

DETERMINACION DE UN METODO DE CALCULO DE DOSIS GLANDULAR PROMEDIO EN EXAMENES DE MAMOGRAFIA CONVENCIONAL

Dr. Oswaldo Ramos N⁽¹⁾, MSc. Manuel Villarreal U⁽²⁾.

1. Doctor en Ciencias Médicas, Especialista en Imagenología, Titular Registrado, Venezuela.
2. Magister Scientiae en Química Aplicada, Licenciado en Física, Oficial de Seguridad Radiológica (Universidad de Los Andes, NURR). Unidad de Imagenología, Centro Clínico María Edelmira Araujo, Venezuela.

DETERMINATION OF A METHOD FOR CALCULATING MEAN GLANDULAR DOSE IN CONVENTIONAL MAMMOGRAPHY EXAMS

Abstract: We present the application of a numerical model to estimate the mean glandular dose for mammography. A General Electric mammography system, tube voltage of 20-35 kV with increments of 1 kV, tube current of 10-250 mAs, anode/filter combinations molybdenum/molybdenum was used. Over a period of two months, data from 162 scans with craniocaudal and mediolateral oblique projections in both breasts were recorded. The thickness of the compressed breast ranged from 2.5 to 6.5 cm. The mean glandular dose for each craniocaudal projection ranged from 0.4 to 0.7 mGy for a thickness of 2.5 cm and 1.9 to 2.8 mGy for a thickness of 6.5 cm. All average values of mean glandular dose estimated by cranio-caudal projection were found to be below the international reference dose value of 3 mGy recommended by the American College of Radiology.

Keywords: Mammography, mean glandular dose, dose estimation, reference dose.

Resumen: Presentamos la aplicación de un modelo numérico para estimar la dosis glandular promedio en mamografía. Hemos utilizado un mamógrafo General Electric, tensión del tubo: 20-35 kV con incrementos de 1 kV; carga del tubo: 10-250 mAs; combinación

Ramos O y cols. Determinación de un método de cálculo de dosis glandular promedio en exámenes de mamografía convencional. *Rev Chil Radiol* 2009; 15(4):197-200.

Correspondencia: Manuel Antonio Villarreal U. mavu@ula.ve

Trabajo recibido el 20 de julio de 2009, aceptado para publicación el 10 de noviembre 2009.

ánodo-filtro de Molibdeno-Molibdeno. Durante dos meses datos de 162 exploraciones con proyecciones cráneo-caudal y medio lateral oblicua en ambas mamas. El espesor de mama comprimida se encuentra en el rango de 2,5 a 6,5 cm. Los rangos de dosis glandular promedio, por cada proyección cráneo-caudal, se encuentran de 0,4 a 0,7 mGy para un espesor de 2,5 cm y de 1,9 a 2,8 mGy para un espesor de 6,5 cm. Los valores medios de dosis glandular promedio estimados por proyección cráneo-caudal, en su totalidad resultan por debajo del valor de referencia dado por el Colegio Americano de Radiología (3 mGy).
Palabras clave: Mamografía, Dosis Glandular Promedio, Estimación de Dosis, Dosis de Referencia.

Introducción

La mamografía es una técnica radiológica especialmente compleja debido a la arquitectura de la mama. Esta se compone de tres tipos de tejido (adiposo, fibro-conectivo y glandular), distribuidos dentro de la mama sin seguir un patrón fijo, que varía de mujer a mujer y con la edad; a esto hay que añadir la diferencia de espesor de la mama entre la zona correspondiente al pezón y la contigua al tórax.

Durante los últimos 30 años se ha hecho un esfuerzo muy importante en el diseño de equipos de rayos X específicos para mamografía, con combinaciones ánodo y filtro que proporcionan calidades del haz en consonancia con las características de los tejidos que componen la mama y dispositivos dirigidos a homogeneizar su espesor. Todos estos aspectos hacen que sea necesario desarrollar un protocolo de control de calidad específico para las instalaciones mamográficas⁽¹⁾, que abarque todos los elementos que puedan afectar a la formación de la imagen y, por tanto, a su calidad, así como a la dosis de radiación.

Ha comenzado a generalizarse el uso de equipos de mamografía que disponen de pistas anódicas y de

filtros de diferentes materiales. Gran parte de estos equipos disponen también de programas automáticos que seleccionan los parámetros de la técnica radiográfica, según se desee dar prioridad a la reducción de dosis, la calidad de la imagen o una mezcla de ambas. El control automático de exposición (CAE) puede seleccionar la combinación ánodo-filtro que proporcione el espectro más adecuado, en función de las características de la mama a radiografiar y de las exigencias de calidad de imagen impuestas por el operador del equipo⁽²⁾.

Dentro de un programa de garantía de la calidad, "el control de calidad aplicado al radiodiagnóstico comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que pueden definirse, medirse y controlarse" (OMS, 1984).

El propósito de este trabajo es estimar la dosis glandular promedio (DGP) en mamografía, para proporcionarle –en un futuro cercano– información al paciente sobre la radiación absorbida y poder establecer rangos óptimos de kV y mAs que conduzcan a una DGP baja respecto de la dosis de referencia.

Material y métodos

Hemos utilizado un mamógrafo Alpha RT (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA), con tensión de tubo en el rango 20-35 kV con incrementos de 1 kV, y carga del tubo en el rango 10-250 mAs, con una combinación ánodo-filtro Molibdeno-Molibdeno. El mamógrafo también cuenta con un filtro de Rodio, que no se utiliza habitualmente. Se utilizó un escaneador de placas marca VIDAR VISION 4000, con un detector 4K.

Actualmente, el mamógrafo utiliza película KONICA MINOLTA de 25,4x30,5 cm, con una densidad óptica de 1,3 en condiciones clínicas. Las placas convencionales son llevadas al escaneador para ser procesadas bajo el formato digital y, una vez digitalizadas son guardadas en archivos electrónicos para ser analizadas posteriormente. El mamógrafo utiliza el control automático de exposición (CAE), seleccionando automáticamente la tensión en función del espesor de la mama.

En el mes de octubre de 2008, fueron evaluados los siguientes parámetros:

1. Colimación del campo de rayos X: en esta prueba se evaluó el tamaño del campo de radiación con respecto al esperado, usando la coincidencia del campo de luz con el campo de rayos X.
2. Medición de la resolución: se realizó con un maniquí de acreditación (4,5 cm de espesor, 50% tejido adiposo/ 50% tejido glandular).
3. Tamaño del punto, relacionado con la nitidez de la imagen. Para determinar el tamaño se utilizaron patrones de estrella de 0,5, 1,0 y 1,5 grados.
4. Determinación de la precisión de la diferencia de

potencial o kV: se siguió el procedimiento recomendado por el fabricante del medidor de kV.

5. Reproducibilidad del CAE, para evaluarla se utilizaron láminas de tejido equivalente (BR12).
6. Exposición, que debería ser reproducible para cualquier selección de kV y mAs de exposición en el mamógrafo.
7. Medida de la capa hemi-reductora (CHR), que se tomó como una medida de la calidad del haz de rayos X.
8. Exposición de entrada a la mama: para medirla se utilizó el maniquí de acreditación y una cámara de ionización CAPINTEC modelo PS-033, calibrada según patrón secundario.

La DGP se obtiene a partir del kerma incidente en aire y los coeficientes de conversión⁽¹⁾ mediante la ecuación:

$$D_G = C_{D_G, K_i, PMMA} S K_i \quad (1)$$

donde el coeficiente $C_{D_G, K_i, PMMA}$ convierte el kerma en aire (K_i) sin retrodispersión incidente en la superficie del maniquí en dosis glandular promedio, y el factor S da una corrección que depende de la combinación ánodo-filtro.

En la referencia 1 se presentan los valores de $C_{D_G, K_i, PMMA}$ en función del espesor hemi-reductor (EHR) para un maniquí de 45 mm de polimetacrilato de metilo (PMMA), y los valores del factor s para distintas combinaciones ánodo-filtro.

Los valores de K_i y D_G obtenidos se comparan con los niveles de referencias (orientativos) de radiodiagnóstico (Tabla I) ofrecidos por las Normas Básicas de Seguridad⁽³⁾ (NBS, 1997) o los valores adoptados en el país.

NOTA: Dentro del proceso de optimización, la propia institución puede establecer sus valores de referencia. Sin embargo, en Venezuela no se han realizado investigaciones dosimétricas a gran escala para determinar la calidad de los equipos, la dosis de entrada en la superficie, y/o dosis absorbida en la piel de los pacientes sometidos a estudios de radiodiagnóstico que permitan establecer niveles orientativos. Por esta razón debimos adoptar niveles internacionales de referencia⁽⁴⁾.

Para el cálculo de la DGP a partir de las tablas de los factores de conversión se utilizó el modelo numérico construido por Matsumoto, et al⁽⁵⁾, con tres ecuaciones para una combinación ánodo-filtro de Molibdeno-Molibdeno, que relacionan:

1. La energía efectiva (E_{eff} [keV]) con el voltaje del tubo (V [KV]) usando la medida del EHR, mediante la expresión:

$$E_{\text{eff}} = 0.1325 V + 1,80 \quad (2)$$

2. La exposición (X_{mAs} [mR/mAs]), la cual puede ser determinada si se expresa la E_{eff} como una variable, mediante la expresión:

$$X_{mAs} = 2,1329 E_{eff}^2 - 57,784 E_{eff} + 392,71 \quad (3)$$

3. El factor de conversión de la DGP (D_{gN} [mGy/mR]) que puede ser determinado de la energía efectiva usando el protocolo del ACR, mediante la expresión:

$$D_{gN} = (0,3962 E_{eff} - 4,3178) \cdot 10^{-3} \quad (4)$$

Este factor de conversión dado por la ACR es para una mama de 4,2 cm de espesor y composición 50%/50%.

Luego, la DGP puede ser determinada usando el factor mAs del mamógrafo, la exposición (X_{mAs}), el factor de conversión (D_{gN}), y el factor de compensación distancia fuente-mama (SSD_{cf}), a través de la ecuación siguiente:

$$DGP (mGy) = mAs \cdot X_{mAs} \cdot D_{gN} \cdot SSD_{cf} \quad (5)$$

donde: $SSD_{cf} = \left\{ \frac{64}{64 - EMC (cm)} \right\}^2$
 siendo EMC, el espesor de mama comprimida. La distancia foco-tablero (64) puede variar en los equipos de mamografía, siendo en nuestro caso 60 cm.

Estos autores también determinan expresiones para las combinaciones Molibdeno-Rodio y Rodio-Rodio⁽⁵⁾.

Finalmente, los parámetros físicos necesarios para la estimación de la DGP son tomados del equipo: tensión (kV), carga del tubo (mAs) y el espesor de mama comprimida, e introducidos manualmente a una hoja Excel en la que se han programado las ecuaciones (2)-(5). Así, el paciente podrá tener información de la dosis absorbida y compararla con los niveles de referencia.

Resultados

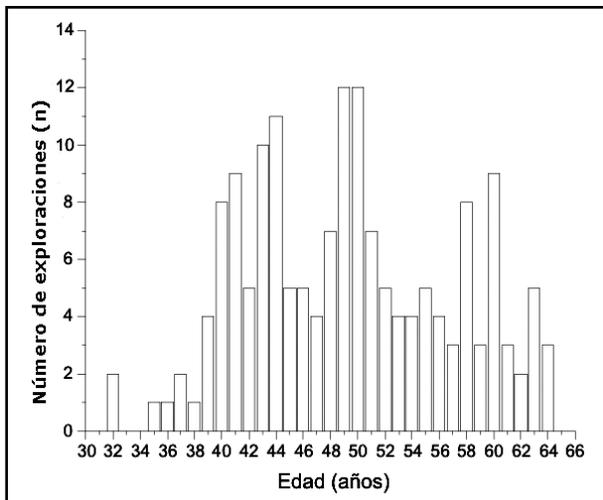
Se registraron durante dos meses (mayo-junio, 2009), datos de 162 exploraciones en mujeres con edades comprendidas entre los 32 y 64 años, con proyecciones cráneo-caudal y medio lateral oblicua en ambas mamas. El espesor de mama comprimida resultó en el rango de 2,5 a 6,5 cm, con una apreciación de $\pm 0,5$ cm.

En el gráfico 1, se muestra el número de exploraciones en función de la edad de las pacientes, observándose que el mayor número de exploraciones se encuentran en el rango de 40 a 50 años.

Tabla I. Niveles de referencia⁽¹⁾, definidos para la imagen de una mama de 50 mm de espesor y composición 50% tejido adiposo / 50% tejido glandular, con una densidad óptica de 1.4.

	K_r (mGy)	D_g (mGy)
Sin rejilla	6	1
Con rejilla	15	3

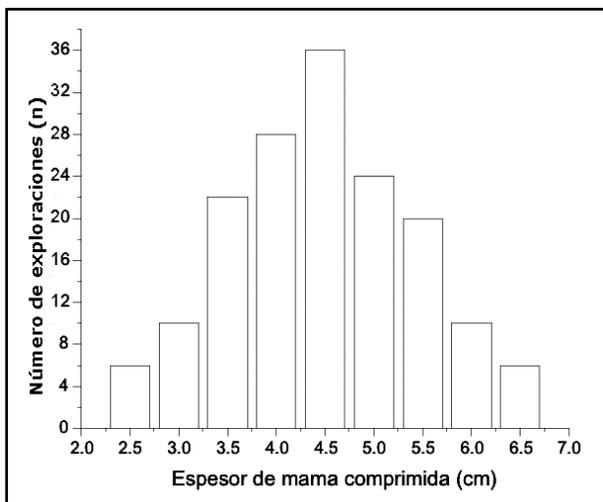
Gráfico 1. Número de exploraciones en función de la edad del usuario.



En el gráfico 2, se muestra el número de exploraciones en función del espesor de mama comprimida, donde se observa que el mayor número de exploraciones se encuentra en el rango de 4,0 a 5,0 cm de espesor.

En la tabla II, se muestra los valores medios de tensión, carga del tubo y dosis glandular promedio, por proyección cráneo-caudal, para los diferentes espesores de mama comprimida. También se muestran los rangos de DGP calculados en cada espesor.

Gráfico 2. Número de exploraciones en función del espesor de mama comprimida.



TECNICAS IMAGINOLÓGICAS

En el registro de datos se observa que para espesores pequeños de mama comprimida (2,5 - 4,5 cm) se utiliza un KV bajo (23-24) con un mAs bajo (<100) y, al aumentar el espesor (5,0 - 6,5 cm), aumenta muy poco el KV (24-26) pero se eleva el mAs (>100).

Tabla II. Valores medios de kV, mAs y DGP estimadas para la muestra de pacientes, por proyección cráneo-caudal. Entre paréntesis la desviación estándar.

Espesor (cm)	kV	mAs	DGP (mGy)	Rango DGP (mGy)
2,5	23,3	47,4	0,4 (0,1)	0,3 - 0,7
3,0	23,3	59,3	0,5 (0,1)	0,4 - 0,8
3,5	23,5	69,5	0,7 (0,2)	0,5 - 1,1
4,0	23,6	87,5	0,9 (0,2)	0,6 - 1,3
4,5	24,0	99,7	1,1 (0,2)	0,7 - 1,8
5,0	24,1	110,9	1,2 (0,2)	0,8 - 1,8
5,5	24,8	124,8	1,6 (0,3)	1,2 - 2,4
6,0	25,0	138,4	1,9 (0,4)	1,2 - 2,5
6,5	25,5	160,0	2,4 (0,2)	2,0 - 2,8

Discusión

En mamografía, cuando se realiza la estimación del kerma en aire en la superficie de entrada (K_{SE} o K_a), es necesario conocer el rendimiento del equipo al KV utilizado. Para la DGP se necesita además conocer el EHR del haz de radiación utilizado⁽²⁾. Si consideramos un rango de espesores de mama, de proporción de tejido glandular y adiposo variable, el equipo de mamografía puede seleccionar diferentes valores de la tensión del tubo, así como diferentes combinaciones ánodo-filtro. Esto significa que habría que medir el rendimiento y el EHR para todo el rango útil de KV en todas las combinaciones ánodo-filtro posible. Por todo lo anterior, es difícil medir directamente la DGP en nuestros equipos pero es posible calcularla si conocemos los factores de conversión y el kerma en aire incidente, que es el procedimiento habitual incluido en los protocolos de muchos países. Matsumoto, et al⁽⁵⁾ construyó un modelo numérico para el cálculo de la DGP, a partir de las tablas de los factores de conversión, que utilizamos en nuestro trabajo.

El Colegio Americano de Radiología⁽⁶⁾ (ACR), establece un valor de referencia en 3 mGy para la DGP por proyección cráneo-caudal, mientras que la Comunidad Europea⁽⁷⁾ establece un nivel de referencia en 10 mGy para la dosis en superficie de entrada (DSE). En la tabla 2, se observa que todos los valores medios calculados de la DGP se encuentran por debajo del valor de referencia establecido por la ACR.

El valor medio calculado de DGP, por proyección cráneo-caudal, en nuestro trabajo fue de

1,2 mGy para un espesor de 5,0 cm, el cual no supera a la dosis referida por Young y Burch⁽⁸⁾ que dan un valor medio de 1,65 mGy correspondiente a un espesor medio de 5,1 cm, y por Rosenberg, et al⁽⁹⁾ que obtienen una media de 2,62 mGy para un espesor medio de 4,9 cm, aunque estos autores utilizan distintos factores de conversión del kerma en dosis glandular.

Existen dos limitantes en este trabajo: la primera, el factor de conversión dado por la ACR es para una mama de 4,2 cm de espesor; aproximadamente el 70% del número de exploraciones en función del espesor de mama comprimida se encuentra cerca de este valor, por lo que pensamos que el error es bajo. La segunda: la composición en el factor de conversión es 50/50%; este problema existe en términos de la razón tejido adiposo/tejido glandular, que depende de la edad.

Conclusión

Utilizando un modelo numérico, los valores medios de DGP, por proyección cráneo-caudal, se hallan en su totalidad por debajo del valor de referencia establecido por la ACR.

Bibliografía

1. IAEA-TECDOC-1517, Control de Calidad en Mamografía. Editado por OIEA. Viena 2006.
2. Rivas MA, Ruiz P, Canellas M, Millán E, Font JA, Ortega P. Estimación de dosis en radiografía de mama. Rev Fis Med 2003; 4: 95-100.
3. Organismo Internacional de Energía Atómica, Normas Básicas de Seguridad para la Protección contra la Radiación Ionizante y para la Seguridad de las Fuentes de Radiación; Colección Seguridad n° 115, OIEA, Viena 1997.
4. Comisión Venezolana de Normas Industriales (COVENIN 218-1:2000), Protección contra las Radiaciones Ionizantes provenientes de fuentes externas usadas en Medicina. Caracas, 2000.
5. Matsumoto M, Inoue S, Honda I, Yamamoto S, Ueguchi T, Ogata Y, et al. Real-time estimation system for mean glandular dose in Mammography. Radiation Medicine 2003; 21: 280-284.
6. American College Radiology (ACR). Committee on Quality Assurance in Mammography. Medical Physicist's Section. In Mammography Quality Control Manual 1999. (ACR, Washington, D.C), 1999.
7. Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W, Säbel M, Eds. Commission of the European Communities. European protocol on dosimetry in mammography. (Luxembourg: CEC) EUR 16263 (1995).
8. Young KC, Burch A. Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in 1997 y 1998. Br J Radiol 2000; 73: 278-287.
9. Rosenberg RD, Kelsey CA et al. Computer-based collection of mammographic exposure data for quality assurance and dosimetry. Med Phys 2001; 28: 1546-1551.