de valores de mAs.
- g) Si existe otras combinaciones filtro/blanco, se mide el rendimiento para esas combinaciones, seleccionando la tensión más habitual en la práctica clínica. En este caso, hay que tener en cuenta si la cámara de ionización está calibrada para esas calidades de haz.

Procedimiento de cálculo

- a) Repetibilidad del kerma (mGy)

Para cada valor de mAs, calcular el valor promedio de las cinco lecturas de kerma, la desviación estándar (S_k) y el coeficiente de variación (CV):

$$CV (\%) = 100 \times S_k / K_{\text{Promedio}}$$

Siendo K el valor de kerma. Anotar los valores en la hoja de datos.

b) Coeficiente de linealidad (L) del rendimiento (Y) (mGy/mAs)

Para cada valor de mAs seleccionado, calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas y registrar en al hoja de datos.

Calcular los rendimientos dividiendo cada valor promedio obtenido por el mAs correspondiente y registrar los valores.

Tomar dos valores consecutivos de rendimiento (Y_i y Y_{i-1}) y calcular:

$$L (\%) = 100 (|Y_i - Y_{i-1}| / Y_i + Y_{i-1})$$

Donde L es la linealidad.

c) Rendimiento

Calcular el valor medio de los rendimientos obtenidos para los diferentes valores de la carga del tubo o producto P_{It} (mAs).

Corregir el resultado del rendimiento para una distancia de 1.0m del foco y por el factor de presión y temperatura. Registrar este valor en $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1m.

Tolerancias

- a) Repetibilidad: < 10%.
- b) Linealidad: < 10%.
- c) Rendimiento >30 $\mu\text{Gy/mAs}$ (a 1m y 28kV).

Recomendaciones

En caso de detectar no conformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento,

5. Evaluación del control automático de exposición (CAE)

Alcance

- a) Objetivo: Evaluar la repetibilidad del CAE, la compensación del CAE para diferentes tensiones y espesores y el incremento de densidad óptica (DO) por paso del selector de densidades.
- b) Indicador: Densidad óptica, mAs y kerma.
- c) Referencia: AAPM, 1990; IEC 1223-3-2:1996; IEC 61223-2-10: 1999; Young, 1997; ACR, 1999; EUR, 2001.
- d) Inicial y después de cambios en el equipo, en el receptor de la imagen y en el procesador. Repetibilidad e incremento de DO por paso: anual. Compensación con los espesores y la tensión: semanal.

Instrumentación

- a) Siete láminas de polimetacrilato de metilo (PMMA) de 1cm y dos de 0,5cm que permite simular espesores de mama de 2,4,4.5,6 y 7cm.
- b) Objetos radiopacos para identificación de placas.
- c) Chasis cargados y dosímetro de cámara de ionización y electrómetro adecuado para mamografía con exactitud 5%, repetibilidad 5%.
- d) Densitómetro (rango de 0,00 a 4,00 DO).

Metodología

- a) Seleccionar el modo de exposición automática del equipo. En el control de densidades seleccione la posición 0.
- b) Usar siempre el mismo chasis para realizar todas las pruebas.
- c) Colocar el chasis cargado en el receptor de imagen.
- d) Colocar un objeto radio-opaco para identificar la película.

- e) Colocar 45 mm de espesor de PMMA alineados con el borde del soporte de la mama correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente. Verificar que el PMMA cubre completamente la zona activa de los detectores del CAE.
- f) Seleccionar la tensión y combinación blanco/filtro más usada clínicamente para una mama cuyo espesor sea equivalente a los 45 mm de PMMA, p.e. 28 kV y realizar como mínimo cinco exposiciones con CAE (repetibilidad). Anotar el valor de U (kV) y los valores de PIt (mAs). Siempre que sea posible y, sobre todo, si se observan fallos en la repetibilidad del CAE, se debe medir también el kerma colocando la cámara de ionización sobre los 45 mm de PMMA de forma que no interfiera con el detector del CAE. Esta medida posibilita distinguir si los posibles fallos que se detecten son debidos a un funcionamiento inadecuado del generador o del detector del dispositivo del CAE. En este caso, se calculará la repetibilidad del CAE en función de los valores de kerma medidos en las 5 exposiciones.
- g) Realizar una exposición con CAE para otros espesores de PMMA (20, 40, 60 y 70 mm) seleccionando los factores de exposición utilizados en la práctica clínica para mamas equivalentes. Exponer una sola película para cada espesor (compensación para diferentes tensiones, espesores y combinaciones blanco/filtro). Anotar los valores de U (kV) y PIt (mAs).
- h) Hacer una exposición para cada una de las posiciones del control de densidad, usando la tensión seleccionada anteriormente y 45 mm de PMMA (evaluación del control de densidades). Anotar los PIt (mAs).

- i) Procesar las películas según recomendaciones del fabricante.
- j) Medir las densidades ópticas en un punto situado a 4 cm de la pared torácica y centrado lateralmente; registrar estos valores en la hoja de datos y calcular su valor medio.

Procedimiento de cálculo

a) Repetibilidad:

Determinar el coeficiente de variación de los mAs de las imágenes obtenidas en idénticas condiciones:

$$CV(\%) = 100 \times S_p / Pt_{\text{promedio}}$$

$$CV(\%) = 100 \times S_{\text{kerma}} / \text{kerma}_{\text{promedio}}$$

Donde *S* es la desviación estándar correspondiente a los cinco valores de *PIt* (mAs) y/o kerma.

Determinar la máxima desviación de la DO de las imágenes obtenidas en idénticas condiciones:

$$\text{Máxima desviación} = [DO_i - DO_{\text{promedio}}]_{\text{máx.}}$$

Donde *DO_i* son los valores individuales de las medidas de DO realizadas para las cinco imágenes.

b) Compensación para diferentes tensiones y espesores (y combinación blanco/filtro):

Calcular la máxima desviación entre las densidades ópticas de las imágenes obtenidas con los distintos espesores (*DO_i*) y el valor promedio de la DO de todas ellas:

$$\text{Máxima desviación} = [DO_i - DO_{\text{promedio}}]_{\text{máx.}}$$

c) Incrementos de DO por paso del selector de densidades:

Calcular las diferencias entre las DO correspondientes a las imágenes obtenidas en cada paso seleccionado del control de densidades.

d) Incremento de PIt (mAs) por paso del selector de densidades:

Determinar la diferencia entre los valores de PIt (mAs) correspondientes para dos pasos consecutivos expresado en porcentaje respecto al valor más alto de ellos (como ya se indicó, basta calcular la diferencia en términos de mAs, ya que al ser la tensión aplicada al tubo la misma, el valor de kerma es proporcional al valor de mAs).

$$\Delta P_{IT} = 100 [P_{IT+1} - P_{IT}] / P_{IT+1}$$

Tolerancia

a) Repetibilidad de PIt (mAs) o kerma (mGy): 5%

Repetibilidad de la DO: Máxima desviación < 0,1 DO

b) Compensación con los espesores y la tensión (y combinación blanco/filtro):

Máxima desviación en DO: 0,2.

c) Incrementos de DO por paso del selector de densidades:

Diferencia en DO entre dos pasos seleccionados: 0,1 - 0,2.

Diferencia relativa para mAs entre dos pasos seleccionados: entre 12% y 15%.

Recomendaciones

a) El CAE en la posición 0 de control de densidad debe estar ajustado para una DO entre 1,5DO y 1,9DO. Si no se cumple esta condición, se debe

determinar para qué valor del control de densidad se cumple y se debe recomendar para uso clínico hasta que el mantenimiento ajuste el CAE.

- b) Si en el servicio no existe un negatoscopio de alta luminosidad (3000 cd/m²), el CAE debe ajustarse para que la DO en la posición 0 de control de densidad esté entre 1,2 DO y 1,4DO.
- c) En caso de detectar no conformidades contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.

6.Determinación de la distancia foco-imagen

Alcance

- e) Objetivo: Evaluar el indicador de distancia fuente-receptor de imagen (DFI).
- f) Indicador: Desviación entre valor indicado y valor medido.
- g) Referencia: IEC 1223-3-2:1996; IEC 60601-2-45:1998; IEC 61223-2-10:1999; SEFM-SEPR, 2001; EU, 2001.
- h) Frecuencia mínima: Inicial y tras cambios.

Instrumentación

Cinta métrica

Metodología

- i) Medir con la cinta métrica la distancia entre el foco indicado en el equipo y el receptor de imagen.
- j) Registrar los resultados en la ficha correspondiente.

Procedimiento de cálculo

Determinar la desviación porcentual entre el valor medido y el valor indicado.

Tolerancia

- a) DFI > 60 cm.
- b) Indicador $\pm 2\%$ con respecto a la nominal

Recomendaciones

- a) En caso de detectar no conformidades en el indicador contactar con el encargado del servicio de mantenimiento.
- b) En caso de discrepancia, ajustar la distancia a la recomendada por el fabricante.
- c) Si la DFI $\square 60\text{cm}$ considerar la posibilidad de cambiar el equipo para que cumpla con los requisitos de alta resolución.