



## Dosis en mamografía: Estudio preliminar

Fernando Marquez P,<sup>a,b\*</sup> Nora Acosta R,<sup>a,b</sup> Tony Benavente,<sup>b</sup> Maximo Poma<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Unidad de Seguridad Radiológica y Física Médica – Hospital Nacional “Dos de Mayo”, Av. Grau cda 13, Lima, Perú

<sup>b</sup>Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Ap. Postal 14-0149, Lima, Perú

---

### Resumen:

La mamografía es el método más importante para la detección de lesiones en la mama. Mediante esta técnica se puede detectar pequeños tumores antes que aparezcan síntomas clínicos. La imagen mamográfica requiere altos estándares de calidad debido a que el contraste entre las áreas patológicas y normal en una mama es extremadamente baja, es decir, éstas poseen coeficientes de atenuación y absorción similares. Los sistemas de rayos x mamográficos empleados en este estudio son un Senographe 500t (CGR) y un Senographe DMR, un detector con cámara de ionización RadCal calibrada para calidades de haces de rayos X mamográficos, y un simulador de una mama que es un fantomas de polimetil metacrilato (PMMA) de diversos espesores con equivalencia al 50 % de tejido glandular. Los resultados obtenidos indican que los valores de la dosis de entrada en la superficie de una mama (*DES*) son mayores al valor de referencia de 20 mGy para 5,0 cm de PMMA y los valores de la dosis glandular media (*DGM*) exceden al valor de referencia de 2,1 mGy para 5,1 cm de espesor de mama comprimida. Consideramos que los valores altos de la *DES* y de la *DGM* se deben a que el sistema de rayos X no se encuentra en optimas condiciones y/o por el empleo de espectros de rayos X no adecuados, por ello es recomendable realizar pruebas de control de calidad de los sistemas de mamografía y también realizar estudios y/o caracterizar los espectros de rayos x mamográficos. © 2002 CSI. Todos los derechos reservados

**Palabras Clave:** Mamografía; dosis granular; dosis; simulador; rayos X

---

### Abstract

Mammography is the most important method to detect lesions in the breast with this technique one can detect small tumors before clear clinical symptoms appear. Mammographic Image of require high quality standards due that the extremely low contrast between the normal and pathological areas in the breast, e.g., they have similar attenuation and absorption coefficient. The X-ray mammographic systems, used in this study are Senographe 500t and a Senographe DMR, a detector with a RadCal ionization chambers calibrated to the qualities of mammographic X-ray beams, and a breast simulator that is a phantoms of polymethylmethacrylate (PMMA) of several thicknesses with the equivalence of 50% of the glandular tissue. The results obtained indicate that the values of doses at the entrance surface of a breast (*DES*) are greater the reference value 20 mGy to 5,0 cm of PMMA and the values of the mean glandular dose (*MGD*) exceed the reference value of 2,1 mGy for 5,1cm of compressed thick breast. We consider that the values high of the *EDS* and *MGD* are due that the X-ray system no meeting in good condition or for user of X-ray spectra no suitable, so is recommendable be carried out test of quality control to the X-ray systems and also realize studies, or characterize the of x-ray mammographic spectra. © 2002 CSI. All rights reserved

**Keywords:** Mammography; granular dose; simulator; X-ray

---

\* Corresponding author. E-mail: fmp2000@mixmail.com

## Introducción

La mamografía requiere estándares de calidad. Para ello es necesario la evaluación de la dosis de entrada en la superficie de la mama y la dosis glandular media en los exámenes mamográficos siendo estas evaluaciones realizadas como parte de las tareas de los servicios de Física Médica [1]. La evaluación de estas magnitudes requiere de un adecuado conocimiento de las propiedades de la mama y de su comportamiento frente a la radiación ionizante, específicamente a los rayos X de baja energía. El tamaño y composición de la mama de la mujer varía ampliamente. En la infancia, la mama está compuesta principalmente por tejido adiposo, pero en la pubertad se inicia el desarrollo del tejido fibroglandular, y este desarrollo continúa hasta la madurez. Con el incremento de la edad el tejido fibroglandular es gradualmente reemplazado por tejido graso [2].

La mama comprimida puede tener un espesor de hasta 10 cm con un valor medio de 4,5 cm a 5,5 cm, dependiendo de la población, y esta mama comprimida puede tener una pequeña área de 35 cm<sup>2</sup>.

La tabla 1 muestra la composición del tejido graso y glandular en una mama. El conocimiento de la composición de estos tejidos y la cantidad relativa de cada elemento presente en la mama es de gran importancia para cualquier estudio de propiedades físicas del sistema mamográfico.

La composición y densidades del tejido graso y glandular en una mama son diferentes según se muestra en la tabla 1, esto también se ve reflejado en sus coeficientes de atenuación mostrados en las curvas B y C de la Fig. 1. donde las curvas indican la variación del coeficiente de atenuación lineal con la energía del fotón [3].

La mamografía requiere altos estándares de calidad debido a que el contraste entre las áreas patológicas y normal es en la mama extremadamente baja, es decir éstas poseen similares coeficientes de atenuación y absorción [3] (según lo muestran las curvas A y B de la Fig. 1.). Estos altos estándares de calidad deberían ser obtenidos sin sobrepasar los límites de dosis aceptable y consiguiendo que estas dosis sean tan bajas como razonablemente pueda alcanzarse, por ello el presente estudio está basado en evaluar la dosis de entrada en la

superficie de la mama y la dosis glandular media en la mama para las condiciones clínicas empleadas comúnmente.

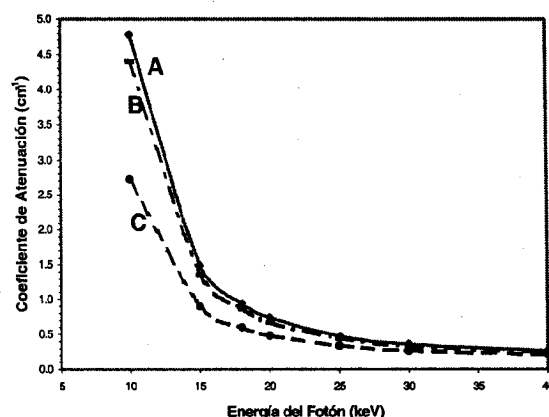


Fig. 1. Dependencia energética de los coeficientes de atenuación lineal para tres tejidos en la mama, (A) carcinoma ductal infiltrado, (B) tejido fibroso y (C) tejido graso. Datos tomados de J. W. Byng et al, y de Johns y Jaffe [2,3].

## Materiales y método

Los sistemas de rayos X mamográficos empleados en este estudio son un Senographe 500t (CGR) y un Senographe DMR, un detector con cámara de ionización RadCal calibrada para calidades de haces de rayos X mamográficos, y un simulador de una mama que es un fantoma de polimetil metacrilato (PMMA) de diversos espesores con equivalencia al 50 % de tejido glandular. La dosis absorbida de entrada en la superficie de la mama,  $DES$ , es calculada según:  $DES = K \cdot B \cdot Fc$ ; donde  $K$  es el kerma en aire en la superficie de la mama, medida sin retrodispersión,  $B$  es el factor de retrodispersión (siendo 1,09 para agua y tejido blando) y  $Fc$  es el factor de calibración de la cámara de ionización (cámara calibrada para haces de rayos X mamográficos) [4]. En concordancia con Law [2], la dosis glandular media,  $DGM$ , es calculada según:  $DGM = K \cdot g$ ; donde  $g$  es el factor de conversión de kerma en aire incidente a dosis glandular media correspondiente a 50 % de tejido glandular, dicha expresión puede ser corregida por un factor "s" al emplear diversos espectros energéticos y por el empleo de diversas composiciones multiplicando por un factor "c" [5].

Tabla 1. Composición del tejido graso y glandular en una mama [3].

Composición del tejido	Composición química (fracción en peso)									Densidad (g.cm <sup>-3</sup> )
	H	C	N	O	Cl	Ca	P	Al		
Hammerstein Graso et al (1979)	11,20	61,9	1,7	25,1	-	-	0,1	-	0,93	
	10,20	18,4	3,2	67,7	-	-	0,5	-	1,04	
CIRS (1993)	11,76	75,95	1,23	9,82	1,17	-	-	-	0,924	
	10,93	70,21	1,15	12,51	1,10	0,61	-	3,46	1,040	

Los datos medidos del kerma en aire en la superficie de la mama son obtenidos para las condiciones rutinarias comúnmente utilizadas en exámenes clínicos y mostrados en las 6 primeras columnas de la tabla 2, y los espectros energéticos empleados son aquellos definidos por los parámetros dados en las columnas 2 al 4 de la tabla 2.

## Resultados y Discusión

Los resultados de la evaluación de la dosis de entrada en la superficie de la mama y la dosis glandular media en

los sistemas mamográficos estudiados, son obtenidos para las condiciones iniciales comúnmente utilizadas en exámenes clínicos representando esto un estudio preliminar con la finalidad de estimar los valores de dosis que reciben las pacientes e indicar las acciones a tomar para minimizar el riesgo radiológico de las pacientes sometidas a exámenes mamográficos.

En la tabla 2. se indican los valores obtenidos de *DES* y *DGM* para las condiciones clínicas empleadas.

**Tabla 2.** Medidas realizadas a los sistemas mamográficos empleados, todas las evaluaciones fueron hechas con rejilla con una distancia foco-cámara de 54 cm y en condiciones de referencia ( $DO = 1 + \text{Base} + \text{Velo}$ ).

Sistema	CS <sup>1</sup> (mmAl)	kVp	mAs	Anodo/ Filtro	Espesor mama (cm)	K (mGy)	DES (mGy)	Factor <sup>2</sup> g	Factores de corrección <sup>2</sup>		DGM (mGy)
									s	c	
Senographe DMR <sup>a</sup>	0,34	28	296	Mo/Mo	5,1	20,18	21,90	0,187	1,000	1,000	3,77
		28	153	Rh/Rh	5,1	29,70	32,40	0,187	1,061	1,000	5,89
Senograph e 500t <sup>b</sup>	0,28	28	100	Mo/Mo	5,1	5,50	6,00	0,164	1,000	1,000	0,90
		28	100	Mo/Mo	6,1	10,50	11,40	0,135	1,000	1,000	1,42
		28	100	Mo/Mo	7,1	17,00	18,50	0,114	1,000	1,000	1,94

<sup>1</sup> Capa semirreductora, CS

<sup>2</sup> Valores tomados de Dance et al [5].

<sup>a</sup> Mamógrafo empleado para aplicaciones clínicas.

<sup>b</sup> Mamógrafo empleado para docencia e investigación.

Los resultados mostrados indican que los valores de *DES* son mayores al valor de referencia de 20 mGy para 5,0 cm de PMMA [4] y los valores de *DGM* exceden al valor de referencia de 2,1 mGy para 5,1 cm de espesor de mama comprimida [6]. Observándose también una fuerte dependencia de estas magnitudes con los parámetros técnicos del equipo mamográfico y del tipo de espectro y/o energía empleada.

## Conclusiones y Recomendaciones

Consideramos que los valores altos de la *DES* y de la *DGM* se deben a que el sistema de rayos X no se encuentra en óptimas condiciones y/o por el empleo de espectros energéticos (de rayos X) no adecuados. Por ello es recomendable realizar pruebas de control de calidad a los sistemas de mamografía y también realizar estudios y/o caracterizar los espectros de rayos X mamográficos.

Al finalizar el estudio podemos concluir que se ha contribuido con la mejora de la cultura en seguridad radiológica de los profesionales involucrados y la evaluación dosimétrica ha permitido encontrar soluciones para reducir el riesgo radiológico de las pacientes sometidas a exámenes mamográficos.

## Referencias

- [1]. Wlad T. Sobol and Xizeng Wu, "Parametrization of mammography normalized average glandular dose table", Med. Phys. 24, 547-554 (1997).
- [2]. J. Law, D. R. Dance, K. Faulkner, M. C. Fitzgerald, M. L. Ramsdale and A. Robinson, "The commissioning and routine testing of mammographic X-ray systems", The Institute of Physical Sciences in Medicine (IPSM), Report No 59, 2da Edition, York - England, 1994.
- [3]. J. W. Byng, J. G. Mainprize and M. J. Yaffe, "X-ray characterization of breast phantom materials", Phys. Med. Biol. 43, 1367-1377 (1998).
- [4]. J. Zoetelief, M. Fitzgerald, W. Leitz and M. Säbel, "EUR 16263 EN: European protocol on dosimetry in

- mammography", ECC-EC-EAEC, Bruselas - Luxembourg, 1996.
- [5]. D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, J. R. Beckett and C. J. Kotre, "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK the mammography dosimetry protocol", *Phys. Med. Biol.* **45**, 3225-3240 (2000)
- [6]. Randell L. Kruger and Beth A. Schueler, "A survey of clinical factors and patient dose in mammography", *Med. Phys.* **28**, 1449-1454 (2001).