

Estimación de dosis glandular promedio de pacientes expuestos a exámenes mamográficos convencionales

Estimation of average glandular dose in patients exposed to conventional mammography exams

Fredy J. Gómez Grance¹ & Analiz López Espinoza¹

¹Universidad Nacional de Asunción, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Laboratorio de Ciencias Radiológicas e Imagenología. San Lorenzo, Paraguay. Email: fjgrance@yahoo.com

Resumen: El indicador dosimétrico apropiado de la dosis de radiación recibida por pacientes en exámenes de mamografía es la Dosis Glandular Promedio (DGP). El objetivo del trabajo es estimar las DGP clínicas usando las ecuaciones paramétricas de Matsumoto et. al. (2003) y determinar la coincidencia con las estimaciones de Dance et. al. (2000). Para ello, se colectaron datos de kVp, mAs, espesor de mama comprimida (EMC), edad y combinación ánodo/filtro de 50 pacientes quienes fueron sometidos a exámenes de mamografía convencional. Estos datos fueron introducidos en las ecuaciones paramétricas para estimar la dosis glandular promedio. Los resultados fueron comparados con las curvas propuestas por Dance et al. (2003), donde se observa que los valores estimados en este trabajo se encuentran por debajo de los límites aceptables. Con estos resultados podemos inferir que las ecuaciones de Matsumoto son viables para estimar la DGP clínicas impartidas por mamógrafos que utilicen combinación de ánodo/filtro de Mo/Mo.

Palabras Clave: Mamografía, Glandularidad, Dosis Glandular Media.

Abstract: The appropriate dosimetric indicator of the radiation dose received by patients in mammography exams is the Average Glandular Dose (PGD). The objective of the study is to estimate the clinical DGP using the parametric equations of Matsumoto et. al. (2003) and to determine the degree of accuracy compared with the estimates of Dance et al (2000). For this, data of kVp, mAs, thickness of compressed breast, age and anode / filter combination of 50 patients who underwent conventional mammography examinations were collected. These factors were introduced in the parametric equations to estimate the doses. The results were compared with the curves proposed by Dance, where it is observed that the values estimated in this work are below the acceptable limits. With these results we can infer that the Matsumoto equations are viable to estimate DGP imparted by mammographers using a Mo / Mo anode / filter combination.

Key Words: Mammography, Glandularity, Average Glandular Dose.

Introducción

La mamografía es el examen radiológico mayormente utilizado para la detección precoz del cáncer de mama, ya que el rango de energías que se utiliza (25 keV-40 keV) permite distinguir tejido cancerígeno del tejido fibroglandular y adiposo del cual está compuesto la mama (Bushberg, 2012).

La Dosis absorbida asociada a la exposición en exámenes de mamografía es la DGP, que se define como la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, de una mama comprimida uniformemente con una composición de 50% de tejido adiposo y un 50% de tejido glandular, de tal manera que para efectos estocásticos, la ICRP recomienda a la DGP como el indicador dosimétrico

apropiado (TRS 457 OIEA, 2007).

El acervo bibliográfico referente a la estimación de la DGP es amplio, es así que existen protocolos internacionales como por ejemplo del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), la Guía Europea (EUREF) (Perry *et al.*, 2014), la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) y otros protocolos adaptados a estos, que se utilizan para la estimación de las dosis, tanto de referencia como las dosis clínicas. Una de las ecuaciones para determinar la DGP clínica utilizada por la Guía Europea (Perry *et al.*, 2014), basado en el trabajo de Dance et. al. (2000), se muestra en la Ecuación (1)

$$DGP = k_i \cdot g \cdot c \cdot s \quad (mGy) \quad (1)$$

Recibido: 08/08/2018 Aceptado: 26/11/2018



ISSN-L: 2078-399X

ISSN: 2222-145X

Este es un artículo de acceso abierto bajo la licencia CC BY 4.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.es>).

En donde:

- k_i : es el kerma incidente en aire sin retrodispersión en la superficie de entrada de un fantoma de PMMA que simula una mama estándar comprimida de 50 mm y composición de 50% tejido glandular y 50% de tejido adiposo.
- "g": corrige la expresión por calidad de haz para una mama de 50% de glandularidad.
- "c": corrige la expresión para otras glandularidades de mama, diferentes al 50%.
- "s": corrige la expresión por la influencia de la combinación ánodo/filtro y es adimensional.

La DGP clínica no se puede medir directamente, sino que es estimada a partir de: la medida del kerma incidente en aire, la determinación del HVL y la selección de los factores "c" y "g" en cada exposición clínica particular (EUREF, 2013).

Debido a lo anterior, se introducen varias incertidumbres en la estimación de a DGP, de tal manera que varios autores han determinado ecuaciones paramétricas mediante simulaciones por Monte Carlo, donde se modelan geometrías de mamas con diferentes espesores y porcentajes de glandularidad diferentes, expuestos a una fluencia de fotones de Rx del espectro usado en mamografía (Boone (2002), Robson (2001), Matsumoto et. al. (2003)).

Es así que Matsumoto et. al. (2003) determinó ecuaciones paramétricas para estimar la DGP para las combinaciones ánodo/filtro correspondiente a Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, dichas ecuaciones pueden ser utilizadas en dosimetría clínica, mediante parámetros dosimétricos que dependen de kVp, el mAs y EMC; y se describen a continuación:

- La energía efectiva (E_{eff}) está relacionada

con el voltaje del tubo V (kVp) mediante la siguiente ecuación:

$$E_{eff} = a_1 V + a_2 \quad (2)$$

- Con la E_{eff} se puede calcular con las ecuaciones (3) y (4) el parámetro de carga X_{mAs} en unidades mR/mAs y el factor de conversión de DgN en unidades de (mGy/mR):

$$X_{mAs} = a_3 E_{eff}^2 - a_4 E_{eff} + a_5 \quad (3)$$

$$DgN = (a_6 E_{eff} - a_7) \cdot 10^{-3} \quad (4)$$

- Con las medidas de DFP (distancia fuente película) y valores de EMC se determina el factor de corrección por distancia SSD_{cf} mediante la expresión:

$$SSD_{cf} = \left(\frac{DFP}{DFP - EMC} \right)^2 \quad (5)$$

Los coeficientes de las ecuaciones anteriores varían para cada combinación ánodo/ filtro, siendo los valores para Mo/Mo los mostrados en la Tabla 1.

Para otras combinaciones ánodo/filtro se pueden consultar en el trabajo de Matsumoto et. al. (2003).

Por último, la DGP se estima multiplicando el mAs indicado en el mamógrafo por los valores determinados en las ecuaciones anteriores, mediante la expresión:

$$DGP(mGy) = mAs \cdot X_{mAs} \cdot D_{gN} \cdot SSD_{cf} \quad (6)$$

Luego del análisis de la bibliografía relacionada, este trabajo pretende estimar la Dosis Glandular Promedio con las ecuaciones de Matsumoto et. al. (2003) y compararlas con la curva teórica dadas por Dance et. al. (2000), demostrando de esta manera la viabilidad del método de Matsumoto aplicada a una dosimetría clínica.

Tabla 1: Coeficientes de las ecuaciones de Matsumoto et. al.(2003) para combinación Mo/Mo.

a_1	a_2	a_3	a_4	a_5	a_6	a_7
0,1325	11,80	2,1329	57,784	392,71	0,3962	4,3178

Materiales y métodos

El trabajo se basa en el uso de las ecuaciones de Matsumoto et. al. (2003) para la estimación de la Dosis Glandular Promedio de pacientes expuestas a exámenes de mamografía filmica. Para ello, se registraron los parámetros técnicos de exposición de 50 pacientes, quienes fueron sometidas a exámenes de mamografía con un mamógrafo convencional y en todos los casos fueron realizadas proyecciones Cráneo – Caudal (CC) y Medio – Lateral – Oblicua (MLO) en cada mama.

a. Control de Calidad de Mamógrafo.

Se realizaron los controles de calidad del equipo antes de coleccionar los datos de los pacientes sometidos a exámenes mamográficos, para asegurar su confiabilidad.

En tal sentido, se realizaron pruebas de linealidad de la exposición con la carga, precisión y exactitud del: potencial, tiempo, exposición; determinación de la DGP de referencia y el HVL del equipo.

Todas las pruebas y determinaciones fueron realizadas con un detector de estado sólido UNFORS MAM con una incertidumbre de medición de dosis de $\pm 5 \mu\text{Gy}$ y el fantoma de mama ACR (Figura 1), empleando el Manual de Control de Calidad de mamógrafos convencionales TECDOC 1517 (OIEA, 2006). El equipo es un mamógrafo convencional GENERAL ELECTRIC, modelo Senographe 800 T, cuyas combinaciones de ánodo filtro disponibles son Mo/Mo y Mo/Rh.

b. Registro de datos y determinación de DGP.

Los datos de exposición fueron registrados en una planilla Excel, en donde se anotaron los siguientes parámetros técnicos: espesor de mama comprimida (EMC), potencial (kV), carga (mAs), combinación ánodo/filtro y la DFP, los cuales fueron extraídos de las placas radiográficas impresas, y la selección de los parámetros técnicos fue efectuado por el Control Automático de Exposición.

El kVp registrado en la planilla anterior fue utilizado en la Ecuación (2) para determinar la energía efectiva. El resultado de dicha ecuación fue usado

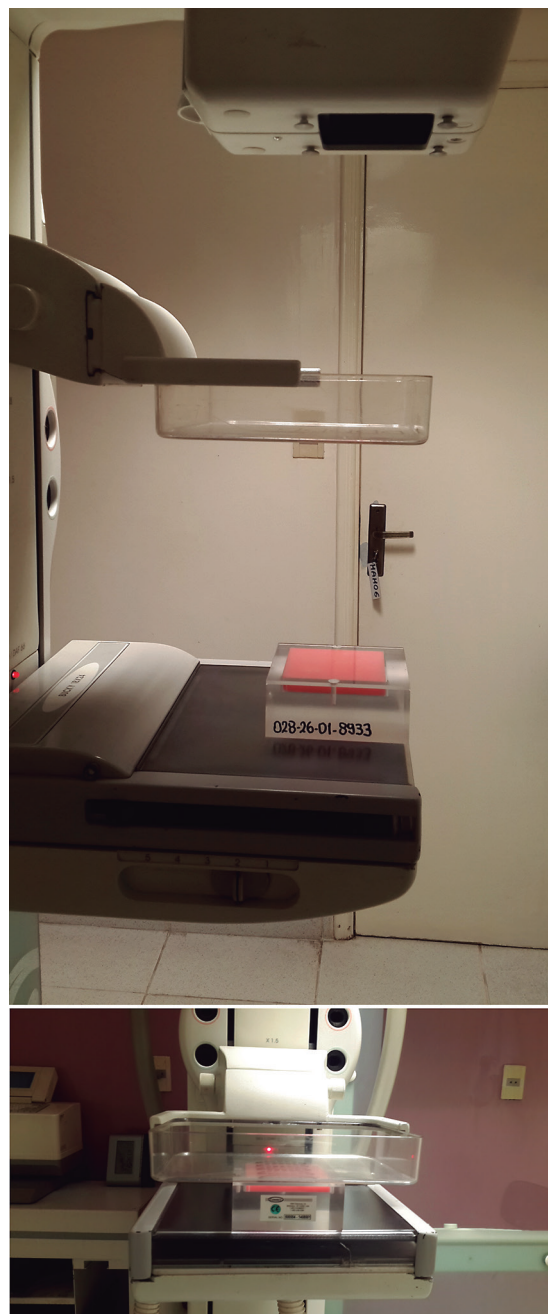


Figura 1: Exposición del fantoma ACR.

para determinar el factor de carga X_{mAs} y el factor DgN mediante las ecuaciones (3) y (4), respectivamente. Además, los valores de EMC y DFP fueron reemplazados en la Ecuación (5) para determinar el factor SSD_{cf} y por último, el mAs registrado fue multiplicado por los parámetros dosimétricos

anteriormente calculados para determinar la DGP con la ecuación (6).

Se graficaron las DGP en función del EMC para compararlas con las curvas teóricas de Dance et. al. (2000) del Protocolo Europeo (Perry *et al.*, 2014). Dichas curvas representan los valores de tolerancia y los valores realizables de las dosis en función del espesor de mama.

Resultados y discusión

Las estimaciones de la DGP utilizando las ecuaciones de Matsumoto arrojaron resultados esperados para la dosimetría clínica, y son fuertemente dependientes de los controles de calidad realizados y el método empleado.

En ese sentido, el control de calidad del equipo resultados óptimos, es decir, todos los parámetros evaluados se encuentran dentro de la tolerancia aceptada por el TECDOC 1517, con la cual se asume una alta confiabilidad en los datos colectados.

Es así que los valores de EMC varían desde 3,1 cm hasta 10,1 cm, los cuales fueron clasificados en tres categorías: pequeñas aquellas EMC menores o iguales a 4,5 cm; medianas entre 4,6 y 5,5 cm y grandes a partir de 5,6 cm en adelante, con lo cual se observó que la mayoría de las pacientes monitoreadas se encuentran en la categoría de mamas grandes.

Ramos & Villareal (2009), también utilizaron las Ecuaciones de Matsumoto et.al. (2003) en la estimación de DGP de 162 mujeres, donde reportaron un valor promedio de 1,2 mGy para un espesor de 5 cm de mama comprimida y una combinación Mo/Mo, en un rango de 0,8 mGy a 1,8 mGy, mientras que en este trabajo se observa que la DGP promedio en una proyección CC para un EMC de 5 cm es de $1,35 \pm 0,42$ mGy, en un rango comprendido entre 0,93 mGy a 1,93 mGy.

En la figura 2 se muestra una gráfica donde se puede notar que la DGP estimada en este trabajo varían entre 0,7 mGy y 2,5 mGy para EMC comprendidos entre 4,5 cm y 5,5 cm.

Los valores de dosis mostrados para ese rango de EMC están en tolerancia con los protocolos internacionales y se corresponden con el rango de

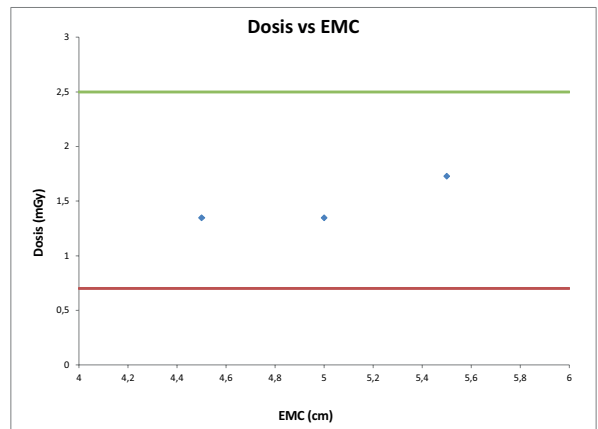


Figura 2: Dosis estimadas y comparadas con el método de Matsumoto para proyecciones CC.

valores reportados por Ramos & Villareal usando el mismo método de cálculo.

Además, los valores de dosis estimados fueron graficados en función del EMC, clasificando los datos por el tipo de proyección realizada. En el mismo gráfico también se trazaron las curvas teóricas de Dance et. al. (2000), tal como se muestra en la Figura 3.

El estudio revela que existe una asimetría entre ambas mamas en la mayoría de los casos y que, para una proyección Medio Lateral Oblicua, el espesor de mama comprimida es mayor, por lo que la dosis reportada también es mayor.

También se puede observar en los gráficos de la

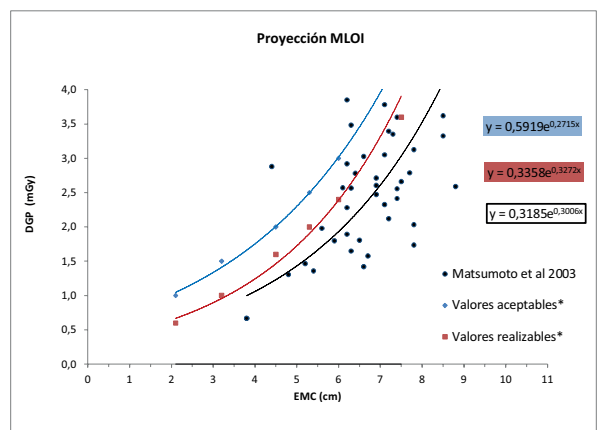


Figura 3: Relación de DGP en función de EMC comparadas con Dance et.al.(2000), para mamas derecha (D) y mamas izquierda (I).

Figura 3, que algunos puntos con igual EMC tienen valores diferentes de DGP. Esto se debe a la diferencia en mAs de dichas exposiciones, cuyo valor es seleccionado por el Control Automático de Exposición, que a su vez, realiza la selección de los parámetros técnicos dependiendo de la composición de la mama. En ese sentido, se observa que las DGP son menores para una mujer de mayor edad que tiene el mismo EMC que una mujer joven, ya que la glandularidad de la mama disminuye con la edad. Es así que tenemos, por ejemplo, una DGP de 0,91 mGy para una mujer de 71 años de edad con EMC de 5 cm y 1,35 mGy para una mujer de 43 años de edad con el mismo EMC.

Un aspecto importante de este trabajo, consiste en que las curvas teóricas de Dance et.al. (2000) se presentan como dosis en función del espesor de mama y no en función de espesores equivalentes de PMMA, por tanto, se observa que la curva de ajuste de los datos obtenidos son más similares a las curvas teóricas.

Con lo anterior se ha probado que las ecuaciones de Matsumoto son útiles para realizar una dosimetría clínica que servirá para conocer las dosis de radiación que reciben las pacientes expuestas a estudios mamográficos.

Conclusiones

Después del análisis de los datos y discusiones en donde encontramos que la tendencia entre las DGP de este trabajo y las teóricas son similares, podemos afirmar que las ecuaciones de Matsumoto et al (2003), pueden utilizarse para la verificación de las dosis clínicas recibidas en exámenes de mamografía convencional.

La gran mayoría de los valores de DGP estimados se encuentran por debajo del límite inferior propuesto por Dance et al (2000), sin embargo, se pueden ver algunos valores que superan estos límites, principalmente para la proyección Medio Lateral Oblicua, por lo tanto las dosis en estas proyecciones son mayores que las CC para una misma mama, lo cual nos sugiere que la compresión realizada es menor en la proyección MLO.

Ya que la estimación de las DGP con el método

presentado depende de los parámetros técnicos: kVp, mAs y EMC, se recomienda realizar un estricto control de calidad al mamógrafo, principalmente al Control Automático de Exposición y al compresor de mama, con lo cual se garantizará la correcta selección de kV y mAs.

Este monitoreo evidenció que existen mujeres que se realizan mamografías desde los 33 años en adelante y hasta los 71 años de edad. Para estos casos, no podrían aplicarse la metodología descrita en el Protocolo Europeo (Perry *et al.*, 2014), debido a que el factor "c" introducido por Dance et. al. (2000), es dependiente de la edad de las pacientes, por lo que, las ecuaciones de Matsumoto et.al. (2003) es una solución viable.

Agradecimientos

A las siguientes instituciones que permitieron el uso de equipos y recursos humanos para la realización del presente trabajo: Imagen Médica S.R.L y la FACEN-UNA.

Literatura citada

- Boone, J.M. (1999) Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology*, 213: 23–37
- Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M. & Boone, J. M. (2012) *The essential physics of medical imaging*. Third Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 1030p.
- Bouzarjomehri, F. & Moostar, A. (2006) The study of Mean Glandular Dose in Mammography in Yazd and the factors affecting it. *Journal of Radiology*, 4(1): 29-35.
- Dance, D.R., Skinner, C.L., Young, K.C., Beckett, J.R & Kotre, C.J. (2000) Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Physics in Medicine & Biology*, 45(1): 3225-3240.
- Perry, N., Broeders, M., Wolf, C., Törnberg, S., Holland, R. & Karsa, L. (2006) *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*. Fourth

- Edition. Luxembourg. 4016 pp.
- Kawaguchi, A., Matsunaga, Y., Oysuka; T. & Suzuki, S. (2013) Patient investigation of average glandular dose and incident air kerma for digital mammography. *Radiological Physics and Technology*, 7(1): 102:108.
- Matsumoto, M., Inoue, S., Honda, I., Yamamoto, S., Ueguchi, T., Ogata, Y. & Johkoh, T. (2003) Real time estimation system for mean glandular dose in mammography. *Radiation Medicine*, 21(6):280-284.
- Organismo Internacional De Energía Atómica (2006) Control de Calidad en Mamografía. Viena: OIEA. vii + 138 pp.
- Ramos, O. & Villareal, M. (2009). Determinación de un método de cálculo de dosis glandular promedio en exámenes de mamografía convencional. *Revista Chilena de Radiología*, 15(4): 197-200.
- Robson, K.J. (2001). A parametric method for determine mammographic X-Ray tube output and half value layer. *The British Journal of Radiology*, 74(1): 335-340.
- Viloria, C., Puertas, A. & Morales, J. (2009). Comparación de la DGM en pacientes según el porcentaje de glandularidad de la mama. *Revista Colombiana de Física*, 41(3): 668-670.
- Young, K.C & Burch, A. (2000). Radiation dose received in the UK Breast Screening Program in 1997 and 1998. *The British Journal of Radiology*, 73(1): 278-287.