

Estudio Multicéntrico para el Análisis de Calidad de Imagen de Equipos Mamográficos con Tecnología Convencional

M.M.Morales¹, M.L.Camargo², R.Romo², J.P.Graffigna²

¹ Gabinete de Tecnología Médica, Universidad Nacional de San Juan, moralesmarianela@hotmail.com, San Juan, Argentina

² Gabinete de Tecnología Médica, Universidad Nacional de San Juan, Argentina

Abstract— The framework of this work is the Medical Image Processing for film mammography quality assessment. The same one consists of developing a phantom, a software and a protocol to evaluate the image quality of mammography equipment. The test element used for this analysis is an edge phantom mounted on a block of acrylic (polymethylmethacrylate) of 40mm thick. The software allows the measurement of parameters that assess the characteristics of an image, such as: the Modulation Transfer Function, Contrast to Noise Ratio and Uniformity. To implement the software, the films acquired with the phantom should be scanned to convert them to digital format. The protocol aims to unify the conditions under which images are acquired for their further evaluation. Once defined the procedure for the study, the captures were realized in five centers of health of the province of San Juan. The results are shown using tables and graphics, that permit to quantify and compare different parameters. This method define a technics to make the objective quality image measurement as final product.

Palabras claves— Image quality, phantom, protocol, comparative study.

I. INTRODUCCIÓN

Este trabajo se enmarca dentro del Procesamiento de Imágenes Médicas para la evaluación de calidad. El mismo tiene por objetivo evaluar y comparar la calidad de imágenes mamográficas en distintos centros de salud de la provincia de San Juan.

La mamografía es una de las técnicas radiológicas más exigentes, especialmente desde el punto de vista de la calidad de la imagen. Los objetos de interés diagnóstico (distorsiones en la arquitectura de la mama, masas y microcalcificaciones) tienen densidades muy similares a los tejidos mamarios en los que están imbuidos. La necesidad de hacer visibles en la imagen detalles tan sutiles dentro de la compleja arquitectura de la mama obliga a potenciar el contraste y la resolución y a minimizar el ruido. Además ha de obtenerse con una dosis de radiación tan baja como sea posible [1].

La calidad de la imagen radiológica se mide en términos de su utilidad para realizar un diagnóstico claro y exacto. La falta de calidad de la imagen puede originar [2]: menor tasa de detección de cáncer y mayor tasa de morbilidad

y mortalidad, poca confianza en el estudio mamográfico, mayor tasa de repetición de mamografías con dosis adicionales a la mama, mayor deterioro psicológico, incremento en el número de biopsias solicitadas, estudios adicionales de exploración de mama, elevado costo de diagnóstico, más los costos de tratamiento por haber fallado en la detección temprana de cáncer.

Los primeros pasos consistieron en una investigación en cuanto a legislación y protocolos referidos a control de calidad de imagen en mamografía. Se comenzó la búsqueda por las normas existentes en Argentina. La Ley N° 17.557 [3], “Equipos de Rayos X - Normas para la instalación y utilización de equipos”, determina que los equipos destinados a la generación de rayos X, cualquiera sea su campo de aplicación, deben ser habilitados y controlados por autoridades de Salud Pública de la Nación o de las Provincias.

También existe la Disposición 560/1991 [4] sobre “Instalaciones para realizar mamografías. Especificaciones técnicas” elaborada por la Subsecretaría de Administración de Servicios y Programas de Salud. En ésta el artículo 1° expresa que las mamografías deben realizarse en instalaciones habilitadas a tal fin de acuerdo a lo que establece la ley 17.557 [3], y deberán cumplir las especificaciones técnicas de los anexos I y II que forman parte de dicha resolución.

Ante la existencia de una normativa que obliga la aplicación de un programa de garantía de calidad, el Ministerio de Salud desarrolla el Programa Nacional de Garantía de Calidad de la Atención Médica, y aprueba e incorpora a ésta la “Guía de Delineamientos Básicos en el Control de Calidad en Mamografía: Bases para un Programa de Garantía de Calidad” [4]. Esta guía está contenida en la Resolución Ministerial N° 233-01.

Dado que no se encontraron en Argentina protocolos detallados de control de calidad de imagen en mamografía, la búsqueda se inclinó hacia otros organismos internacionales que desarrollan protocolos o recomendaciones sobre pruebas para el control de calidad. Los trabajos analizados fueron los propuestos por ARCAL/OIEA [6], SEFM [7], ECRI (*Emergency Care Research Institute*), UE (Unión Europea) y ACPSEM [8]. Todos ellos proponían evaluar la calidad de imagen a través de los parámetros: Función de Transferencia de Modulación (MTF, *Modulation Transfer Function*),

Relación Contraste-Ruido (RCR) y Uniformidad del receptor de imagen, entre otros.

Ante el análisis comparativo de estos trabajos se observó que algunos de ellos no detallan las condiciones bajo las cuales deben ser adquiridas las imágenes. En otros, sin embargo, no se determinan las tolerancias de aceptación de los parámetros. Por otro lado, algunos de ellos no definen los materiales con los que deben construirse los fantomas. Por todo esto, se hicieron pruebas con distintos parámetros del equipo y distintos materiales del fantoma para poder desarrollar un elemento de prueba que sea capaz de responder de igual modo en todas las adquisiciones [9].

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Descripción del fantoma

El fantoma propuesto en este trabajo está formado por distintos bloques separados que se agrupan según el parámetro a estudiar. Uno de ellos es un bloque de Polimetilmetacrilato (PMMA) de 40mm de espesor y dimensiones de 180mm x 240mm, de tal forma que simula una mama estándar de 45mm de espesor; este se utiliza para la prueba de uniformidad (ver Fig. 1a). Para el armado del fantoma que permite el cálculo de los parámetros FWHM (*Full Width at Half Maximum*), MTF y RCR se agregan al bloque anterior dos placas de Aluminio (material radio-opaco) de manera que cubran la mitad del PMMA. Este simula dos bordes, uno paralelo y otro perpendicular al eje ánodo-cátodo. Además se incluye una hoja de sierra de un metal radio-opaco que sirva como escala para el cálculo de los parámetros (ver Fig. 1b y 1c) [9].



Fig. 1 Disposición de los elementos del fantoma.

B. Parámetros para evaluar la calidad de imagen

Los índices de calidad utilizados en este trabajo se mencionan a continuación [9].

El Ancho a la mitad del Máximo (FWHM) es un indicador de la resolución espacial del sistema. Éste se calcula a la mitad del alto de la Función de Dispersión de Línea (LSF, Line Spread Function) normalizada [9]. Un valor bajo de FWHM implica una buena resolución espacial y viceversa.

La MTF es una función matemática que determina la atenuación del sistema a las diferentes frecuencias espaciales. Se puede medir utilizando la transformada de Fourier de

la LSF. Si la amplitud frecuencial es elevada implica una buena resolución espacial.

La RCR es la diferencia entre las señal entre dos tejidos en una imagen, dividido por el ruido en la imagen. Un elevado valor de la RCR implica que el sistema genera imagen con contrastes útiles clínicamente.

La Uniformidad puede estimarse como la máxima desviación, en valor absoluto, entre los valores individuales (y_i) y el valor medio (y_{medio}).

Para calcular los parámetros descriptos se desarrollaron algoritmos en Matlab[®] utilizando técnicas de alineación, promediado, filtrado, cálculo estadístico, análisis frecuencial entre otras.

C. Definición del protocolo

El protocolo elaborado tiene como propósito analizar objetivamente la calidad de imagen de los equipos de mamografía, a través de los parámetros FWHM, MTF, RCR y Uniformidad del receptor. Y tiene como referencia los trabajos realizado por ARCAL/OIEA y ACPSEM.

La instrumentación está compuesta por: fantoma, mamógrafo, placas mamográficas, reveladora automáticas de placas, escáner para placa radiográfica y software para evaluación de los parámetros.

Las pruebas deben ser realizadas bajo las siguientes condiciones de referencia [9]: 28KVp, 40mAs, combinación ánodo/filtro Mo/Mo, foco grueso, rejilla conectada, control automático de exposición desconectado y con compresión. Estas condiciones aseguran una base mínima para la comparación y evaluación de la calidad en las imágenes mamográficas y se obtuvieron en base a los protocolos analizados [6][7][8].

La metodología utilizada para la realización de las pruebas se muestra en la figura 2.



Fig. 2 Metodología para la realización de las pruebas.

Para el cálculo de FWHM, MTF y RCR se siguieron los siguientes pasos: adquisición de dos placas con el fantoma de bordes en las dos direcciones mencionadas (ver Fig. 3), utilizando las condiciones de referencia; revelado de las placas con la metodología habitual del centro; digitalización de las placas con el uso de un escáner, empleando una resolución de 1400 dpi, modo de escaneo en escala de gris, sin filtro ni destamado; procesamiento de las imágenes para calcular los parámetros requeridos.

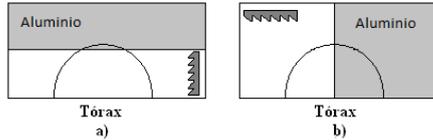


Fig. 3 Posición del fantoma de Aluminio a) perpendicular al eje ánodo-cátodo; b) paralela al eje ánodo-cátodo.

La uniformidad se evalúa mediante la siguiente secuencia: adquisición de dos placas utilizando el fantoma de PMMA girado 180° entre ambas tomas; revelado y digitalización utilizando los mismos procedimientos de la prueba anterior; cálculo de la uniformidad utilizando el software correspondiente.

Los parámetros medidos deben ser comparados para determinar la aceptación del equipo. Sin embargo, para el caso de los fantasmas de borde, aún no están establecidos los valores de referencia. Durante todo el protocolo se realiza la documentación correspondiente a todos los procedimientos.

La secuencia mostrada en la Figura 2 se repitió para cinco centros de salud, ubicados en distintos puntos geográficos de la provincia de San Juan. No todos disponían el mismo equipo mamográfico, placas y líquidos de revelado.

Para lograr el análisis de las placas convencionales, éstas se digitalizaron con un escáner específico para placas radiográficas (UMAX Mirage IIse). En este se eligió una resolución máxima del escáner (1400 dpi) para no comprometer el cálculo de la resolución espacial de las placas.

Si bien las condiciones de adquisición fueron homogéneas, el revelado no lo fue ya que los distintos centros no utilizan la misma metodología. Sin embargo, el objetivo de este trabajo es analizar la calidad de imagen final. Un estudio posterior que permita comparar la imagen de una placa convencional con la imagen de una hoja de memoria proporcionaría información para determinar las causas de variaciones en los diferentes parámetros, evaluando el equipo de rayos X y la reveladora.

III. RESULTADOS

Los resultados de las pruebas se muestran tanto en las Tablas 1 y 2, como en las Figuras 4 y 5.

Las líneas punteadas que se encuentran en los resultados del centro 1 (ver Tabla 1) se deben a que el equipo mamográfico presentaba un desperfecto en el funcionamiento del sistema de rejilla. Esto llevo a que no se pudieran realizar los cálculos de los parámetros.

La tabla 1 muestra que el centro 4 posee la mejor resolución espacial en dirección horizontal y vertical, ya que posee el menor valor del FWHM y mayor valor de MTF. Por otro lado, el centro que presentó el caso más desfavorable,

en dirección horizontal, en ambas pruebas fue el centro 3. Sin embargo, en dirección vertical, el caso más desfavorable para la prueba FWHM lo presenta el centro 5, mientras que para la MTF corresponde al centro 2.

El centro 3 posee la mejor relación contraste-ruido. Mientras que el centro 4 es el caso más desfavorable.

El parámetro de uniformidad se evaluó teniendo en cuenta el nivel de gris (U) y nivel de ruido (SNR , *Signal to Noise Ratio*) en la imagen. Como se observa en la Tabla 2 el centro 4 brindó una imagen más uniforme en cuanto al nivel de gris ya que posee los valores más bajos en los parámetros ΔU_{1-2} y ΔU_{3-2} . Sin embargo, su uniformidad respecto al ruido no fue muy buena (valor elevado de ΔSNR_{3-2}).

En la Tabla 2, se observa que el centro 2 posee una mala distribución en sus niveles de gris, pues el parámetro ΔU_{3-2} es muy elevado. Sin embargo cabe destacar que para casi todos los centros este parámetro obtuvo un mayor valor respecto a ΔU_{1-2} , lo que significa que las imágenes poseen una falta de uniformidad en sus niveles de gris en esa área.

Tabla 1 Resultados de los parámetros FWHM, MTF y RCR.

Centro	Posición	FWHM [mm]	MTF [pl/mm]		RCR
			50%	10%	
1	H	-----	-----	-----	-----
	V	-----	-----	-----	
2	H	0.1041	3.5510	6.6181	29.8619
	V	0.1258	1.8942	5.6433	
3	H	0.1060	2.4055	6.5787	39.5196
	V	0.1192	2.1311	5.3270	
4	H	0.0903	3.9991	8.1987	20.2524
	V	0.0985	3.5144	7.7430	
5	H	0.0968	3.2093	7.4073	21.7632
	V	0.1260	2.7007	5.6072	

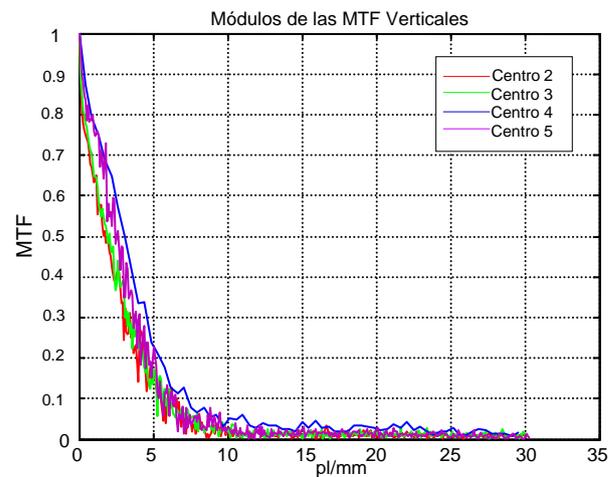


Fig. 4 Gráfica de las MTF con Fantoma de borde horizontal.

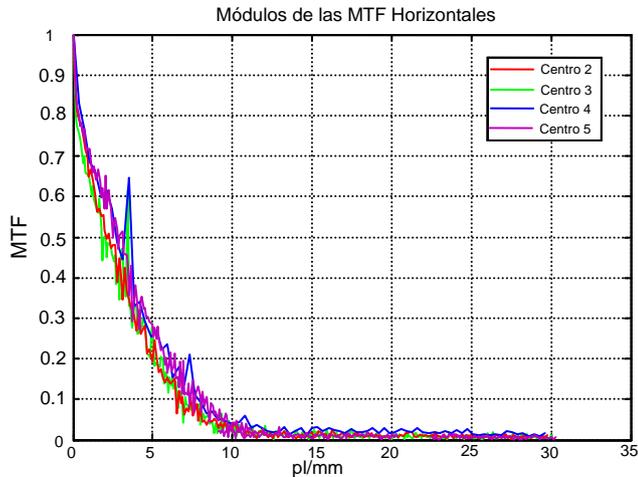


Fig. 5 Gráfica de las MTF con Fantoma de borde vertical.

Tabla 2 Resultados del parámetro Uniformidad.

Centro	Posición	ΔU_{1-2} [%]	ΔU_{3-2} [%]	ΔSNR_{1-2} [%]	ΔSNR_{3-2} [%]
1	A	6.9872	19.9082	1.5626	5.8342
	B	9.0641	24.0354	0.3468	8.5883
2	A	1.8830	46.1064	5.9090	7.7444
	B	0.6529	37.4502	6.1322	1.3668
3	A	8.9533	21.8688	0.7481	1.2621
	B	8.6459	19.5454	3.0433	0.8330
4	A	0.8281	6.1349	8.0142	11.9771
	B	0.6298	5.5497	6.2195	37.7454
5	A	7.9679	6.3982	4.2236	12.1156
	B	11.0026	28.3984	7.1837	19.9518

IV. CONCLUSIONES

Se pudo comprobar que el control de calidad con este dispositivo y protocolo tiene varias ventajas: los resultados son indicadores objetivos de la calidad de imagen, el fantoma es de fácil construcción y bajo costo, y el tiempo necesario para realizar las pruebas es breve, no implicando un perjuicio en el funcionamiento del mamógrafo.

Mediante este trabajo se ha podido realizar el cálculo de parámetros y un estudio comparativo en cinco centros de salud diferentes, señalando las fortalezas y debilidades de cada equipo.

Por otro lado, los protocolos que usan fantomas de alto contraste trabajan en la zona no lineal (valores saturados). Calculando la MTF con estos fantomas se generan curvas “aparentemente” mejores respecto a las obtenidas con fantomas no saturados (como el propuesto por este trabajo). Sin embargo, la aplicación de la MTF con el método propuesto implica sistemas lineales. Por tal motivo, no se puede evaluar la aceptación clínica de un equipo tomando como refe-

rencia las tolerancias propuestas por estos protocolos. Sin embargo si se puede realizar la comparación entre equipos.

A partir del análisis de los protocolos estudiados, no se han encontrado valores de referencia para la medición con fantomas de borde. Por tal motivo es necesario a futuro, realizar estudios comparativos con las pruebas de aceptación subjetivas, a fin de establecer los límites de conformidad del equipo.

Finalmente se podría decir que, si bien surgieron inconvenientes en el momento de las tomas en algunos de los centros, el trabajo realizado se puede considerar como un primer paso en el estudio de calidad de imágenes mamográficas a nivel regional. Más aun teniendo en cuenta la importancia de este estudio en la detección temprana de enfermedades como es el cáncer de mama.

REFERENCIAS

1. Documentos técnicos de Salud Pública, serie C N° 8: Control de Calidad de Mamografía. Guía Práctica 2000. Xunta de Galicia. 2000.
2. Enrique Gaona (2007) Optimización en los Indicadores de Calidad de Imagen en Mamografía Analógica y Digital. Instituto Politécnico Nacional, Centro de Investigación en Ciencias Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Legaria, México.
3. LEY 17557. Poder Ejecutivo Nacional (PEN). Equipos de Rayos X - Normas para la instalación y utilización de equipos. Sanción: 27/11/1967; Promulgación: 27/11/1967; Boletín Oficial 05/12/1967.
4. Disposición 560/1991, Subsecretaría de Administración de Servicios y Programas de Salud. Instalaciones para realizar mamografías. Especificaciones técnicas. 26/03/1991; Boletín Oficial 25/04/1991.
5. Programa Nacional de Garantía de Calidad de la Atención Médica. Resolución Ministerial N° 233-01. Delineamientos Básicos en el Control de Calidad en Mamografía: Bases Para un Programa de Garantía de Calidad. Expediente N° 1-2002-3248/00-5.
6. ARCAL/OIEA (Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y Tecnología Nucleares en América Latina/ Organismo Internacional de Energía Atómica). Control de Calidad en Mamografía. Protocolo elaborado en el marco de dos proyectos regionales. Viena. Octubre de 2006.
7. SEFM-SEPR (Sociedad Española de Física Médica - Sociedad Española de Protección Radiológica): Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 1 (Aspectos técnicos). Edicomplet. España. 2002.
8. ACPSEM (Australian College of Physical Scientists & Engineers in Medicine). Interim Recommendations for a Digital Mammography Quality Assurance Program. Versión 2.0. ID McLean; JCP Heggie; J Herley; FJ Thomson y RK Grewal. Australia. Mayo 2009.
9. Camargo, M. L., Morales, M (2010) Control de calidad de imágenes mamográficas, XIII Jornadas Internacionales de Ingeniería Clínica y Tecnología Médica, Paraná, Argentina, 2010, 10TCAR24.

Autor: Marianela Myrna Morales Quiroga
 Instituto: Gabinete de Tecnología Médica, Universidad Nacional de San Juan.
 Calle: Avenida San Martín (Oeste) 1109.
 Ciudad: San Juan.
 País: Argentina.
 E-mail: moralesmarianela@hotmail.com