EVALUACION DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA EN EXAMENES DE MAMOGRAFIA

CAROLINA MARCELA VILORIA BARRAGAN

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA - SEDE MEDELLÍN
FACULTAD DE CIENCIAS - ESCUELA DE FISICA
2010

EVALUACION DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA EN EXAMENES DE MAMOGRAFIA

CAROLINA MARCELA VILORIA BARRAGAN

DIRECTOR

PhD JORGE ANSELMO PUERTA ORTIZ

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA - SEDE MEDELLÍN

FACULTAD DE CIENCIAS - ESCUELA FISICA

GRUPO DE FISICA RADIOLOGICA

MEDELLÍN

2010

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCION……..…..7

2. DOSIMETRIA EN MAMOGRAFÍA……....9

2.1. EQUIPOS DE RAYOS X PARA AMOGRAFIA…….....9

2.1.1 Control Automático de exposición……..…..11

2.2 DOSIMETRIA EN MAMOGRAFIA…….....12

3. OBJETIVOS……..…18

3.1 OBJETIVO GENERAL ……..18

3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS……18

4. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD EN LOS EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA……...19

4.1 MATERIALES UTILIZADOS PARA EL CONTROL DE CALIDAD…….19

4.2 DESCRIPCION DE LAS PRUEBAS REALIZADAS EN CONTROL DE CALIDAD EN LOS EQUIPOS DE MAMA……..19

4.2.1 Levantamiento Radiométrico……..…19

4.2.2 Radiación de Fuga……..…….20

4.2.3 Sistema de Colimación……..……20

4.2.4 Exactitud y Repetibilidad del Valor Nominal de la Tensión del Tubo... 21

4.2.5 Filtración Total del Haz…….. 22

4.2.6 Rendimiento, Repetibilidad y Linealidad de la Exposición…….23

4.2.7 Repetibilidad de los Tiempos de Exposición……..23

4.2.8 Evaluación del Control Automático de Exposición (Cae)……24

5. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE CONTOL DE CALIDAD Y ESTIMACION DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA……..25

5.1 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD……...25

5.1.1 Levantamiento Radiométrico……25

5.1.2 Radiación de Fuga……25

5.1.3 Sistema de Colimación……25

.

5.1.4 Exactitud y Repetibilidad del Valor Nominal de la Tensión del Tubo....26

5.1.5 Filtración Total del haz……27

5.1.6 Rendimiento, Repetibilidad y linealidad de la exposición……27

5.1.7 Repetibilidad de los Tiempos de Exposición……28

5.1.8 Evaluación del Control Automático de Exposición (cae)……28

5.2 EVALUACION DE LA DGM EN PACIENTES DE MAMOGRAFIA……29

5.2.1 Resultados de la evaluación de la DGM……33

5.2.1.1 DGM para una mama de 50% de glandularidad……33

5.2.1.2 DGM considerando el porcentaje de glandularidad……35

6. SIMULACIÓN DE LOS FACTORES DE CONVERSIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE DOSIS POR EL MÉTODO MONTE CARLO……40

6.1 INTRODUCCIÓN……40

6.2 CARACTERÍSTICAS DE LA FUENTE……41

6.2.1 Espectros de Rayos X……41

6.2.2 Descripción de la fuente puntual y geometría de la mama……42

6.3 DETERMINACIÓN DE LA TRAYECTORIA DE LA PARTÍCULA FUENTE Y DE LOS PARÁMETROS DE COLISIÓN……43

6.4 CÁLCULO DE LA ENERGÍA ABSORBIDA……44

7. OBTENCION DE FACTORES DE CONVERSION g Y DISTRIBUCION DE DOSIS……47

8. CONCLUSIONES……50

BIBLIOGRAFIA……52

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Espectro de emisión para un tubo con ánodo de Mo a 30 kV.

Figura 2.2. Mamógrafo Toshiba.

Figura 2.3 Sistema de mamografía con ocho detectores para control de exposición.

Figura 5.1.Simulador de mama ACR para evaluación de la calidad de la imagen en mamografía. Se muestran las 6 fibras, los 5 grupos de microcalcificaciones y las 5 masas [4]

Figura 5.2. Evaluación de la calidad de la imagen

Figura 5.3. Valores promedio de las dosis en los diez centros mamográficos estudiados.

Figura 5.4. DGM en las proyecciones CC y MLO en cada uno de los centros evaluados.

Figura 5.5. DGM según el espesor de la mama comprimida.

Figura 5.6. Valores promedio de DGM para las 170 pacientes

Figura 5.7. DGM para cada modelo de estimación según el espesor de la mama comprimida

Figura 6.1. Espectro de rayos-x emitido por un blanco de Mo, utilizado en Mamografía.

Figura 6.2. Espectro de rayos-x integrado usado en el Método de Monte Carlo.

Figura 6.3. Esquema del montaje simulando una mamografía

Figura 7.1. Espectro de entrada y salida de un tamaño de mama comprimida de 4.4 cm

Figura 7.2. Distribución espectral en el interior de la mama comprimida de 4.4 cm

Figura 7.3. Distribución de dosis en el interior de la mama

LISTA DE TABLAS

Tabla1. Factores de conversion g (mGy / mGy) para espesores de mama de 2.11 cm y el HVL con rango de 0.30-0.60 mmAl. Los factores g para espesores de 2-8 cm de mama se han tomado de Dance (1990)

Tabla 2. Factores s para algunos espectros y los errores máximos en los que se pueden incurrir al ser usados

Tabla 3. Coeficientes para el ajuste polinomial como función del espesor de la mama

Tabla 4. Factor d (mGy mGy-1) para la conversión del kerma en aire en la entrada de la superficie de la piel a dosis glandular media, para varias composiciones y espesores de mama, para una combinación ánodo/filtro Mo/Mo, propuestos por Klein

Tabla 5. Factores de ocupación (T).

Tabla 6. Sistema de Colimación.

Tabla 7. Valores Nominales de HVL.

Tabla 8. Valores medidos de HVL.

Tabla 9. Valores del Rendimiento de los equipos a 28 kV.

Tabla 10. Especificaciones de los equipos incluidos en este estudio.

Tabla 11. Parámetros registrados en cada centro

Tabla 12. Datos de 170 pacientes con especificación de edad.

Tabla 13. Valores de Dosis Glandular Media para el grupo de edades entre 36 y 49 años

Tabla 14. Valores de Dosis Glandular Media para el grupo de edades entre 50 y 78 años

Tabla 15. Factor g (mGy/mGy) obtenido en función del tamaño de mama comprimida

Tabla 16. Factor g (mGy/mGy) obtenido en función del tamaño de mama comprimida (cm)para una HVL de 0.35 mm Al

Tabla 17. DGM para una muestra utilizando los factores obtenidos en este trabajo, los factores de conversión reportados por Dance y por Klein.

1. INTRODUCCION

Desde finales del siglo XX, a nivel mundial el cáncer de mama es una de las enfermedades más frecuentes en las mujeres a partir de los 40 años de edad. Este cáncer, se estima en 1,38 millones de nuevos casos de cáncer diagnosticados en 2008 (23% de todos los cánceres), y ocupa el segundo lugar general (10,9% de todos los cánceres). Ahora es el cáncer más común tanto en países desarrollados y las regiones en desarrollo con cerca de 690.000 nuevos casos estimados en cada región (proporción de la población 1:4). Las tasas de incidencia varían de 19,3 por 100.000 mujeres en el África oriental, a 89,9 por cada 100.000 mujeres en Europa occidental, y son altas (más de 80 por 100.000) en las regiones desarrolladas del mundo (excepto Japón) y baja (menos de 40 por 100.000) en la mayoría de las regiones en desarrollo. El rango de las tasas de mortalidad es mucho menor (alrededor de 6-19 por 100.000) a causa de la supervivencia más favorable de cáncer de mama en las regiones desarrolladas. Como resultado, se sitúa el cáncer de mama como la quinta causa de muerte por cáncer en general (458.000 defunciones), pero sigue siendo la causa más frecuente de muerte por cáncer en las mujeres, tanto en países en vía de desarrollo (268.000 muertes, el 12,7% del total). Se estima que 189.000 muertes es casi igual al número estimado de muertes por cáncer de pulmón (188 000 defunciones) [1]. Durante su vida (desde el nacimiento hasta la muerte), una mujer tiene aproximadamente una probabilidad de 1 en 8 de que se le diagnostique cáncer de mama y de 1 en 34 de morir por esta causa. Con el avance de la edad, aumenta la probabilidad de contraer cáncer de mama o de morir a raíz de esta enfermedad [2].

En Colombia, las tasas de mortalidad por causas naturales son encabezadas por problemas Cardio-Celebro-Vasculares mientras que las causas tumorales ocupan la segunda posición, entre estas, como segunda causa se encuentra el cáncer de

mama después del cáncer de cuello uterino [3]. El cáncer de mama es la segunda causa de muerte por cáncer de mujeres adultas en Antioquia [4].

La mamografía (screening = tamizaje detección precoz del cáncer de mama) es el método utilizado para detectar el cáncer de mama, pero esta práctica con rayos x tiene asociado un riesgo radiológico relacionado con la dosis depositada en el tejido glandular de la mama [3].

La Dosis Glandular Media, DGM, es la medida aceptada como indicativo del riesgo radiológico, la cual es estimada según los protocolos internacionales [5,6] en función de la capa hemirreductora, del espectro de rayos X utilizado y el espesor de la mama comprimida, además considerando una mama estándar de 50% de glandularidad.

El presente trabajo se orienta a obtener la DGM y para esto se realizo un estudio de estimación de dosis a un grupo de 463 pacientes sometidas a estudios mamográficos en 10 centros hospitalarios del área metropolitana de Medellín. Se obtuvo además, los factores de conversión g para la estimación de la dosis glandular media, DGM, por el método Monte Carlo. Los factores de conversión son calculados para diferentes espesores de mama (2–8 cm) con diferentes porcentajes de glandularidad, utilizando espectros de Mo/Mo. Finalmente se comparan las DGM calculada con el factor g obtenido y los calculados usando los factores de conversión reportados por Dance y Kllein.

2. DOSIMETRIA EN MAMOGRAFÍA

2.1. EQUIPOS DE RAYOS X PARA MAMOGRAFIA

Los equipos para mamografía y los dedicados a otros exámenes de rayos X cuentan con diferencias estructurales, debido a la anatomía y composición de la mama, considerando su forma cónica, el espesor disminuye en forma considerable desde la pared del tórax hasta el pezón y se compone esencialmente por tres tejidos: piel, grasa y tejido fibroglandular. Los tejidos y estructuras poseen composiciones químicas y densidades muy parecidas entre sí; por tal motivo, para poder diferenciarlos en una imagen radiológica es necesario utilizar fotones de baja energía y focos más pequeños que los de los equipos convencionales (inferiores a 0,4mm). Además se hace necesario utilizar equipos especiales con sistemas de compresión para uniformizar su espesor [7].

Los equipos de mamografía constan de un tubo de rayos X, el cual para obtener un alto contraste utiliza haces de energía baja efectiva, y por ello se recomiendan utilizar tensiones comprendidas entre 25 y 35 kVp. Además de la tensión seleccionada, en la calidad del haz, influye de manera importante el material del ánodo y el tipo de filtro. Los tubos más antiguos tenían ánodos de Wolframio y filtros de Aluminio; los modernos usan ánodos de Molibdeno (Mo) con ventana de berilio (Be) y filtros de Molibdeno o Aluminio (Al). En la actualidad se fabrican tubos para mamografía con ánodo de Wolframio, Wolframio-Molibdeno o Molibdeno-Rodio y varios filtros (Mo, Al, Rh, etc.) con el fin de optimizar, la relación calidad de imagen/dosis en función del espesor y composición de la mama [7].

La ventaja de los ánodos de molibdeno frente a los de wolframio se debe a que la radiación característica de 17,9 y 19,5 keV emitida por el Mo proporciona un mejor contraste que el espectro continuo, producido por el wolframio.

El uso de un filtro delgado de Mo (0,03 - 0,06 mm), en combinación con los espectros generados en cualquiera de los ánodos comentados anteriormente, elimina parcialmente la parte del espectro por encima de 20 kV. Por el contrario, el uso de un filtro de Al con un ánodo de Mo elimina preferentemente la radiación característica, con respecto a la radiación de alta energía del espectro, con lo cual endurece el haz y reduce el contraste [7], figura 2.1. El filtro de Mo cumple también el propósito de eliminar los fotones con energía por debajo de 15 kV, por ser absorbidos totalmente por la mama, no contribuyen a la exposición de la película y sí a la dosis de radiación.

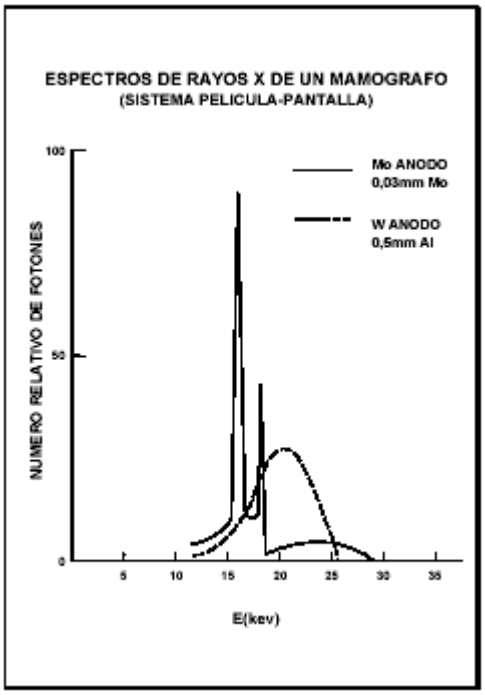


***Figura 2.1**. Espectro de emisión para un tubo con ánodo de Mo a 30 kV.*

Los equipos modernos poseen habitualmente dos focos de distinto tamaño. El más grande, cuyas dimensiones nominales son inferiores a 0,4 x 0,4 mm, se usa para obtener las imágenes de la mama en contacto con el *bucky* y el foco más pequeño debe utilizarse, exclusivamente, para las técnicas de magnificación y sus

dimensiones nominales deben ser inferiores a 0,15 x 0,15 mm. La nitidez de la imagen está relacionada con el tamaño del foco [8].

Para disminuir la cantidad de radiación dispersa que alcanza la película, los equipos de mamografía cuentan con una rejilla formada por delgadas láminas de plomo (Pb) incrustadas en un material mucho más ligero y cubierto todo ello por una envoltura de fibra de carbón.

***Figura 2.2**. Mamógrafo Toshiba.*

2.1.1 Control Automático de Exposición [5]**.**

Las imágenes mamográficas deben tener una densidad óptica adecuada ya que si están subexpuestas o sobreexpuestas, las estructuras de la mama no se observan con el contraste necesario, puede perderse información o quedar ocultas pequeñas masas tumorales.

El Control Automático de Exposición (CAE) es un dispositivo diseñado para proporcionar imágenes clínicas, con la Densidad Óptica (DO) deseada, independientemente de las características de la mama y de la técnica utilizada (kV, foco, etc). Consiste en un detector de radiación colocado en la parte inferior del *bucky*, de tal forma que queda situado debajo del chasis. El detector tiene habitualmente forma de D, con un área de 10 cm y puede desplazarse desde la posición más próxima a la pared del tórax, hasta posiciones próximas al pezón para poder colocarlo bajo la región glandular de la mama. El detector actúa cortando el haz de radiación (tiempo de exposición), cuando la exposición detectada ha alcanzado el valor necesario para producir una imagen con la DO requerida. Para ello, el servicio técnico ajusta el sistema en función del valor de la DO del conjunto cartulina-película y del procesado de la imagen. Los equipos modernos permiten seleccionar distintos ajustes para varias películas o para aumentar o disminuir la DO de la imagen [9].

Figura 2.3 *Sistema de mamografía con ocho detectores para control de exposición.*

2.2. DOSIMETRIA EN MAMOGRAFIA

Las mediciones de dosis en mamografía pueden realizarse sobre pacientes en los exámenes de mamografía usando los parámetros de exposición y salida del tubo o

se puede realizar mediciones sobre simuladores de mama usando dosímetros termoluminiscentes o cámaras de ionización [10,12, 13,14].

La magnitud medible es el kerma en la superficie de entrada de la mama (ESAK) sin retrodispersión. No obstante, la magnitud más representativa para estimar el riesgo radiológico es la Dosis Glandular Media (DGM) [5, 6, 10,15, 16]. El valor de esta magnitud se obtiene multiplicando el ESAK por un factor denominado el factor de conversión, g, que depende de la calidad del haz de rayos X utilizado, del espesor y la composición de la mama (proporción de tejido adiposo y fibroglandular). Ambas magnitudes se miden en mGy y para caracterizar el haz de rayos-x, es necesario determinar el valor de la capa hemirreductora (HVL).

Los valores de dosis en tejido glandular reportados, consideran la combinación ánodo-filtro, el tamaño de la mama comprimida y la misma composición promedio de la mama (50% de tejido graso y 50% de tejido fibroglandular). Cabe anotar que este modelo es el propuesto por el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía [5,6], sin olvidar que han sido propuestos otros modelos en los cuales se consideran factores que dependen de la composición de la mama, la edad del paciente entre otros [12,13].

Para la estimación de dosis glandular media, DGM, se determina el Kerma en Aire en la Superficie de Entrada de la mama sin retrodispersión(ESAK) mediante la siguiente relación:

$$\mathrm{ESAK\,(mGy)} = \frac{R(mGy * m^2 / mAs) * C(mAs)}{DFP_A^2(m^2)} \qquad \textbf{(2.1)}$$

En donde R es el rendimiento a 1 metro, correspondiente a la combinación ánodo-filtro utilizado y kilovoltaje aplicado, C la carga aplicada y DFP es la distancia desde el foco a la entrada de la mama. La Dosis Glandular Media se obtiene:

$$\mathrm{DGM\,(mGy)} = ESAK * g \qquad \textbf{(2.2)}$$

En donde g es el factor de conversión de Kerma en aire sin retrodispersión en DGM.

Factores de conversión g propuestos por Dance [16, 17]

Dance realizo una extensión de la ecuación anterior a:

$$\mathrm{DGM\,(mGy)} = ESAK * g * c * s \qquad \textbf{(2.3)}$$

Donde g es el factor de conversión ya mencionado, el factor s es la corrección que se introduce dependiendo de la combinación ánodo/filtro, que para el caso Mo-Mo este toma el valor de 1 y el factor c es un factor introducido por Dance, el cual depende de la capa hemirreductora, del espesor de la mama comprimida y el porcentaje de glandularidad. El Protocolo Europeo así como el IAEA-TECDOC-1517, consideran el factor c es igual a 1, asumiendo siempre un porcentaje de glandularidad de 50%.

Tabla 1. *Factores de conversión g (mGy / mGy) para espesores de mama de 2.11 cm y el HVL con rango de 0.30-0.60 mmAl. Los factores g para espesores de 2-8 cm de mama se han tomado de Dance (1990) [10]*

Breast thickness (cm)	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

Los factores de corrección son dados para las diferentes combinaciones ánodo/filtro, este ha sido asignado independiente de HVL y del espesor de la mama. El factor s es igual a uno para espectros con combinación ánodo/filtro de Molibdeno/Molibdeno.

Tabla 2. *Factores s para algunos espectros y los errores máximos en los que se pueden incurrir al ser usados*

Spectrum	*s*-factor	Maximum error (%)
Mo/Mo	1.000	3.1
Mo/Rh	1.017	2.2
Rh/Rh	1.061	3.6
Rh/Al	1.044	2.4
W/Rh	1.042	2.1

Para determinar el factor c es necesario hallar el porcentaje de glandularidad a partir de la siguiente ecuación:

$$\%glandularidad = at^3 + bt^2 + ct + d \qquad \textbf{(2.4)}$$

Donde t es el espesor de la mama comprimida y los valores a, b, c y d son coeficientes ajustados, dados en la Tabla No.1. Con el porcentaje de glandularidad obtenido para cada espesor de mama, se halló el factor c a partir de los datos proporcionados por Dance.

Tabla 3. *Coeficientes para el ajuste polinomial como función del espesor de la mama*

Coeficiente	**Edad 40 - 49 años**	**Edad 50 - 64 años**
a	0,00005209	-0,0001118
b	0,00125494	0,03932
c	-1,988	-4,544
d	138,8	176

Factores de conversión g propuestos por Klein [18]

El factor de conversión g reportado por Klein depende del porcentaje glandularidad de la mama, Klein reporta valores de *g* para 0%, 50% y 100% glandularidad. Para obtener el valor de *g* según la glandularidad de la mama, es necesario calcular la fracción de glandularidad, FGL y la FAD que es la fracción de tejido adiposo

$$FGL + FAD = 1 \qquad \textbf{(2.5)}$$

Tabla 4. *Factor g (mGy mGy-1) para la conversión del kerma en aire en la entrada de la superficie de la piel a dosis glandular media, para varias composiciones y espesores de mama, para una combinación ánodo/filtro Mo/Mo, propuestos por Klein [11]*

Factor de conversión g				
	HVL			
Espesor	0,35	0,39	0,4	0,42
Para 0% glandularidad. FGL = 0				
20	0,458			
30	0,34	0,371		
40	0,264	0,292		
50	0,213	0,236	0,248	
60		0,197	0,207	0,215
70		0,168	0,177	0,184
80			0,153	0,16
Para 50% glandularidad				
20	0,407			
30	0,284	0,313		
40	0,213	0,237		
50	0,168	0,187	0,198	
60		0,154	0,163	0,17
70		0,13	0,137	0,143
80			0,118	0,124
Para 100% glandularidad FGL = 1				
20	0,365			
30	0,241	0,267		
40	0,176	0,197		
50	0,136	0,153	0,162	
60		0,124	0,132	0,138
70		0,104	0,111	0,116
80			0,095	0,1

Estimación de dosis usando los parámetros de exposición y salida del tubo

El Kerma en aire en la superficie de entrada de la mama, ESAK, puede ser estimado a partir del conocimiento del rendimiento del equipo de rayos X, la distancia del foco a la superficie de entrada y los parámetros de exposición.

Para cada paciente se debe registrar la combinación ánodo/filtro (donde este cambie), el kV y mAs. El espesor de mama comprimida debe ser medido para determinar la posición de la superficie de entrada de la mama relativa a al foco del tubo de rayos X. El rendimiento del equipo, R, debe ser medido utilizando una cámara de ionización y electrómetro calibrados [17].

Además es necesario conocer el valor de HVL para determinar el factor de conversión g para la estimación de la dosis, este valor se conoce mediante pruebas de control de calidad realizadas sobre los equipos de mamografía.

Luego, debido a que los valores de HVL y espesor de mama comprimida para los diferentes estudios no se encuentran explícitamente en los reportes de los factores g, se procede de la siguiente manera:

- Se realiza un ajuste de factor g vs. HVL para cada espesor
- Mediante la ecuación obtenida de factor g vs. HVL se calcula el factor g para los valores de HVL necesarios (según el kV aplicado en el examen mamográfico).
- Para cada valor de HVL necesario se realiza un ajuste de factor g vs. Espesor de la mama comprimida y se obtiene una ecuación diferente para cada valor de HVL

Mediante este último ajuste es posible calcular el valor del factor g para cualquier valor de espesor de mama comprimida, dependiendo del valor de HVL.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Determinación de la Dosis Glandular Media en exámenes de Mamografía

3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Obtención de datos de pacientes para cálculo de DGM en centros de mamografía de la ciudad de Medellín, teniendo en cuenta parámetros tales como la edad del paciente, la técnica utilizada, el Rendimiento del equipo, las medidas de Kerma realizadas.

- Determinación de los factores de conversión g mediante la simulación por el método de Monte Carlo, para usarlos en el cálculo de la DGM de la población estudiada.

- Comparación del factor de conversión g obtenidos con los reportados en la literatura.

4. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD EN LOS EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA

Mediante el programa Control de Calidad en Mamografía (Proyecto ARCAL XLIX), es posible evaluar las condiciones físicas del los equipos de mamografía, y por tanto las condiciones de irradiación, lo cual es necesario para estimar los valores de dosis sobre las pacientes usuarios de los servicios.

4.1 MATERIALES UTILIZADOS PARA EL CONTROL DE CALIDAD

- Kilovoltímetro PTW DIAVOLT
- Cámara de Ionización y Electrómetro PTW Unidos E
- Dosímetro GAMMA SCOUT
- Simulador de Mama
- Filtros de 0,205mmAl, 0,513mmAl.

4.2 DESCRPCION DE LAS PRUEBAS REALIZADAS EN CONTROL DE CALIDAD EN LOS EQUIPOS DE MAMOGRAFIA [6]

4.2.1 Levantamiento Radiométrico**.**

El objetivo es evaluar los niveles de exposición ocupacional y del público debido al uso del equipo de mamografía. Se elabora el esquema de la sala de mamografía, representando en el croquis el tubo de rayos X, mesa del paciente, consola de comando, puertas y ventanas. Luego se coloca el simulador en la posición usual de la mama y se realizan medidas de dosis (µSv/h) en los lugares ubicados alrededor de la sala. Este valor de dosis es convertido a µSv/año teniendo en cuenta la cantidad de disparos/año, el tiempo de duración de éstos y el factor de ocupación correspondiente a cada lugar, para compararlo con los límites de dosis establecidos.

***Tabla 5**. Factores de ocupación (T).*

OCUPACIÓN	**LOCAL**	T
Integral	Consultorio, recepción	1
Parcial	Espera, vestidor, circulación interna	¼
Eventual	Circulación externa, baños, escaleras	1/16
Raro	Jardines cercados, casa de máquinas	1/32

4.2.2 Radiación de Fuga**.**

Consiste en evaluar la radiación de fuga en el tubo de Rayo X. Con el colimador completamente cerrado se cubre el cabezal del tubo con chasis cargados, identificando la posición de cada uno. Se selecciona el máximo KVp y mAs disponible y se realiza una exposición. Se procesan las películas y se observan los puntos con mayor ennegrecimiento que manifiesten presencia de fugas de radiación, en caso de que ocurran, se mide la exposición a 40 mm del foco (distancia aproximada a la cual se encuentran el cuello y los ojos del paciente durante la mamografía) en la dirección de cada punto en que se haya detectado ennegrecimiento.

4.2.3 Sistema de Colimación**.**

El objetivo es evaluar la coincidencia entre el haz luminoso y el campo de radiación.
Se coloca un chasis en el *bucky* del equipo y con las luces de colimación encendidas se colocan elementos radiopacos (alambre de cobre) de tal manera que estos coincidan con el campo luminoso, se efectúa la exposición de modo manual. Procesada la película se mide la distancia que sobresale el campo de radiación del campo luminoso (el cual es demarcado con el alambre)

Las tolerancias establecidas son:

- La suma de las distancias entre bordes de todos los lados deberá ser menor o igual al 4% de la distancia foco-pelicula de prueba.
  La desviación del campo de radiación con el borde de la película debe ser <±3 mm en el lado correspondiente a la pared toráxico y <± 5 mm en los lados restantes.

4.2.4 Exactitud y Repetibilidad del Valor Nominal de la Tensión del Tubo.

Mediante esta prueba se comprueba la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X. Se definen tres valores de kV y dos valores de mA (un valor en foco fino y otro en foco grueso), se posiciona el instrumento de medida (Kilovoltímetro) sobre el soporte de la mama y se coloca el tubo a una distancia foco-instrumento de 45cm. Se realizan las exposiciones para los kV y mA seleccionados y se anotan los valores de kV medidos.

La exactitud se evalúa determinando para cada valor de kV seleccionado la desviación máxima obtenida entre los valores nominales y los valores medidos para los 2 valores de mA con la siguiente relación

$$DesvioMáximo(\%) = 100\frac{kV_{ind} - kV_{med}}{kV_{ind}} \quad \textbf{(4.1)}$$

Donde kV_{ind} es el valor nominal; kV_{med} es el valor medido más discrepante.

El porcentaje de desvío en la repetibilidad se calcula con la siguiente relación:

$$DesvioMáximo(\%) = 100\frac{kV_1 - kV_2}{(kV_1 + kV_2)/2} \quad \textbf{(4.2)}$$

Donde kV_1 y kV_2 son los dos valores más discrepantes entre los medidos

Los límites de tolerancia son: Repetibilidad: ≤ ± 2% y Exactitud: ≤ ± 5%

4.2.5 Filtración total del Haz.

La prueba se realiza con el propósito de evaluar la filtración total del haz mediante el cálculo de la capa hemirreductora. La capa hemirreductora se evalúa para tres valores de kV diferentes (26, 28, 30kV), 10mAs y una combinación Mo/Mo. Se posiciona la cámara de ionización a 50cm del tubo de rayos X teniendo en cuenta que esta quede inmersa completamente dentro del campo de radiación. Se realiza la exposición y se registra la lectura (repetir una vez). Posteriormente se ubica el primer filtro (0,205 mmAl) lo más cerca posible de la salida del haz de radiación y se realiza la exposición con los mismos parámetros (2 veces), se repite el procedimiento para las combinaciones de filtros disponibles (0,205, 0,513 mmAl).

La capa hemirreductora se calcula según la siguiente expresión:

$$CHR = \frac{F_b \ln(2L_a / L_0) - F_a \ln(2L_b / L_0)}{\ln(L_a / L_0)} \quad \textbf{(4.3)}$$

Donde Fa y Fb son los espesores de filtros utilizados, La y Lb son las lecturas respectivamente medidas, y Lo es la lectura sin filtro de prueba.

4.2.6 Rendimiento, Repetibilidad y Linealidad de la Exposición

Mediante esta prueba se evalúa la constancia del Kerma en aire para un mAs dado, la linealidad y el valor de rendimiento. Se definen los cuatro valores de mAs más utilizados en la rutina de trabajo y se coloca la cámara de ionización a 50cm del tubo de rayos X de manera que el volumen sensible de la cámara quede completamente dentro del campo de radiación. Se selecciona la combinación Mo/Mo y una tensión de 28kV, para cada uno de los mAs seleccionados, se realizan dos exposiciones y se registran los valores.

El porcentaje de repetibilidad de la exposición se calcula de la siguiente manera:

$$repetibilidad\,(\%) = 100 * \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2} \quad \textbf{(4.4)}$$

Donde L_{mayor} y L_{menor} son los valores de las lecturas más discrepantes.

Para el hallar de el porcentaje de linealidad se obtiene el promedio de las lecturas de exposición obtenidas y se calcula el rendimiento dividiendo este valor medio por el respectivo mAs. Luego se toman dos valores consecutivos de rendimiento (R1 y R2) y se calcula:

$$linealidad\,(\%) = 100 * \frac{R_1 - R_2}{R_1 + R_2} \quad \textbf{(4.5)}$$

La tolerancia es: Repetibilidad (%) ≤5 % y Linealidad (%) ≤10 %.

4.2.7 Repetibilidad de los Tiempos de Exposición**.**

La prueba consiste en evaluar la repetibilidad del tiempo de exposición.
Se definen 3 valores de kV y se selecciona dos valores de mAs para cada kilovoltaje. Se realizan tres exposiciones registrando las medidas de tiempo de cada una de estas.

La repetibilidad del tiempo de exposición se calcula como:

$$repetibilidad\,(\%) = 100 * \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2} \quad \textbf{(4.6)}$$

Donde Lmayor y Lmenor son los valores de las lecturas de los tiempos más discrepantes.

La tolerancia para el valore de repetibilidad (%) ≤10%.

4.2.8 Evaluación del Control Automático de Exposición (Cae).

Consiste en evaluar la repetibilidad del CAE para diferentes espesores a una tensión definida (27kV).
Sobre un Simulador de mama (de espesor variable), se realizan dos exposiciones para cada espesor de 2, 4, y 6 cm. Se registran los valores de exposición medidos.

El porcentaje de repetibilidad se calcula de la siguiente manera:

$$repetibilidad\,(\%) = 100 * \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2} \qquad \textbf{(4.7)}$$

Donde L_{mayor} y L_{menor} son los valores de las lecturas más discrepantes.

La tolerancia para el valore de repetibilidad (%) ≤10%.

5. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE CONTOL DE CALIDAD Y ESTIMACION DE LA DOSIS GLANDULAR MEDIA

Para la realización de este trabajo, se realizaron las pruebas de control de calidad mencionadas en el capitulo anterior de diez centros de mamografía en el área metropolitana de la ciudad de Medellín, siguiendo el protocolo europeo [5] y el protocolo RLA/9/035 - ARCAL XLIX [19]. Se registraron los datos de pacientes que estuvieron sometidos al tamizaje durante los días de la visita a cada centro. En todos los centros, los equipos trabajaban con el control automático de exposición (CAE) y con una combinación Ánodo/ Filtro Mo/Mo, con excepción de uno que utiliza Mo/Rh.

5.1 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD

5.1.1 Levantamiento Radiométrico.

Los limites de dosis establecidos para personal ocupacionalmente expuesto 20 mSv/año y Público en general 1 mSv/año. En todos los centros evaluados tanto el personal ocupacionalmente expuesto como el público en general, no sobrepasan los límites de dosis establecidos.

5.1.2 Radiación de Fuga.

Los equipos de mamografía evaluados en los establecimientos anteriormente mencionados no presentan ninguna fuga apreciable en el tubo de rayos X.

5.1.3 Sistema de Colimación.

Tabla 6. *Sistema de Colimación.*

ESTABLECIMIENTO	Desviación hacia la pared toráxico (mm)	ACEPTA
1	1	SI
2	1	SI
3	1	SI
4	1	SI
5	0	SI
6	0	SI
7	5	NO
8	7	NO
9	0	SI
10	0	SI

Dos de los equipos evaluados presentan desviaciones en el campo de radiación mayores a los límites establecidos, lo cual contribuye a una mayor cantidad de dosis sobre el paciente.

5.1.4 Exactitud y Repetibilidad del Valor Nominal de la Tensión del Tubo.

Los resultados obtenidos de exactitud y repetibilidad en general son aceptables, excepto los valores de exactitud en kilovoltajes mayores a 25kV en el centro 5.

5.1.5 Filtración Total del haz. Capa hemirreductora

Los valores limites de Capa Hemirreductora para una combinación ánodo-filtro de Mo/Mo son los siguientes

Tabla 7*. Valores Nominales de HVL.*

kV	HVL mínimo (mmAl)	HVL máximo (mmAl)
26	0,26	0,36
28	0,28	0,38
30	0,30	0,40

A continuación se presentan los valores obtenidos de HVL para cada uno de los equipos evaluados.

***Tabla 8**. Valores medidos de HVL.*

ESTABLECIMIENTO	kV	HVL(mmAl)	ACEPTA
1	26	0.33	Si
	28	0.35	Si
	30	0.37	Si
2	26	0.33	Si
	28	0.35	Si
	30	0.37	Si
3	26	0.33	Si
	28	0.36	Si
	30	0.37	Si
4	26	0.34	Si
	28	0.36	Si
	30	0.38	Si
5	26	0.34	Si
	28	0.36	Si
	30	0.38	Si
6	28	0.35	Si
7	26	0.33	Si
	28	0.34	Si
	30	0.36	Si
8	26	0.34	Si
	28	0.35	Si
	30	0.37	Si
9	26	0.35	Si
	28	0.37	Si
	30	0.38	Si
10	26	0.36	Si
	28	0.38	Si
	30	0.39	Si

Los valores de capa hemirreductora de los diferentes equipos se encuentran en el rango establecido.

5.1.6 Rendimiento, Repetibilidad y linealidad de la exposición

Tabla 9. *Valores del Rendimiento de los equipos a 28 kV.*

ESTABLECIMIENTO	RENDIMIENTO (mGy*m^2/mAs)
1	0.165
2	0.194
3	0.172
4	0.182
5	0.0519
6	0.185
7	0.168
8	0.085
9	0.169
10	0.179

Los valores obtenidos de repetibilidad y linealidad de la exposición a un kilovoltaje definido (28kV), se encuentran por debajo de los límites establecidos.

5.1.7 Repetibilidad de los Tiempos de Exposición

Los valores de repetibilidad de los tiempos de exposición no sobrepasan el 10% establecido como limite en ninguno de los equipos evaluados.

5.1.8 Evaluación del Control Automático de Exposición (CAE)

Los valores de repetibilidad de la exposición con el control automático son aceptables ya que no sobrepasan el valor máximo establecido.

5.2 EVALUACION DE LA DGM EN PACIENTES DE MAMOGRAFIA

Las características técnicas de los equipos de mamografía utilizados en cada uno de los diez centros se muestran en la tabla 10.

Tabla 10. *Especificaciones de los equipos incluidos en este estudio.*

Centro	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Marca	GE Medical System	GE Medical System	Siemens	Toshiba	Siemens	Siemens	Instru-mentariu	GE Medical System	GE Medical System	GE Medical System
Ánodo/ Filtro	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Rh	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
Distancia Foco-Película	64	64	64	64	64	65	64	64	64	64
Rendimiento (mGy/mAs)	43,0	41,6	43,1	56,2	46,1	48,6	41,2	36,4	33,7	39,1
HVL (mmAl)	0,37	0,36	0,37	0,36	0,35	0,33	0,35	0,34	0,35	0,37

El estudio de la calidad de la imagen, se evaluó siguiendo la metodología propuesta del TECDOC 1517[6], este se realizó tomando la radiografía del simulador de mama (figura 5.1) de la ACR en cada centro y en todos ellos se verificó la aceptabilidad de la calidad de la imagen como se muestra en la figura 5.2.

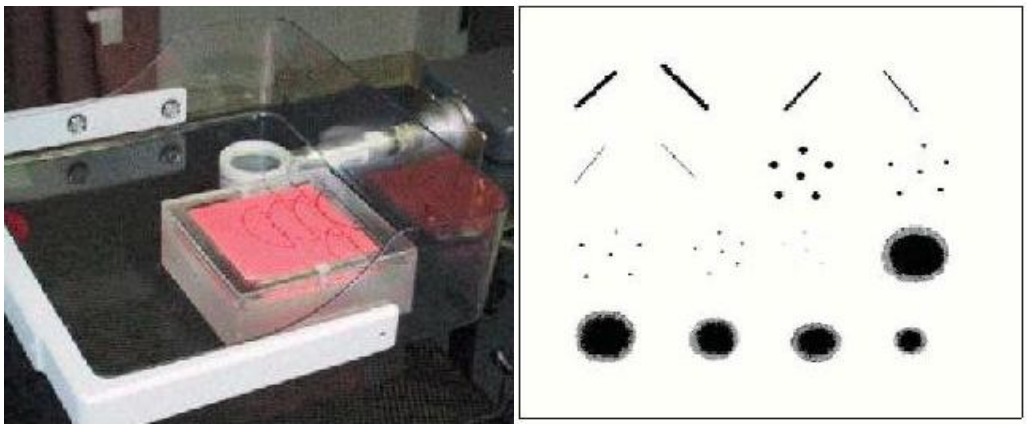


Figura 5.1. *Simulador de mama ACR para evaluación de la calidad de la imagen en mamografía. Se muestran las 6 fibras, los 5 grupos de microcalcificaciones y las 5 masas [4]*

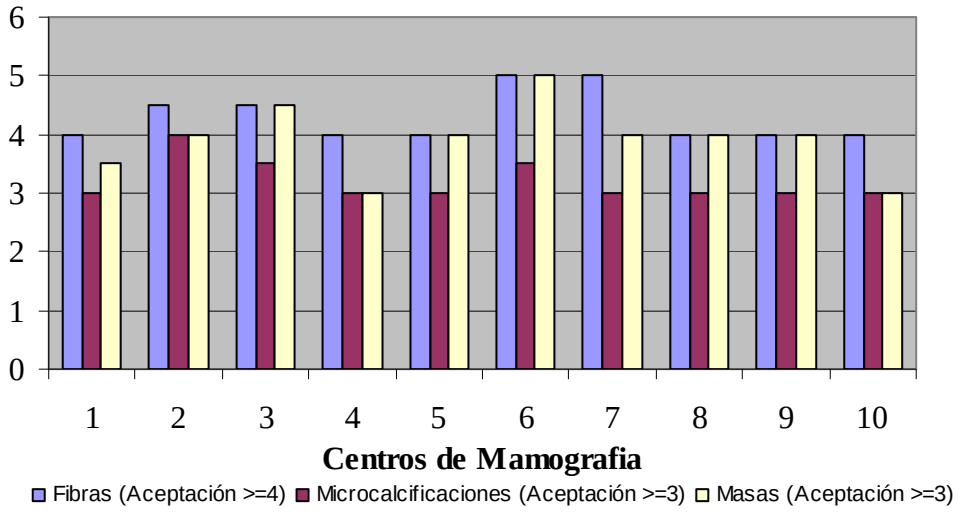


Figura 5.2. *Evaluación de la calidad de la imagen*

Se registraron datos de 463 pacientes de los diez servicios de mamografía. Para cada estudio se consideró la técnica utilizada (kV y mAs), el espesor de la mama comprimida y el tipo de proyección realizada, CráneoCaudal y MedioLateralOblicua. Se obtuvo así 1836 radiografías, los cuales corresponden a los cuatro procedimientos realizados a la mayoría de las mujeres y solo a un pequeño porcentaje de ellas se les tomó la radiografía de una proyección en cada mama o se examinó una sola de las mamas. Las características principales de los datos registrados de las pacientes en cada centro se presentan en la tabla 11, tales como el número de pacientes, el valor mínimo, máximo, promedio y desviación estándar de la potencia y carga del equipo y los espesores de mama comprimida.

Tabla 11. *Parámetros registrados en cada centro*

Centro	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
No de Pacientes	13	51	40	41	42	53	147	20	21	35
Potencia (kV)	24 – 34 32.1 ± 2,5	26 - 30 28,7 ± 0,9	28 - 30 28,6 ± 0,5	25 - 31 27,9 ± 1,6	25 - 28 26.2 ± 0,6	26 – 28 28,0 ±0,8	23 - 28 23 ± 0,9	26 - 29 27 ± 0,9	25 - 28 25,5 ± 0,9	25 - 28 26,8 ± 0,9
Carga (mAs)	30.8 – 128 68 ± 17	21 - 187 73 ± 29	14.7 - 163 62 ± 28	16.2 - 99.3 40 ± 16	58 - 389 164 ± 81	46 – 195 106 ± 33	23 - 395 147,8 ± 58	23 - 193 101 ± 42	38 - 257 102 ± 45	38 - 164 91 ± 26
Espesor (mm)	20 – 70 45 ± 12	20 – 80 50 ± 12	16 – 73 44 ± 9	16 – 78 50 ± 12	19 – 71 43 ± 10	32 – 72 50 ± 8	20 – 80 58 ± 12	10- 60 29 ± 12	16 – 58 39 ± 8	22 – 74 47 ± 10

En los seis primeros centros a un grupo de 170 pacientes de todas las mujeres estudiadas, se obtuvo la edad como se muestra en la tabla 12.

Tabla 12. *Datos de 170 pacientes con especificación de edad.*

Centros	1	2	3	4	5	6
No de Pacientes	13	25	30	41	42	19
Potencia (kV)	24 – 34 31,4 ± 2,5	26-30 28,5 ± 0,9	28 - 30 28,6 ± 0,5	25 - 31 27,7 ± 1,6	25 - 28 25,4 ± 0,6	25-32 27.9 ± 0.9
Carga (mAs)	30.8 - 128 67 ± 17	21 - 187 70 ± 29	14.7 - 163 60 ± 28	16.2 - 99.3 40 ± 16	58 - 389 164 ± 81	46 - 195 106 ± 34
Edad (años)	36–75 52 ± 10	44- 70 53 ± 8	38–78 56 ± 11	41 – 77 55 ± 9	40 – 78 56 ± 8	43 – 67 54 ± 7
Espesor (mm)	20 – 70 45± 12	25 – 80 50 ± 12	16 – 65 44±9	16 – 78 50 ±12	19 – 71 43±10	32 – 72 50 ±8

Para la estimación de la dosis glandular media, DGM, se determinó el valor del Kerma en Aire en la Superficie de Entrada de la mama (ESAK). Luego se estimo la Dosis Glandular Media (DGM) utilizando la ecuación 2.2.

El cálculo de la DGM se realizó por dos procedimientos diferentes: el primero aplicando los factores g reportados por Dance [17] y por Klein [18], para un porcentaje de glandularidad de 50% , este procedimiento se realizó para las 1836 radiografías, en el cual, el factor g depende del espesor de la mama comprimida, el HVL y la combinación ánodo/filtro.

El segundo procedimiento se aplicó únicamente a la población de 170 mujeres de las 463, a las cuales se registró la edad del paciente y que corresponden a 678 radiografías. Este procedimiento para el cálculo de la DGM se realizó por dos métodos. El primer método, fue el cálculo utilizando los valores de *g* publicados por Dance, introduciendo el valor del factor de corrección *c* calculado por interpolación de los valores reportados, según el grupo de edad.

En donde c depende de la glandularidad de la mama para dos grupos de edades entre 40 – 49 años y 50 – 64 años.

El segundo método utilizado para el cálculo de la DGM de las 170 mujeres, fue considerando la metodología propuesta por Klein [18] en donde el factor g depende de la glandularidad. Klein reporta valores de *g* para 0%, 50% y 100% glandularidad. Para obtener el valor de *g* según la glandularidad de la mama, es necesario calcular la fracción de glandularidad, FGL, la cual se obtiene a partir de la relación entre FGL con la carga del equipo a un espesor de mama constante. Esta relación en la cual la carga del tubo es mayor en mamas ricas en glandularidad que en mamas altamente adiposas, es una relación reportada por varios autores [20, 21]. De igual manera la exposición aumenta con el espesor de mama comprimida.

En este trabajo se utilizó el ajuste reportado por Klein de la carga con el espesor de la mama comprimida. Así, para los valores de carga obtenidos y el valor del espesor de la mama comprimida medido, se establece el rango de glandularidad (< 50% o $\geq$ 50%) [18]. Para determinar la fracción de glandularidad, FGL, para cada espesor de mama comprimida obtenido, se ajustó este parámetro de acuerdo al valor de carga medido. Luego por medio de la siguiente expresión se calcula el valor del factor de conversión g:

$$g = \left(FGL/g_{GL} + FAD/g_{AD}\right)^{-1}$$

Donde g_{GL} y g_{AD} son los factores de conversión para FGL = 1 (Porcentaje de glandularidad 100%,) y para FGL = 0 (Fracción de Tejido Adiposo, FAD =1,

Porcentaje de glandularidad 0%) respectivamente [13]. Luego se calcula el valor de la dosis con la expresión (2)

5.2.1 Resultados de la evaluación de la DGM

5.2.1.1 DGM para una mama de 50% de glandularidad

La dosis glandular media promedio para las 463 pacientes de los diez centros mamográficos evaluados, considerando las 1836 radiografías realizadas, fue de 1.83 ± 0.98 mGy utilizando los factores de conversión de Dance y de 1.65 ± 0.89 mGy utilizando los factores de conversión de Klein para una mama de 50% de glandularidad. Los valores promedio de DGM en cada centro se muestran en la figura 5.3, en donde se comparan las dosis obtenidas utilizando los factores de conversión propuesto por ambos autores [17,18].

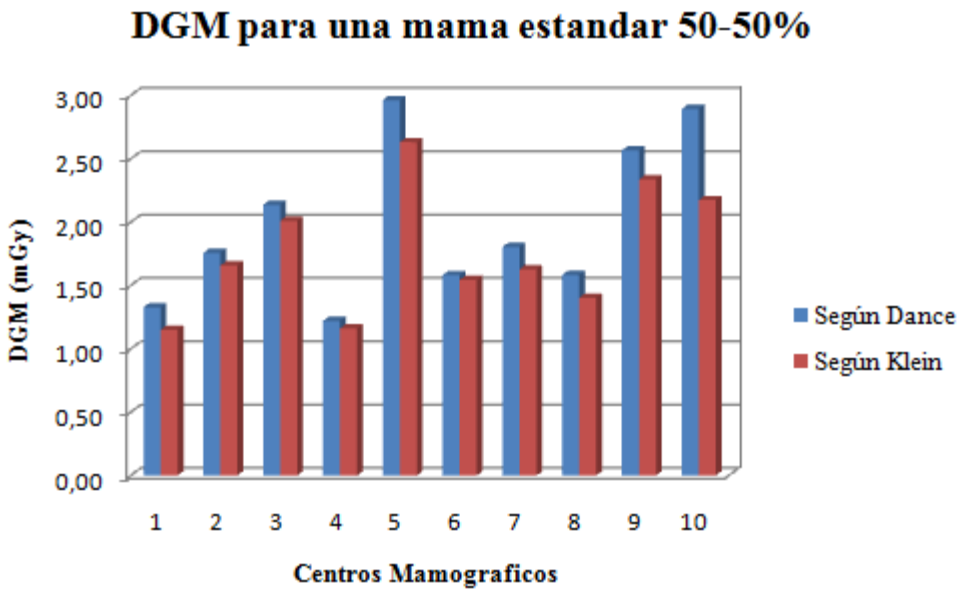


Figura 5.3. *Valores promedio de las dosis en los diez centros mamográficos estudiados.*

Las DGM promedio de toda la población estudiada fueron para las proyecciones Cráneo Caudal (CC) de 1.72 ± 1.05 mGy y 1,56 ± 0.81 mGy y de las Proyecciones MedioLaterlOblicua (MLO) de 1.94 ± 0.90 mGy y 1.74 ± 0.95, según el calculo realizado utilizando los factores de conversión de Dance y Klein respectivamente,

considerando una mama de 50% de glandularidad. En la figura 5.4 se muestra la DGM promedio para la proyección CC y para la MLO en cada centro. Se verifica que la DGM promedio es menor en la proyección CC que en la MLO en todos los centros utilizando ambos métodos de cálculo, esto puede deberse a que en la proyección MLO toma parte del músculo pectoral causando mayor atenuación y por tanto, mayor exposición. Este resultado fue obtenido también en los estudios realizados por Tsapaki et al [22] y por Supawitoo Sookpeng et al [23].

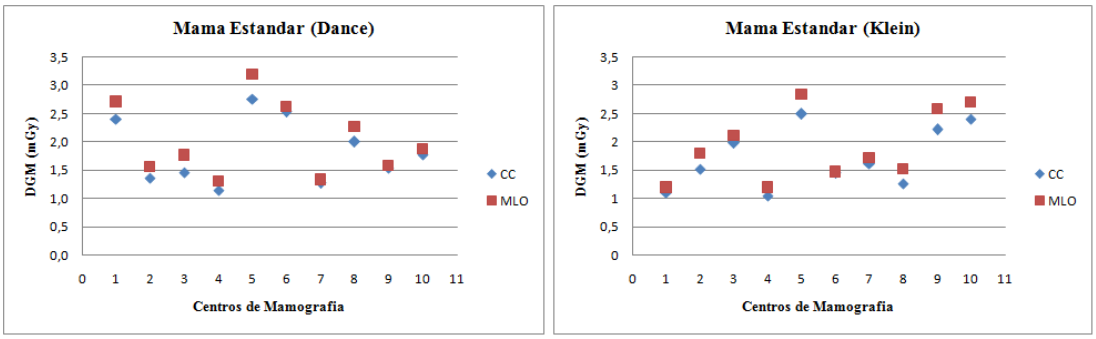
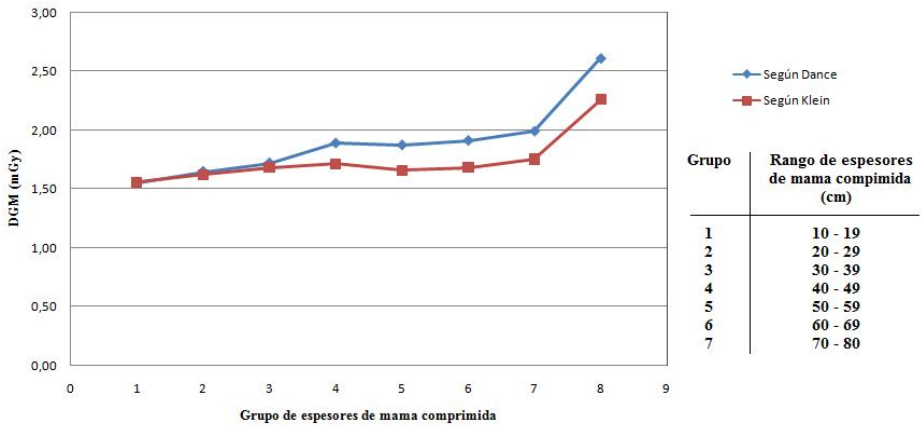


Figura 5.4. *DGM en las proyecciones CC y MLO en cada uno de los centros evaluados.*

Se seleccionaron los espesores de mama comprimida en los siguientes rangos 10-19 mm, 20 – 29 mm, 30 – 39 mm, 40 – 49 mm, 50 – 59 mm, 60 – 69 mm, 70 – 79 mm y de 80 – 89 mm, identificados como grupos de espesores 1, 2, 3, 4, 5, 6 , 7 y 8 respectivamente; para cada grupo se promedia las DGM obtenidas en cada rango de espesores de mama para evaluar el comportamiento de la dosis en función del espesor de la mama comprimida. Este cálculo se realizó considerando 50% de glandularidad y considerando los factores de conversión de Dance y Klein. La figura 5.5 muestra la comparación de estos resultados, en donde los puntos corresponden a los valores obtenidos y las curvas muestra la tendencia de la DGM la cual aumenta a medida que el espesor de la mama comprimida es mayor. Esta tendencia del aumento de la DGM con el espesor de la mama comprimida también fue reportado por Dance [17].



Grupo	Rango de espesores de mama compimida (cm)
1	10 - 19
2	20 - 29
3	30 - 39
4	40 - 49
5	50 - 59
6	60 - 69
7	70 - 80

Figura 5.5. *DGM según el espesor de la mama comprimida.*

5.2.1.2 DGM considerando el porcentaje de glandularidad

La Dosis Glandular Media promedio para la muestra de 170 pacientes de las cuales se conoció la edad fue de 2.02 ± 1.08 mGy y 1.81 ± 0.97 mGy, asumiendo una mama con porcentaje de glandularidad 50% utilizando los factores de conversión de Dance y Klein, respectivamente.

Luego se calculó la DGM promedio teniendo en cuenta los factores de conversión de Dance además del factor de corrección, *c*, debido la glandularidad para dos grupos de edades entre 40 – 49 años y 50 – 64 años, resultando una DGM de 2,00 0,52 mGy y 2,14 ± 0,70 mGy para cada uno de los grupos de edades respectivamente. En este cálculo se agrupan los datos de las pacientes en los dos grupos de edad propuesto por Dance donde para el primer grupo fueron incluidas dos pacientes con edades menores de 40, y en el segundo grupo se tuvieron en cuenta a 23 pacientes con edad mayor de 64 años, para cada paciente se calcula el factor de corrección, *c*, a partir del ajuste de los datos para cada espesores de mama comprimida y por cada capa hemirreductora. Luego se calcula la DGM.

En la tabla 13 se muestra la DGM obtenida por los dos métodos (Dance y Klein) asumiendo 50% de glandularidad y considerando el porcentaje de glandularidad, para cada centro y para el primer grupo de edad. Se observa de las tablas anteriores que con excepción del primer centro la dosis es mayor para el grupo de edad menor.

Tabla 13. *Valores de Dosis Glandular Media para el grupo de edades entre 36 y 49 años*

Centros	N Pacientes	N radiografías	Edades (años)	DGM mama 50% glandularidad Dance (mGy)	DGM mama 50% glandularidad Klein (mGy)	DGM según glandularidadDance (mGy)	DGM según glandularidad Klein (mGy)
1	13	54	36 - 48	1.8 ± 0.9	1.7 ± 0.9	1.7 ± 0.9	1.4 ± 1,0
2	25	100	44 -49	1.8 ± 0.9	1.6 ± 0.8	1.9 ± 0.9	1,7 ± 0,7
3	30	120	38 - 46	1.8 ± 0.7	1.5 ± 0.6	1.8 ± 0.8	1,7 ± 0,6
4	41	164	41 – 49	1.4 ± 0.6	1.3 ± 0.6	1.4 ± 0.6	1.5 ± 0.5
5	42	164	40 – 47	4 ± 1	3.6 ± 0.9	4.2 ± 1	3.4 ± 0.7
6	19	76	43 – 47	2.7 ± 0.9	2.4 ± 0.8	2.9 ± 0.9	2,6 ± 0,8

Tabla 14. *Valores de Dosis Glandular Media para el grupo de edades entre 50 y 78 años*

Centros	N Pacientes	N radiografias	Edades (años)	DGM mama 50% glandularidad Dance (mGy)	DGM mama 50% glandularidad Klein (mGy)	DGM según glandularidad Dance (mGy)	DGM según glandularidad Klein (mGy)
1	13	54	50 - 75	2.9 ± 0.9	2.7 ± 0.9	3 ± 0.9	2,9 ± 1,0
2	25	100	51 - 70	1.3 ± 0.4	1.1 ± 0.3	1.4 ± 0.4	1,3 ± 0,4
3	30	120	50 - 78	1.6 ± 0.5	1.3 ± 0.4	1.6 ± 0.5	1,5 ± 0,4
4	41	164	50 - 77	1.2 ± 0.5	1.1 ± 0.5	1.2 ± 0.6	1.3 ± 0.6
5	42	164	50 - 78	2.8 ± 1.1	2.6 ± 0.9	2.8 ± 1.1	2,6 ± 1,2
6	19	76	47 - 67	2.5 ± 0.7	2.2 ± 0.6	2.6 ± 0.7	2,4 ± 0,5

La figura 5.6 muestra comparativamente la DGM promedio en cada uno de los seis centro mamográficos para el grupo de 170 pacientes considerando el 50% de glandularidad y considerando la corrección por glandularidad según los dos métodos.

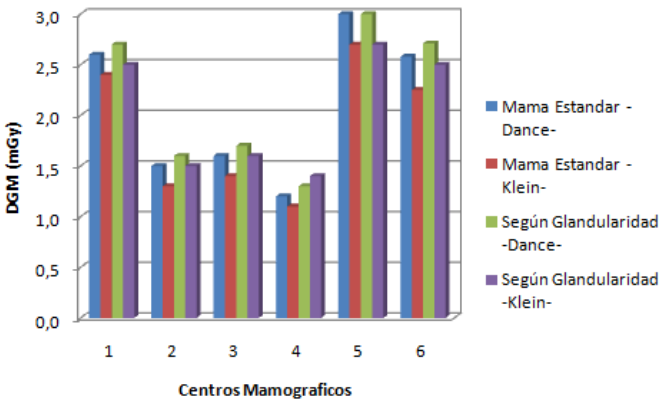


Figura 5.6. *Valores promedio de DGM para las 170 pacientes*

Para los seis centros la DGM promedio en la proyección CC asociada a una mama de 50% de glandularidad fue de 1.87 ± 1.01 mGy y 1.69 ± 0.90 mGy y para la proyección MLO fue de 2.15 ± 1.13 mGy y 1.92 ± 1.02 mGy utilizando los factores de conversión de Dance y Klein, respectivamente. La DGM para los seis centros resultaron de 1.90 ± 1.03 mGy y 1.77 ± 0.81 mGy para la proyección CC y de 2.27 ± 1.21 mGy y 1.12 ± 1.10 mGy para la proyección MLO según la metodología de Dance y Klein respectivamente. En la figura 8 se muestra la variación de la DGM según el grupo de espesores de mama comprimida para la muestra de las 170 pacientes utilizando los factores de conversión de Dance y Klein, para una mama de glandularidad 50% y también teniendo en consideración el porcentaje de glandularidad de la misma.

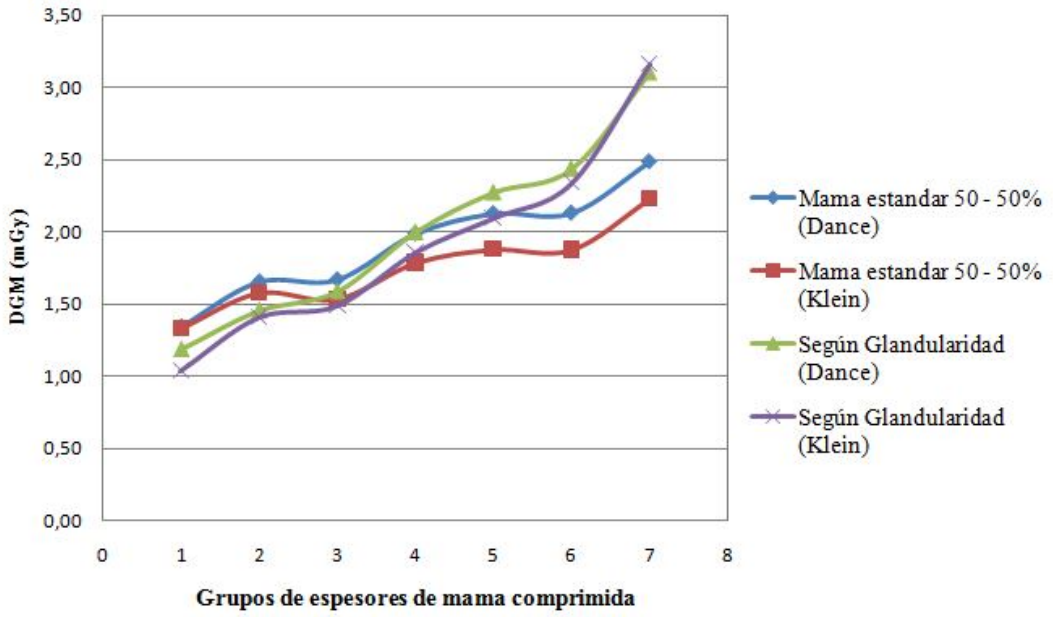


Figura 5.7. *DGM para cada modelo de estimación según el espesor de la mama comprimida*

Los valores de dosis teniendo en cuenta la glandularidad de la mama es mayor que las dosis en una mama de glandularidad 50%, para espesores que se encuentren

por encima del rango entre 40 – 49 mm, resultado similar al mostrado por el Dance [17].

La dosis glandular media promedio para las 463 pacientes en sus 1836 radiografías fue de 1.83 ± 0.98 mGy y 1.65 ± 0.89 mGy utilizando los factores de conversión de Dance y Klein, teniendo en cuanta una mama de porcentaje glandular de 50%. El promedio de DGM obtenida en este estudio es similar a los promedios encontrados en la literatura reciente: 1.4± 0,6 mGy [25], 1.23 mGy [27], 2.6 mGy [28], 1.50 ± 0,58 mGy [29]. Además los promedios de las DGM estimadas en cada uno de los centros se encuentran por debajo de los niveles orientativos establecidas en los protocolos internacionales [5,6].

En este estudio las DGM para las proyecciones CC fueron de 1.72 ± 1.05 mGy y 1,56 ± 0.81 mGy y las proyecciones MLO fueron de 1.94 ± 0.90 mGy y 1.74 ± 0.95, según Dance y Klein, respectivamente. En algunos estudios donde se han reportado los valores de dosis de las proyecciones por separado se presentan valores de dosis para las proyecciones CC y MLO, respectivamente de 1.2 ± 0,5 mGy y 1.50 ± 0,7 mGy [25], 1.54 mGy y 1.82 mGy [28], 1.77 mSv y 1.88 mSv [29], 1.96 mGy y 2.23 mGy [30]. Estos valores presentan la tendencia de que los promedios de DGM son más altos en la proyección MLO que en la CC. En este trabajo se obtuvo la misma tendencia considerando tanto el factor de conversión de Dance como los obtenidos por Klein.

Las DGM promedio obtenidas en este trabajo para toda la población en estudio y por centro, considerando un porcentaje de glandularidad del 50% fue siempre mayor utilizando los factores de conversión de Dance que los de Klein. Esto no se puede afirmar en el cálculo de DGM promedio por centro por proyección.

La DGM promedio para un grupo de 170 pacientes fue de 2.02 ± 1.08 mGy y 1.81 ± 0.97 mGy, asumiendo una mama con porcentaje de glandularidad 50% utilizando los factores de conversión de Dance y Klein respectivamente. En este grupo se conserva la tendencia de que los valores de dosis para cada centro son mayores utilizando los factores de conversión de Dance que los de Klein. Ahora bien, teniendo

en cuenta los diferentes porcentajes glandularidad de la mama los valores de DGM promedio aumentan para ambos métodos de cálculo. La DGM promedio teniendo en consideración los factores de corrección por glandularidad de Dance fue de 2,08 ± 1,14 mGy y la DGM promedio utilizando los factores de conversión de Klein teniendo en cuenta la glandularidad fue de 1,95 ± 0,98 mGy.

La DGM promedio es mayor a medida que aumenta el espesor de la mama comprimida. Los valores de DGM promedio teniendo en cuenta la glandularidad son mayores que la DGM promedio para una mama de 50 % de glandularidad a partir de un rango de espesores de 40 – 49 mm y para valores inferiores de espesor de mama comprimida el valor de la dosis teniendo en cuenta la glandularidad es menor que la dosis para una mama de 50% de glandularidad.

La DGM para el grupo de menor edad es mayor que el grupo de mayor edad, con excepción del primer centro. Esto muestra la tendencia del aumento de la DGM para mamas ricas en glandularidad que en mamas altamente adiposas.

6. OBTENCIÓN DE LOS FACTORES DE CONVERSIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE DOSIS POR EL MÉTODO MONTE CARLO

6.1 INTRODUCCIÓN

El método de Monte Carlo utilizado cuya definición más concreta la formula Koblinger, él considera que: “En todas las aplicaciones de método de Monte Carlo, un modelo estocástico es construido en el cual el valor esperado de cierta variable aleatoria es equivalente a la cantidad física a determinar” [33], en este trabajo, es la modelación estocástica de los procesos de interacción entre rayos-x emitidos por un equipo de mamógrafo con el material por donde se transporta el fotón (aire y glándula mamaria) y donde finalmente es depositada la energía que se le asigna [34]. Simulación realizada en el programa FORTRAN 9.5 [35].

El proceso consiste en seguirle la "historia" a cada uno de los fotones generados desde la fuente de emisión, hasta que éste sea absorbido en el medio o escape del sistema en estudio, describiéndose en los procesos siguientes:

1. Se elige al azar un fotón y se emite con una dirección y energía aleatorias, la energía depende del espectro de emisión.

2. Calcular el camino libre medio del fotón y determinar sus coordenadas, el tipo de colisión y la energía impartida del fotón.

3. Una vez elegido el sitio y tipo de colisión, la simulación termina si: el fotón es absorbido completamente o el fotón sale del sistema en estudio.

4. El fotón no interactúa con la materia en el punto (X_i , Y_i, Z_i), por lo que se debe asignarle una nueva trayectoria al fotón para su próximo efecto y realizar los pasos 2 y 3 nuevamente.

5. Si la interacción corresponde a un efecto Compton o Raylegh, se determina al azar la nueva dirección y energía del fotón dispersado, dándose nuevamente los pasos 2 a 4.

6. En cada colisión se debe registrar la energía absorbida en la mama.

6.2 CARACTERÍSTICAS DE LA FUENTE

Las características de la fuente se tienen en cuenta la energía inicial, puntos de origen espacial y dirección de movimiento de la partícula fuente.

6.2.1 Espectros de Rayos X

Para establecer la energía de la fuente se utilizaron los espectros de rayos –x emitidos por un equipo de rayos-x de mamografía con blanco de Mo y filtro de 0,3 mm Mo , como se muestra en la figura 6.1, para el rango de 25 a 32 KVp.

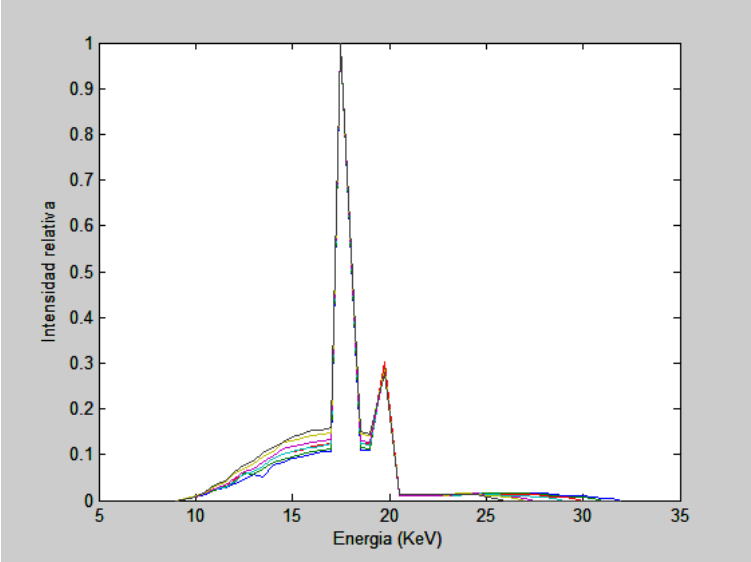


Figura 6.1. *Espectro de rayos-x emitido por un blanco de Mo, utilizado en Mamografía.*

Los espectros fueron integrados para ser utilizados en la simulación de Monte Carlo, como se muestra en la Figura 6.2, de tal forma que dado un número aleatorio, η, se escoge una energía del correspondiente espectro.

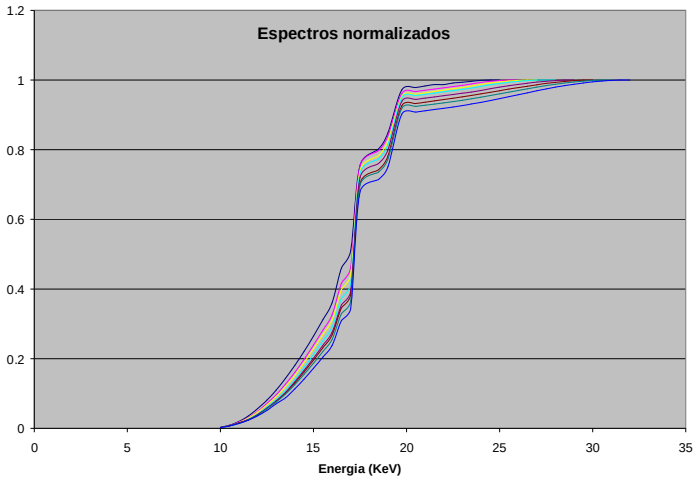


Figura 6.2. *Espectro de rayos-x integrado usado en el Método de Monte Carlo.*

6.2.2 Descripción de la fuente puntual y geometría de la mama

El montaje se esquematiza en la figura 6.3, en donde se tiene la fuente, la forma geométrica de disposición de la mama comprimida y el campo de radiación. Se asume siempre que la distancia foco – parte inferior de la mama es de 64 cm. Se consideraron tamaños de mama comprimida de 2 – 7 cm, que son los tamaños usuales encontrados en las pacientes de exámenes de mamografia. Estos tamaños de mama comprimida se dividieron en 5 cortes iguales para efectos de calcular la distribución de dosis en profundidad y la forma espectral en cada región.

Figura 6.3. *Esquema del montaje simulando una mamografía*

6.3 DETERMINACIÓN DE LA TRAYECTORIA DE LA PARTÍCULA FUENTE Y DE LOS PARÁMETROS DE COLISIÓN

Se determina el camino libre medio a cada fotón emitido

$$l = -\ln 2 / \mu_{\max} \tag{6.1}$$

Los parámetros de colisión son los coeficientes másicos de interacción, que en caso se tienen en cuenta los coeficientes fotoeléctrico, Rayleigh y Compton [37], los cuales deben ser considerados en el rango de energía de los rayos –x para los exámenes de mamografía, en los dos medios en los cuales se transporta, aire y mama (compuesto por tejido adiposo y tejido mamario) [20].

Estos fotones se transportan en aire, siendo μ_{max} el coeficiente total para la energía del fotón en estudio. La dirección del fotón emitido esta dado por:

$$\begin{aligned} X_1 &= X + lCos\alpha \\ Y_1 &= Y + lCos\beta \\ Z_1 &= Z + lCos\gamma \end{aligned} \qquad \textbf{(6.2)}$$

Luego de jugar con un número definido de fotones emitidos por la fuente se calcula el Kerma en aire a la entrada de la mama, libre de receptor, es decir sin dispersión. Este término se denomina ESAK y se calcula como:

$$ESAK = \psi\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{en} = \sum_i \frac{E_i N_i}{A}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ien} \qquad \textbf{(6.3)}$$

Asumiendo que no hay radiación de frenado de partículas secundarias, como es de esperarse en los medios donde se transporta y para las energías utilizadas. En la ecuación mostrada anteriormente, E_i es la energía del i-ésimo fotón, A es el área del simulador de mama, la cual se consideró de 10.8x10.2 cm, cuyas dimensiones corresponden al simulador de la American College of Radiology, ACR[20].

6.4 CÁLCULO DE LA ENERGÍA ABSORBIDA

Al interior de la mama se le sigue la historia a cada fotón, considerando la dispersión coherente, incoherente y efecto fotoeléctrico. El fotón finaliza la historia cuando es absorbido por efecto fotoeléctrico o cuando es dispersado y sale de la región de interés. El fotón n se emite por la fuente con energía E_n y rendimiento W_n. En la aplicación del método de Monte Carlo, el fotón antes de la interacción n-ésima tiene una energía E_{n-1}, un peso estadístico W_{n-1} y los coeficientes de atenuación debido a los efectos fotoeléctrico, Compton y dispersión coherente. El coeficiente de

atenuación total $\mu(E_{n-1})$, es la suma de todos los coeficientes anteriores. El peso W_n del fotón se reduce después de la n-ésima interacción, este factor es proporcional a la probabilidad de que se realice el efecto Compón, entonces:

$$W = W_{n-1}\left[\frac{\mu_c(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})}\right] \qquad \textbf{(6.4)}$$

Para la dispersión coherente y Compton, los ángulos de dispersión se determinan aleatoriamente. El ángulo asimutal está dado por $\phi=2\pi\eta$ y el ángulo de dispersión es $\theta=\pi\eta$, en donde η es un número aleatorio calculado para cada proceso independientemente. A partir de allí se determinan los nuevos cosenos directores del fotón dispersado, como sigue:

$$Cos\,\alpha' = Cos\,\alpha Cos\,\theta + Cos\,\gamma Cos\,\alpha\,\frac{Sen\,\theta Cos\,\varphi}{(1-Cos^{\,2}\gamma)^{1/2}} - Cos\,\beta\,\frac{Sen\,\theta Sen\,\varphi}{(1-Cos^{\,2}\gamma)^{1/2}}$$

$$Cos\,\beta' = Cos\,\beta Cos\,\theta + Cos\,\gamma Cos\,\beta\,\frac{Sen\,\theta Cos\,\varphi}{(1-Cos^{\,2}\gamma)^{1/2}} + Cos\,\alpha\,\frac{Sen\,\theta Sen\,\varphi}{(1-Cos^{\,2}\gamma)^{1/2}}$$

$$Cos\,\gamma' = Cos\,\gamma Cos\,\theta - (1-Cos^{\,2}\gamma)^{1/2}\,Sen\,\theta Cos\,\varphi \qquad \textbf{(6.5)}$$

Si $1-Cos\gamma^2 \approx 0$, los cosenos directores se determinan así:

$$Cos\;\alpha' = Sen\;\theta Cos\;\varphi$$
$$Cos\;\beta' = Sen\;\theta Sen\;\varphi$$
$$Cos\;\gamma' = Cos\;\gamma Cos\;\varphi \qquad \textbf{(6.6)}$$

Las nuevas coordenadas del fotón dispersado se determinan:

$$X_1 = X + lCos\alpha$$
$$Y_1 = Y + lCos\beta$$
$$Z_1 = Z + lCos\gamma \quad \textbf{(6.7)}$$

En donde *X, Y, Z* son las coordenadas del fotón incidente. Para la dispersión compton, la energía del fotón dispersado está dado por:

$$E_n = \frac{E_{n-1}}{1+(E_{n-1}/0.511)(1-\cos\theta)} \quad \textbf{(6.8)}$$

El cálculo de la energía absorbida en la mama en cada región en la que fue dividida para el n-ésimo fotón, se obtiene a través de la siguiente ecuación:

$$E_n = W_{n-1}\left[\frac{\mu_{ef}(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})}E_{n-1} + \frac{\mu_c(E_{n-1})}{\mu(E_{n-1})}(E_{n-1} - E_n)\right] \quad \textbf{(6.9)}$$

En donde μ_c = coeficiente compton y μ_{ef} = Fotoeléctrico. Por tanto la dosis absorbida, DGM, en cada región y en la mama está dada por:

$$DGM(mGy) = 1.6x10^{-10}\sum_n E_n / m \quad \textbf{(7.0)}$$

En donde E_n está en KeV y m es la masa en gramos. Para el cálculo de la dosis, se consideró el porcentaje de glandularidad de 10, 25, 50, 75 y 100%. Finalmente se calcula el factor g como la relación del ESAK y DGM.

7. OBTENCION DE FACTORES DE CONVERSION g Y DISTRIBUCION DE DOSIS

En la figura 7.1 se muestra el espectro de entrada y salida para un espesor de mama comprimida de 4.4 cm y 28 KVp y asumiendo un 50 % de glandularidad. De forma similar se obtienen los espectros para diferentes KVp y tamaños de mama comprimida.

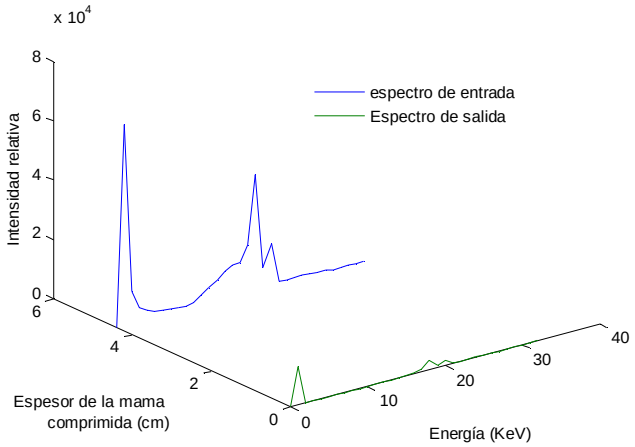


Figura 7.1. *Espectro de entrada y salida de un tamaño de mama comprimidad de 4.4 cm*

En la figura 7.2, se muestra la distribución espectral en el interior de la mama comprimida para las mismas condiciones de irradiación consideradas anteriormente, mostrando el espectro en cada uno de los cinco cortes. Se puede observar como aumenta el espectro hacia las energías bajas y disminuye en las altas, esto se explica por las interacciones que pueden ocurrir en el interior del tejido mamario [38].

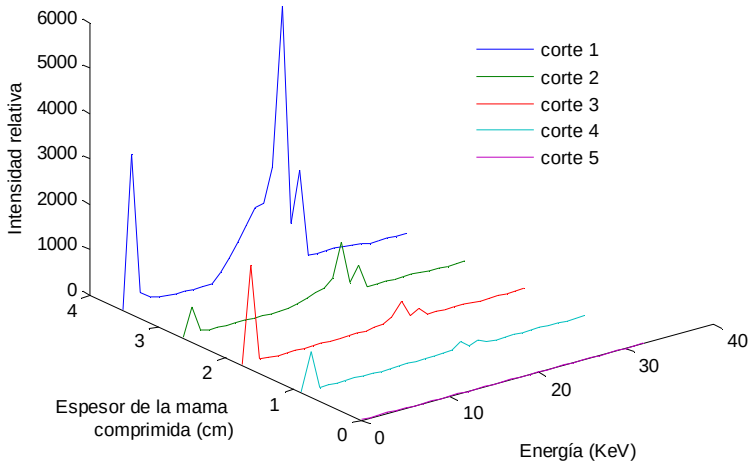


Figura 7.2. *Distribución espectral en el interior de la mama comprimidad de 4.4 cm*

La distribución de la dosis en profundidad se muestra en la figura 7.3, para las mismas condiciones de irradiación y para tamaños de mama comprimida de 4.4, 5,6 y 7 cm. Como se puede observar en la primera fracción de profundidad, es decir en un quinto de su espesor se absorbe más del 80% de la dosis.

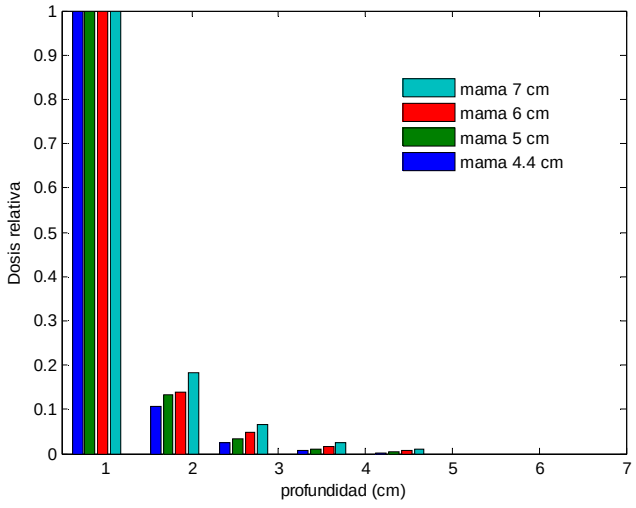


Figura 7.3. *Distribución de dosis en el interior de la mama*

La tabla 15 muestra el factor g (mGy/mGy) obtenido para 10^6 fotones y se compara con los obtenidos por Dance [17] para un 50% de glandularidad, un HVL de 0.30 mm de Al y espesores de mama comprimida de 2 a 7 cm.

***Tabla 15**. Factor g (mGy/mGy) obtenido en función del tamaño de mama comprimida (cm)*

Espesor de la mama (cm)	ESAK (mGy/foton)	DGM (mGy/foton)	Factor g Obtenido (mGy/mGy)	Factor g (Dance)
2	3.54E-12	1.38E-12	0.39	0.39
3	3.54E-12	9.67E-13	0.273	0.274
4	3.50E-12	7.31E-13	0.209	0.207
5	3.47E-12	5.82E-13	0.168	0.164
6	3.42E-12	4.84E-13	0.141	0.135
7	3.40E-12	4.17E-13	0.123	0.1 14
4.4 (ACR)	3.46E-12	6.54E-13	0.189	0.183(4,5 cm)

De igual manera se puede mostrar para cualquier HVL , en la tabla 16 se presenta los valores de los factores g obtenidos comparados con por Dance [17] para una glandularidad de 50% y un HVL 0.35 mmAl y los factoes g resportados por Klein [18] para equipos con una HVL 0,35 mmAl y una combinación ánodo/filtro Mo/Mo.

***Tabla 16**. Factor g (mGy/mGy) obtenido en función del tamaño de mama comprimida (cm)para una HVL de 0.35 mm Al*

Espesor de la mama (cm)	ESAK (mGy/foton)	DGM (mGy/foton)	Factor g Obtenido (mGy/mGy)	Factor g (Dance)	Factor g (Klein)
2	3.27E-12	13.4E-13	0.409	0.433	0.407
3	3.24E-12	9.42E-13	0.291	0.309	0.284
4	3.21E-12	7.09E-13	0.221	0.235	0.213
5	3.19E-12	5.66E-13	0.178	0.187	0.168
6	3.14E-12	4.67E-13	0.148	0.154	
7	3.12E-12	4.01E-13	0.129	0.130	
4.4 (ACR)	3.18E-12	6.46E-13	0.203	0.208 (4.5 cm)	

8. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos de DGM, que se muestran a continuación, corresponde a una muestra de 10 pacientes de la población estudiada, cuyas radiografías se tomaron con un HVL de 0.35 mm de Al, y de Mo/Mo, de la cual se registraron los datos de los parámetros de los exámenes en los centros mamográficos ya mencionados. Se utilizaron para el cálculo los valores de los factores de conversión mostrados en la tabla 15, todos estos asumiendo un porcentaje de glandularidad de 50%. La tabla 17 muestra estos valores de DGM promedio y se comparan con los calculados usando los factores de conversión de Dance y Klein.

***Tabla 17**. DGM para una muestra utilizando los factores obtenidos en este trabajo, los factores de conversión reportados por Dance y por Klein.*

DGM Obtenido (mGy)	DGM (mGy) Dance	DGM (mGy) Klein
1,80 ± 0,61	1,89 ± 0,69	1,75 ± 0,66

El promedio de la Dosis Glandular Media, DGM, en el área metropolitana de Medellín es de 1.83 ± 0.98 mGy utilizando los factores de conversión de Dance y de 1.65 ± 0.89 mGy utilizando los factores de conversión de Klein para una mama de 50% de glandularidad. Los valores de dosis promedio obtenidos con los factores de conversión de Dance siempre son mayores que las dosis promedio utilizando los factores de conversión de Klein. Pero además, independiente del método, se puede afirmar que la DGM promedio está por debajo de los niveles orientativos propuestos en las recomendaciones internacionales [5,6].

Las DGM promedio de toda la población estudiada fueron para las proyecciones Cráneo Caudal (CC) de 1.72 ± 1.05 mGy y 1,56 ± 0.81 mGy y de las Proyecciones MedioLateralOblicua (MLO) de 1.94 ± 0.90 mGy y 1.74 ± 0.95, según el cálculo realizado utilizando los factores de conversión de Dance y Klein respectivamente. Los valores promedio de la DGM para la proyección CC siempre son mayores que los valores promedio de dosis para la proyección MLO.

Para el grupo de pacientes a las cuales se estima la dosis según la glandularidad de la mama, los promedios de DGM fue de 2.02 ± 1.08 mGy y 1.81 ± 0.97 mGy asumiendo una mama de 50% de glandularidad y utilizando los factores de conversión de Dance y Klein, respectivamente. Las DGM promedio según el porcentaje de glandularidad fueron de 2,08 ± 1,14 mGy (DGM con factor de conversión de Dance) y 1,95 ± 0,98 mGy (DGM con factor de conversión de Klein). Los valores de DGM promedio teniendo en cuenta la glandularidad siempre son mayores que los valores DGM promedio para una mama con 50% de glandularidad.

Finalmente se encontró que la DGM tiene una relación creciente con el espesor de la mama comprimida. Si se considera una mama de 50% de glandularidad, los cálculos realizados de la DGM utilizando los factores de conversión de Dance son mayores que los utilizando la metodología de klein, según el espesor de la mama comprimida. Igualmente ocurre cuando se considera la glandularidad diferente del 50%, excepto para espesores de mama comprimida mayores de 60 mm, en donde tienden al mismo valor.

El factor de conversión de kerma a dosis, factor de conversión g, es obtenido simulando las condiciones del examen diagnostico aplicando el Método Monte Carlo. Por tanto, se realizó un programa para obtener estos factores a diferentes condiciones de irradiación y para mamas con diferentes tamaños. Los factores disminuyen con el espesor de la mama comprimida. Los factores obtenidos en este trabajo son similares a los reportados por otros autores [16, 17,18]. Es conveniente reconocer la importancia de reproducir el modelo para obtener los valores g bajo las condiciones de una mamografía para así establecer correctamente el valor de la dosis recibida por las pacientes en este tipo de examen, que ha ido en incremento.

BIBLIOGRAFIA

[1] Breast Cancer Incidence and Mortality Worldwide in 2008. GLOBALCAN 2008, IARC, International Agency for Research of Cancer, France, 2010.

[2] Las mamografías y la salud mamaria. DEPARTAMENTO DE SALUD Y SERVICIOS HUMANOS DE ESTADOS UNIDOS. Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades, 2006.

[3] Registro poblacional de Cancer en Antioquia. Dirección SAccional de Salud de Antioquia, DSSA. 2006. http://www.dssa.gov.co/htm/regca.htm

[4] Sanabria A., Romero J. La mamografía como método de tamizaje en Colombia. Revista Colombiana de Cirujia, 20, 159 – 165, 2005.

[5] European Protocol on Dosimetry in Mammography, European Comisión, Brucela Luxemburgo, 1996; OIEA

[6] Control de Calidad en Mamografía. OIEA- TECDOC- 1517, 2006

[7] Manual Control de calidad en Mastografia. Secretaría de Salud Dirección General de Salud Reproductiva. Mexico DF, 2002.

[8] CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA. GUÍA PRÁCTICA 2000. Xunta de Galicia. Consellería de Sanidade e Servicios Sociais. Dirección Xeral de Saúde Pública. 2000

[9] Indicadores de calidad de imágenes digitales en programas de control de calidad en mamografía. Tesis doctoral por Juan Manuel Campayo Esteban. UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA, 2005.

[10] Dance D. R, CL Skinner G. Alm Carlsson. Breast Dosimetry. Applied Radiation and Isotopes, 50, 185 – 203, 1999.

[11] P. Mora. Evaluación de mamógrafos en Costa Rica. Acta Médica Costarricense. Colegio de Médicos y Cirujanos de Costa Rica, pp 24 – 30, 2005

[12] Säbel M, Aichinger U, Schulz-Wendtland R. Radiation exposure in x-ray mammography. Rofo. 2001; 173(2), pp 79-91

[13] Hartley L. D., Cobb B. J. and Hutchinson D. E. Estimating mean glandular dose using proprietary mammography phantoms. Applied Radiation and Isotopes, 50, 1999, pp 205-213.

[14] Morán P, Chevalier M, Vanó E. Comparative study of dose values and image quality in mammography in the area of Madrid. Br J Radiol. 1994; 67(798), pp 556-63.

[15] Faulkner K, Law J, Robson KJ. Assessment of mean glandular dose in mammography. Br J Radiol. 1995; 68(812), pp 877-81.

[16] Dance D. R, Monte Carlo Calculation of Conversion Factor for the estimation of Mean Glandular Breast Dose. Phys. Med. Biol., 35, 1211-1219, 1990.

[17] Dance D. R, CL Skinner KC Young, JR Beckett, CJ Kotre, Adittional factors for the estimation of Mean Glandular Breast Dose dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys. Med. Biol., 45, 3225-3240, 2000.

[18] Klein R, Aichinger H, Dierker J, Jansen J T M, Joite-Barfu S, Säbel M, Schulz-Wendtland R y Zoetelief J. 1997. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. . Phys. Med. Biol., 42, 651- 671.

[19] OIEA, ARCAL XLIX, RLA/9/035. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Proyecto. México D.F. 2001.

[20] Highnam R, Pan X , R Warren, M Jeffreys, G Davey Smith [4] and M Brady. Breast composition measurements using retrospective standard mammogram form. Phys. Med. Biol. **51** 2695.

[21] Young K.C., Ramsdale M.L. and Bignell F. Review of Dosimetric Methods for Mammography in the UK Breast Screening Programme. Radiat Prot Dosimetry (1998) 80. p 183-186.

[22] Tsapaki V, Tsalafoutas I A, Poga V, Louizi A, Kottou S and Koulentianos E. 2008. Investigation of breast dose in five screening mammography centres in Greece. J. Radiol. Prot. 28 : 337–346.

[23] Supawitoo Sookpeng, Potjana Ketted. Mean Glandular Dose from Routine Mammography. Naresuan University Journal 2006, 14(3): 19-26

[24] Ramos O, Villarreal M. Determinación de un método de cálculo de dosis glandular promedio en exámenes de mamografía convencional. Rev Chil Radiol 2009; 15 (4), pp 197-200.

[25] P Bregant, F De Guarrini, R Vidimari, B.L Acharya. Evaluation Of Air Kerma And Mean Glandular Dose In Mammography : A Survey Of 20 Units. Journal of Medical Physcis. 1998, 23 (4) : 270-276.

[26] Kruger R L and Schueler B A. 2001. A survey of clinical factors and patient dose in mammography *Med. Phys.* 28: 1449–54.

[27]Supawitoo Sookpeng. The application of X-ray parameters for calculations of mean Glandular Dose from Mammography examinations. . Naresuan University Journal 2007, 15(3): 167-176.

[28] Jamal N, Ng K-H and McLean D. 2003. A study of mean glandular dose during diagnostic mammography in Malaysia and some of the factors affecting it *Br. J. Radiol.* 76 238–45.

[29] Oliveira L. C. G, Dias T. K., Lopes R. T. and Kodlulovich S. 2009. Evaluation of the entrance surface air kerma in mammographic examinations in Rio de Janeiro, Brazil. Radiation Protection Dosimetry, 133, 2009 : 136 –143.

[30] Oh K K, Hur J, Kim E K and Choo S S. 2003. Dosimetric evaluation of the mean glandular dose for mammography in Korean women: a preliminary report *Yonsei Med. J.***44** 863–8

[31] Young K C, Burch A and Oduko J M 2005 Radiation doses received in the UK breast screening programme in 2001 and 2002 *Br. J. Radiol.* **78, :** 207–18

[32] Zoetelief J, Veldkamp W J H, Thijssen M A y Jansen j T M. Galndularity and mean glandular dose determined for individual women at four regional breast cancer screening units in The Netherlands. Phys. Med. Biol, 51, 200, :1897 – 1817.

[33] Koblinger, L. A Review of Monte Carlo Techniques Used in Various Fields OF Radiation Protection, Central Research Institute for Physics, KFKI-1987 -39/k, Budapest

[34] Mattos, S.E. V, Cálculo de Monte Carlo para dosis en organos y tejidos para radiologia Oral. U.E.R.J, Rio de Janeiro 1985.

[35] Lahey /Fujitsu Fortran 95 PRO v3.8 , 1998
http://www.lahey.com/

[36] http://physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom2

[37] Moncada L., Puerta A., Morales J. Simulación de la Distribución Espectral de Rayos –X en Mamografía por el Método de Monte Carlo. Revista Colombiana de Física, Vol. 38, No. 1, 2006.