



Uniciencia

ISSN: 1011-0275

ISSN: 2215-3470

Universidad Nacional, Costa Rica

Calderón-Mata, Angélica; Arce-Corrales, Luis; Mejías-Gamboa, Ricardo

Control de calidad de imagen y dosimetría, para  
mamografía digital, utilizando el fantoma Normi Mam Digital

Uniciencia, vol. 32, núm. 2, 2018, Julio-Diciembre, pp. 70-81  
Universidad Nacional, Costa Rica

DOI: <https://doi.org/10.15359/ru.32-2.5>

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=475958171005>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org  
UAEM

Sistema de Información Científica Redalyc  
Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal  
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso  
abierto



# Control de calidad de imagen y dosimetría, para mamografía digital, utilizando el fantoma Normi Mam Digital

*Image and dosimetry quality control for digital mammography by using the Normi Mam Digital phantom*

*Controle de qualidade de imagem e dosimetria, para mamografia digital, utilizando o fantoma Normi Mam Digital*

**Angélica Calderón-Mata**  
[aem0508@gmail.com](mailto:aem0508@gmail.com)

Departamento de Física, Universidad Nacional de Costa Rica,  
Heredia, Costa Rica.  
Orcid: <https://orcid.org/0000-0001-8425-3221>

**Luis Arce-Corrales**  
[lpac06@gmail.com](mailto:lpac06@gmail.com)

Servicio de Radiología, Hospital  
San Juan de Dios,  
San José, Costa Rica.  
Orcid: <https://orcid.org/0000-0002-2371-4765>

**Ricardo Mejías-Gamboa**  
[ricardo.mejas@gmail.com](mailto:ricardo.mejas@gmail.com)

Departamento de Física, Universidad Nacional de Costa Rica,  
Heredia, Costa Rica.  
Orcid: <https://orcid.org/0003-2527-1205>

Recibido-Received: **14/feb/2017** • Corregido-Corrected: **30/abr/2017**  
Aceptado-Accepted: **4/may/2017** • Publicado-Published: **31/jul/2018**

## Resumen

En Costa Rica no hay una recomendación explícita de las autoridades competentes para la utilización de un fantoma concreto, de ahí que los expertos deben explorar lo que ofrecen los proveedores, entre los que destaca el fantoma Normi Mam Digital del fabricante PTW. Este artículo presenta los resultados del control de calidad dosimétrico y de imagen, aplicados al fantoma Normi Mam Digital para validar como equipo que cumple las recomendaciones del Human Health Series no. 17. Los resultados obtenidos fueron satisfactorios, logrando comprobar que los equipos cumplen con las tolerancias recomendadas por órganos sanitarios internacionales.

**Palabras claves:** rayos X; formación de imágenes; radiación; tecnología médica

## Abstract

In Costa Rica there is not an explicit recommendation given by the Regulatory Authorities for the utilization of a specific Phantom; that is why experts have to explore what is offered in the market. One of the most remarkable equipment is Normi Mam Digital made by PTW. This article introduces the results of image and dosimetry quality control, applied to the Normi Mam Digital Phantom to validate how the equipment complies with the recommendations of Human Health Series no. 17. The obtained results were satisfactory and achieved the regulatory tolerances by international sanitary organizations.

**Keywords:** X-Rays; image formation; radiation; medical technology.



## Resumo

Na Costa Rica não há uma recomendação explícita das autoridades competentes para utilizar um fantoma concreto, razão pela qual os expertos devem explorar o que os fornecedores oferecem; sendo um dos destaques o fantoma Normi Mam Digital do fabricante PTW. Este artigo apresenta os resultados do controle de qualidade dosimétrico e de imagem aplicados no fantoma Normi Mam Digital para legitimá-lo como equipamento que cumpre as recomendações do Human Health Series no. 17. Os resultados obtidos foram satisfatórios, comprovando que os equipamentos cumprem com as tolerâncias recomendadas pelos órgãos sanitários internacionais.

**Palavras-chaves:** raios X; formação de imagens; radiação; tecnologia médica

**S**egún la Organización Mundial de la Salud (OMS), el cáncer de mama es el más frecuente en mujeres a nivel mundial (OMS, 2016). En América, de acuerdo con datos de la Organización Panamericana de la Salud (OPS), el cáncer de mama es la segunda causa de muerte por tumores malignos (OPS, 2014).

Dada la alta incidencia, se han hecho esfuerzos por conseguir un diagnóstico temprano de dicha enfermedad. En los últimos años, la tendencia mundial es reemplazar los equipos de mamografía analógica por sistemas digitales, según cita Harvey (2013), lo que ha supuesto la creación de nuevos protocolos de calidad para garantizar el buen funcionamiento y evaluar el desempeño.

En el Human Health Series no. 17 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA, 2011), se presentan los procedimientos y parámetros para la realización de controles de calidad de equipos de mamografía digital; sin embargo, no se especifica el fantoma que se debe utilizar, en su lugar, se propone emplear un fantoma recomendado para mamografía a nivel nacional o internacional. Específicamente, en Costa Rica se presenta el caso anterior, no existe

un protocolo o procedimiento que indique el fantoma por utilizar, lo que lleva a los expertos a valorar los distintos fantomas que se encuentran en el mercado; uno de estos es el Normi Mam Digital de la casa PTW, el cual es aceptado por el Instituto Alemán de Normalización (DIN) para las pruebas propuestas en materia de control de calidad para mamografía.

El objetivo de este trabajo es realizar el control de calidad de imagen y dosimetría, para mamografía, mediante la validación del método estipulado en el Human Health Series no. 17 del OIEA, e implementando el fantoma certificado Normi Mam Digital, el cual es utilizado para realizar las pruebas de aceptación y constancia de los equipos de mamografía digital.

Referente a la metodología utilizada, se realizó el procedimiento a seguir basado en el manual de usuario del fantoma y en el documento Human Health Series no. 17. El equipo Normi Mam es un kit que cuenta con un fantoma semicircular, una placa de polimetilmetacrilato (PMMA) y una serie de insertos que pueden ser introducidos en la placa. Esta última tiene una cuña en pasos de aluminio con 14 niveles, dos líneas de cinco



bolas de acero simétricamente ubicadas y el borde de la placa muestra las limitaciones en la pared torácica. Las pruebas de control de calidad dosimétrico se basaron en la obtención de la capa hemirreductora (CHR), el kerma en aire y, finalmente, la dosis glandular promedio; mientras que las pruebas de calidad de imagen se basan en el análisis de la resolución espacial, el contraste y la calidad de imagen. Dichas pruebas se describen con más detalle en la sección de metodología y materiales.

Posteriormente, se hicieron dichas mediciones en ambos equipos y, al final, se compararon los resultados obtenidos en cada uno.

## Marco teórico

### Calidad de imagen

Como lo menciona González *et al.* (2010), existe consenso científico de que una de las medidas más efectivas para reducir la mortalidad por cáncer de mama es la prevención secundaria. La detección temprana y el diagnóstico en estadios más iniciales mejoran el pronóstico de la enfermedad. La efectividad y los beneficios del tamizaje del cáncer de mama han reducido la mortalidad hasta en un 30 %.

En mamografía, el garantizar una buena calidad de imagen es fundamental para el diagnóstico anatómico-estructural de las lesiones. La digitalización en las imágenes de mamografía ha dado lugar a mejoras en la calidad de imagen, lo que ha producido un aumento en el porcentaje de detección de cáncer con respecto a la mamografía convencional, como lo menciona Chiarelli (2013).

Sin embargo, los equipos no están exentos de fallas, por lo que es necesario

identificar los parámetros que permiten evaluar la calidad de la imagen. En este artículo se utilizarán el alto y bajo contraste.

Según Kanal, el alto contraste es la capacidad de diferenciar dos estructuras adyacentes como elementos separados. Puede reducirse por el emborronamiento causado por el tamaño del punto focal del tubo de RX y por el procesamiento computacional que se le dé a la imagen; mientras que el bajo contraste es la diferencia entre la magnitud de la señal de la estructura de interés y la de su alrededor. El bajo contraste está influenciado por el del sujeto y la resolución del monitor. Para la mamografía, el contraste del sujeto es la diferencia relativa entre las transmisiones de rayos X en el plano de entrada del receptor de imagen, a través de diferentes partes de la mama. El contraste del sujeto depende de la energía del espectro, que a su vez es determinada por el material del blanco, el kilovoltaje pico (kVp) y la filtración (Kanal, 2013).

### Dosimetría

La carcinogénesis mamaria ocurre generalmente en el tejido glandular, de ahí que la dosis glandular promedio (DGP) sea el parámetro más utilizado para evaluar la dosis impartida al paciente y sirva como elemento esencial para la optimización de la imagen en la mamografía (Dance, 2009).

Según el Human Health Series no. 17 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA, 2011), existe una relación entre DGP y el kerma incidente en la superficie de la mama, que se define de la siguiente manera:

$$D_G = g c_i s K_i \quad (\text{Ecuación 1})$$



donde  $g_i$  es el factor que convierte el kerma incidente en DGP, para una mama cuya composición es 50 % fibroglandular y 50 % grasa;  $c_i$  es el factor de conversión que aproxima la glandularidad de una mama estándar, y  $s$  es el factor asociado a la combinación blanco/filtro utilizado.

El valor del producto  $g_i c_i$  es adimensional, depende de la capa hemirreductora (CHR) y del material y grosor del fantoma. En la Tabla 1 se muestran los valores del producto en relación con el grosor de la capa hemirreductora dado en milímetros de aluminio (mm Al) para un fantoma de polimetilmetacrilato (PMMA) de 45 mm de grosor. El factor  $s$ , que depende de la combinación blanco/filtro, se representa en la Tabla 2, donde para cada una de las diferentes combinaciones blanco/filtro de las que dispone el equipo, se obtiene un valor  $s$ . La relación de estas variables da como resultado la dosis glandular media según la Ecuación 1.

Cabe señalar que la dosis absorbida es la energía absorbida por unidad de masa en un determinado punto y el kerma incidente es la suma de la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas por unidad de masa.

Según el Human Health Series no. 17, el nivel de dosis aceptado para una mama equivalente a 45 mm de polimetilmetacrilato (PMMA), es decir, una mama de 53 mm de grosor aproximado, es de 2.5 mGy y la dosis deseable es de 2 mGy.

Tabla 1  
*Producto  $g_i c_i$  para polimetilmetacrilato (PMMA) de 45 mm de grosor*

CHR (mm Al)	(mGy/mGy)
0,3	0,172
0,35	0,196
0,4	0,218
0,45	0,242
0,5	0,269
0,55	0,297
0,6	0,321

*Nota:* Fuente OIEA, Human Health Series no. 17.

Tabla 2  
*Valores del factor  $s$*

Combinación blanco/filtro	Factor $s$
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042

*Nota:* Fuente OIEA, Human Health Series no. 17.

## Fantomas

Los fantomas o maniquíes son elementos cuya forma y material simula características del cuerpo humano, los cuales son usados para procedimientos de aseguramiento de calidad y en estrategias para optimizar la relación entre dosis y calidad de imagen. Estos fantomas incluyen detalles que simulan lesiones, como microcalcificaciones y fibras, así como objetos que permiten realizar mediciones cuantitativas de calidad de imagen (De las Herras, 2013).



Existe gran variedad de fantomas para mamografía, el más popular es el autorizado por la American College of Radiology (ACR); sin embargo, este fantoma fue inicialmente diseñado para mamografía convencional y, según reportan Huda *et al.* (2002), es insuficiente para evaluar la calidad de imagen en mamografía digital. Por su parte, el Normi Mam Digital es un set de fantomas especialmente diseñado para mamografía digital (ver Figura 1a y Figura 1b).

Figura 1a      Figura 1b



Figura 1a. Fantoma Mamografía ACR, modelo disponible en el HSJD. Fuente de elaboración propia.

Figura 1b. Fantoma Normi Mam, modelo disponible en el HSJD. Fuente de elaboración propia.

### Detectores de radiación de estado sólido

Los detectores de estado sólido son sensores de radiación ampliamente utilizados en física médica, debido a su alta sensibilidad en volúmenes pequeños, alta reproducibilidad y precisión, y a tener respuesta independiente de la energía de la radiación incidente en los rangos clínicos (Azorín, 2014). Por sus características, son equipos utilizados en el área de radiodiagnóstico, tanto para el diseño estructural de los equipos diagnósticos como para constituir herramientas para el control de calidad de los procesos y la dosimetría de los pacientes, ya sea *in vivo* o con fantomas.

Los detectores semiconductores de radiación están conformados por un par de placas de material conductor (electrodos) unidas a un cristal semiconductor en el que

se producen pares electrón/hueco cuando la radiación incide con suficiente energía para ionizar el entorno. La corriente producida es amplificada para lograr una mejor señal.

### Metodología y materiales

En el presente trabajo, se realizó una investigación exploratoria y un análisis comparativo. La primera para determinar la manera correcta de utilizar el equipo Normi Mam Digital como herramienta para la realización de las pruebas requeridas; el segundo, para analizar los datos colectados de los controles de calidad llevados a cabo.

Las pruebas se realizaron con dos mamógrafos de marca Siemens, modelo Mammomat Inspiration, pero con antigüedad diferente, pertenecientes al Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital San Juan de Dios (HSJD). Ambos equipos han recibido mantenimiento similar, ya que se encuentran bajo la égida del mismo físico médico y proveedor desde hace uno y dos años, respectivamente.

Se buscó documentación de controles de calidad realizados, siguiendo los procedimientos del Human Health Series no. 17 y utilizando el Normi Mam; sin embargo, no se consiguió. Por ello, se procedió a diseñar e implementar un procedimiento propio que permitiera realizar los controles de calidad de imagen y dosimetría.

### Fantoma

En el Human Health Series no. 17 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA, 2011), se presentan los procedimientos y parámetros para la realización de controles de calidad de equipos de mamografía digital; sin embargo, no se especifica el fantoma que se debe utilizar. En su lugar,



*Figura 2. Equipo de mamografía Siemens Mammomat Inspiration, modelo disponible en el HSJD. Fuente de elaboración propia.*

se propone emplear un fantoma recomendado en el nivel nacional o internacional para mamografía.

En Costa Rica, no hay una recomendación explícita de las autoridades competentes para la utilización de un fantoma concreto; de ahí que los expertos deben explorar lo que ofertan los proveedores, entre los que destaca el fantoma Normi Mam Digital de PTW, el cual es aceptado para realizar las pruebas propuestas por el Instituto Alemán de Normalización (DIN), en materia de control de calidad para mamografía.

El equipo Normi Mam es un kit que cuenta con un fantoma semicircular, una placa de polimetilmetacrilato (PMMA), una pieza de PMMA y una serie de insertos que pueden ser introducidos en la placa. Esta última tiene una cuña en pasos de aluminio con 14 niveles, dos líneas de bolas de acero simétricamente ubicadas y su borde muestra las limitaciones en la pared torácica, como se puede observar en la Figura 3.

Además, como se muestra en la Figura 4, es posible adaptarle a la placa de PMMA el inserto de la ACR, el cual tiene fibras con un diámetro de 1.56, 1.12, 0.89, 0.75, 0.54 y 0.40 mm, microcalcificaciones con diámetros de 0.54, 0.40, 0.32, 0.24 y 0.16 mm y



*Figura 3a. Pieza de PMMA, fantoma Normi Mam, modelo disponible en el HSJD. Fuente de elaboración propia.*

*Figura 3b. Placa, fantoma Normi Mam con insertos, modelo disponible en el HSJD. Fuente de elaboración propia.*



masas con grosor de 2.00, 1.00, 0.75, 0.50 y 0.25 mm (ver Figura 5).

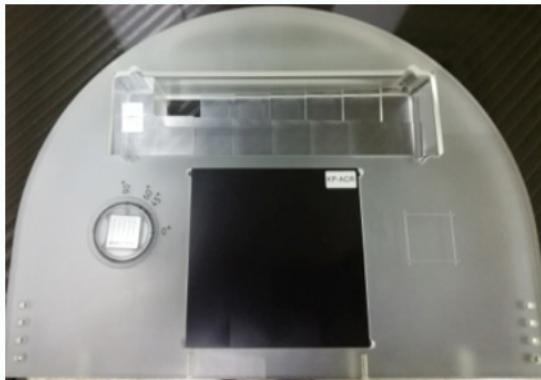


Figura 4. Fantoma Normi Mam con inserto KP-ACR, modelo disponible en el HSJD. Fuente de elaboración propia.

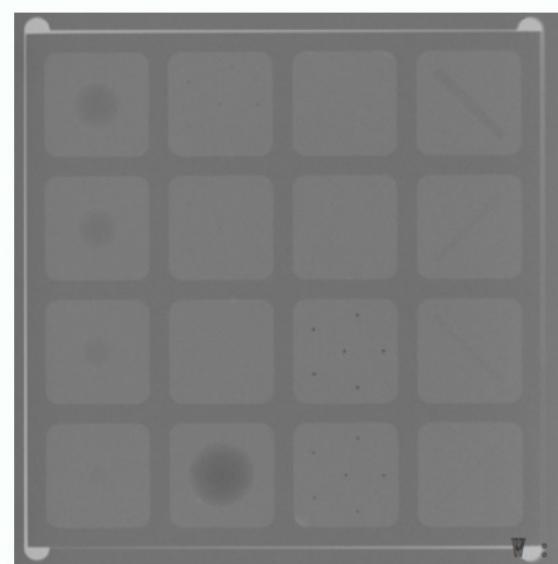


Figura 5. Esquemático de inserto KP-ACR, modelo disponible en el HSJD. Fuente de elaboración propia.

## Calidad de imagen

La calidad de imagen se evaluó utilizando el inserto KP-ACR. En la consola del mamógrafo, se seleccionó el modo QC-raw. Se colocó el inserto KP-ACR en el fantoma y este a su vez se ubicó encima del soporte del paciente. En la consola, se seleccionó el filtro deseado y se realizó una exposición utilizando el Control Automático de la Exposición (CAE). La imagen se guardó en la red del hospital. Luego se abrió en la computadora utilizada por los médicos radiólogos, tomando como referencia la Tabla 3, se contabilizó el puntaje de las microcalcificaciones, masas y fibras. Este procedimiento se repitió para todos los filtros deseados.

Además, se tomó como margen de tolerancia lo presentado en el Human Health Series no. 2 (ver Tabla 3). En este aspecto, es importante señalar que el documento del Human Health Series no. 2 está orientado a los equipos de mamografía convencional, por lo que, al no existir un parámetro evaluativo para mamografía digital, se considera que la calidad de imagen en los equipos digitales debe ser superior a la calidad de imagen en los equipos convencionales. Esto implica una mayor rigurosidad al evaluar la calidad de imagen en los sistemas digitales.

## Resolución espacial

Para la resolución espacial, el fantoma Normi Mam posee un espacio con un patrón de líneas que pueden ser rotadas. De la misma manera que se tomaron imágenes para puntuar las microcalcificaciones, masas y fibras, se tomaron imágenes para el patrón de líneas en ángulo de 0° y 90°. La tolerancia empleada fue de 10 pares de líneas/mm.



Tabla 3  
*Puntación de formaciones del inserto ACR*

Formación	Criterio	Puntuación	Tolerancia
Fibras	Totalmente visualizadas	1.0	> 4
	Más de la mitad visualizada (pero no la totalidad)	0.5	
	Menos de la mitad visualizada	0.0	
Microcalcificaciones	4 o más	1.0	> 3
	2-3	0.5	
	Menos de 2	0.0	
Masas	Totalmente visualizadas	1.0	> 3
	Parcialmente visualizadas	0.5	

Nota: Fuente OIEA, Human Health Series no. 2.

### Detector

El detector escogido fue el Radcal AGMS-M, el cual es un multisensor de esta-

do sólido para mamografía, hecho de diodos de silicio aislados en metal y recubiertos con policarbonato. Las características de operación se presentan en la Tabla 4.

Tabla 4  
*Especificaciones técnicas del detector Radcal AGMS-M*

Anodo/filtro	Tubo	kV $\pm$ 2 % o 0.7 kV el que sea mayor	HVL $\pm$ 10 % o 0.05 mm el que sea mayor
Mo/Mo	General	21-49	0.21-0.50
Mo/Rh	General	21-49	0.18-0.56
Mo/Mo	GE	22-48	0.24-0.51
Mo/Rh	GE	22-48	0.20-0.56
Rh/Rh	GE	22-48	0.27-0.78
W/Ag	General	20-40	0.17-0.78
W/Rh	General	20-40	0.17-0.69
W/AI	General	20-50	0.16-1.00
<b>Dosis</b>		<b>Tasa de dosis</b>	
80 nGy - > 100 Gy, $\pm$ 5 %		80 nGy/s - 200 mGy/s, $\pm$ 5 %	

Nota: Fuente hoja de datos Radcal <http://radcal.com/radcal-solid-state-multi-sensors-spec-sheet.pdf>



Además, el detector (Figura 6), se acopló a una interfaz digital (Figura 7), la cual se conectó a una computadora. Las lecturas se visualizaron utilizando el *software* propio de la interfaz.

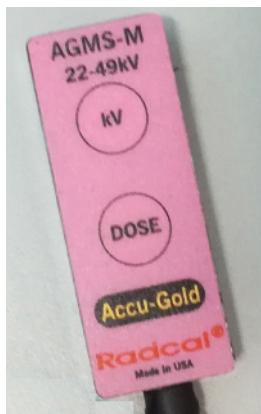


Figura 6. Sensor Radcal. Fuente de elaboración propia.



Figura 7. Digitalizador Radcal. Fuente de elaboración propia.

### Dosimetría

Para las pruebas de dosimetría, primero se determinó la CHR. En primer lugar, se coloca el fantoma en el soporte de mama del paciente y se baja la palanca de compresión para ajustarlo. Se selecciona el filtro

deseado, se realiza un disparo utilizando el control automático de exposición (CAE) y se anotan los valores de kilovoltaje (kV) y mili amperes segundo (mAs) obtenidos. Se retira el fantoma y se colocan la pantalla y el detector sobre el soporte del paciente. Seleccionando el modo manual, se utilizan los valores de kV y mAs obtenidos anteriormente y se realiza un disparo. Seguidamente, se coloca sobre la palanca de compresión la lámina de aluminio más delgada que se tenga, se lleva a cabo una exposición y se anota tanto el valor de la lectura como el grosor de la lámina. Se ejecuta el paso anterior con una lámina de aluminio de mayor grosor y se repite hasta que el valor de la lectura sea cero. Se tomaron datos de dosis para diversas filtraciones y, posteriormente, mediante interpolación, se determinó la capa hemirreductora (CHR).

Posteriormente, se midió el kerma en la superficie. Para esto, se calculó la técnica (kV, mAs), utilizando el Control Automático de la Exposición (CAE), para el fantoma de Normi Mam de polimetilmetacrilato (PMMA) de 45 mm de grosor. Se retiró el fantoma, se programó manualmente la técnica calculada y se midió el kerma en aire utilizando el detector Radcal, el cual se coloca 45 cm por encima del soporte de mama y a 4 cm del borde de la pared torácica, se realiza la exposición y se anota el valor de kerma incidente.

Finalmente, se calculó la DGP a partir de los datos obtenidos de la capa hemirreductora y kerma incidente, según la Ecuación 1, que a su vez se establece en el Human Health Series no. 17 del [Organismo Internacional de Energía Atómica \(OIEA\)](#).



## Resultados

La información recopilada fue de calidad de imagen, a saber, resolución espacial y bajo contraste. Además, se tomaron los datos necesarios para calcular la DGP, como parámetro dosimétrico.

### Calidad de imagen

En la Tabla 5 se muestran los resultados de calidad de imagen usando el inserto ACR y siguiendo los procedimientos descritos en la sección de metodología. El control de calidad se efectuó a los dos equipos de mamografía antes mencionados. Los datos se agruparon por filtro, elemento y equipo.

En la Tabla 6, se presentan los resultados obtenidos para la resolución espacial. Este procedimiento se efectuó para los ángulos de 0° y 90° y para todos los filtros.

**Tabla 5**  
*Resultados de la calidad de imagen del inserto KP-ACR*

Filtro	Elemento	Equipo 1	Equipo 2
W/Rh	Masas	5	5
	Microcalcificaciones	5	4
	Fibras	5	5
	Masas	5	5
	Microcalcificaciones	4	4
	Fibras	5	5
Mo/Mo	Masas	5	5
	Microcalcificaciones	4	4
	Fibras	5	5
Mo/Rh	Masas	5	5
	Microcalcificaciones	4	4
	Fibras	5	5

**Tabla 6**

*Resultados de la calidad de imagen de la resolución espacial*

Filtro	Elemento	Equipo 1 (lp/mm)	Equipo 1 (lp/mm)
W/Rh	Patrón 0°	5,00	5,00
	Patrón 90°	5,00	5,00
Mo/Mo	Patrón 0°	5,00	5,00
	Patrón 90°	5,00	5,00
Mo/Rh	Patrón 0°	5,00	5,00
	Patrón 90°	5,00	5,00

### Dosis glandular promedio

La CHR y la DGP (en mm de Al), para cada equipo y filtro se presenta en la Tabla 7.

**Tabla 7**

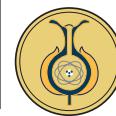
*Resultados de la dosis glandular promedio*

Filtro	CHR (Al)		DGP (mGy)	
	Equipo 1	Equipo 2	Equipo 1	Equipo 2
W/Rh	0,55	0,56	0,77	0,77
Mo/		0,34		1,42
Mo	0,34		1,41	
Mo/		0,39		1,07
Rh	0,40		1,25	

## Análisis de resultados

### Calidad de imagen

Los resultados obtenidos, al utilizar el inserto KP-ACR fueron satisfactorios, los parámetros de calidad de imagen son superiores a los recomendados por el Human Health Series no. 2, mostrados en la Tabla 3, en la cual se especifican las tolerancias de cada prueba. Se puede notar que los resultados de la evaluación de las fibras, microcalcificaciones y masas son superiores a las tolerancias establecidas por el documento del



Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) citado con anterioridad, en el que se basó el estudio. Es importante señalar una vez más que el Human Health Series no. 2 se dirige a equipos de mamografía convencional y no a los de mamografía digital; sin embargo, tomando en cuenta esta observación, de igual forma podemos concluir un resultado satisfactorio en cuanto a la calidad de imagen y los criterios de aceptación recomendados por el (OIEA).

La resolución espacial obtenida no está en el límite recomendado por el documento del OIEA, en el cual se especifica una tolerancia de 10 lp/mm; no obstante, corresponde con la registrada en la línea base del equipo (4 lp/mm).

### Dosis glandular promedio

La DGP también arrojó resultados positivos, al ser en todos los casos inferior a la dosis recomendada según el Human Health Series no. 2, cuyo valor aceptado es < 2.5 mGy, cumpliendo, además, en todos los casos, la dosis recomendada de < 2.0 mGy. Igualmente, tal y como se esperaba, el filtro W/Rh provee menor dosis de radiación a las pacientes.

### Conclusiones

Se logró realizar el control de calidad de imagen y dosimetría, para mamografía, siguiendo lo estipulado en el Human Health Series no. 17 y utilizando el fantoma Normi Mam Digital.

Con la realización de este estudio, se validó el método recomendado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), descrito en el Human Health Series no. 17, para mamografía digital. De igual forma, se validó el fantoma Normi Mam

Digital como instrumento para realizar los controles de calidad de los equipos de mamografía digital en Costa Rica, al ser una herramienta accesible y de uso viable en el país.

La metodología empleada en este estudio introduce una herramienta que permitirá y podrá ser utilizada para validar distintos fantomas ofertados en el mercado, debido a la ausencia de una normativa específica en Costa Rica, en relación con el fantoma utilizado para el control de calidad de los equipos de mamografía. Lo anterior, aunque se pueda adaptar alguno en específico, de acuerdo con las necesidades y la accesibilidad en los distintos centros de salud.

Haciendo referencia a los resultados de las pruebas específicas, se concluye que ambos equipos de mamografía digital del Hospital San Juan de Dios, los cuales fueron evaluados en este estudio, cumplen tanto con las tolerancias como con los criterios de calidad de imagen (a excepción de la prueba de resolución espacial, que se encuentra fuera de tolerancia pero dentro de la línea basal de la puesta en servicio) y calidad dosimétrica descritos en el Human Health Series no. 2, conociendo que dichas tolerancias están diseñadas para evaluar equipos de mamografía convencional.

### Recomendaciones

Se recomienda seguir realizando controles de calidad semestrales a los equipos utilizados, siguiendo la metodología y el fantoma empleado y, de esta forma, poder llevar a cabo una intercomparación de los resultados con los presentados en este artículo. Igualmente, se sugiere hacer el seguimiento de los resultados a lo largo del tiempo, para detectar el desgaste y deterioro de algún componente del equipo, de acuerdo con el resultado de las pruebas.



## Agradecimientos

Para este artículo se contó con el apoyo de la Maestría de Física Médica de la Universidad Nacional de Costa Rica y del Ministerio de Ciencia y Tecnología y Telecomunicaciones de Costa Rica (MICITT).

## Referencias

- Chiarelli, A. M.; Edwards, S. A. *et al.* (Setiembre de 2013). Digital Compared with Screen-Film Mammography: Performance Measures in Concurrent Cohorts within an Organized Breast Screening Program. *Radiology, RSNA*, 268(3), 684-693. DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.13122567>
- Dance, D. R.; Young, K. C. y Van Engen, R. E. (Junio de 2009). Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Physics in Medicine and Biology*, 54(14), 4361-4372. DOI: 10.1088/0031-9155/54/14/002
- González-Robledo, L.; González-Robledo, M. C.; Nigenda, G. y López-Carrillo, L. (2010). Acciones gubernamentales para la detección temprana del cáncer de mama en América Latina. Retos a futuro. *Salud Pública México*, 52(6). Doi <https://doi.org/10.1590/S0036-36342010000600009>
- Huda, W; Sajewicz, A. M.; Ogden, K. M.; Scalzetti, E. M. y Dance, D. R. (Julio de 2002). How good is the ACR accreditation phantom for assessing image quality in digital mammography? *Academic Radiology*, 9, 764-772.
- Disponible en <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12139090>
- De las Herras, H.; Shöfer, F. *et al.* (2013). A phantom using titanium and Landolt rings for image quality evaluation in mammography. *Physics in Medicine and Biology*, 58(8), 17-30. DOI: 10.1088/0031-9155/58/8/L17
- Harvey J., M. D.; Gard, C. *et al.* (Marzo de 2013). Reported Mammographic Density: Film-Screen versus Digital Acquisition. *Radiology, RSNA*, 266(3), 752-758. DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.12120221>
- Kanal, M.; Krupinski, E. *et al.* (2013). ACR-AAPM-SIIM practice parameter for determinants of image quality in digital mammography. *Journal Digital Imaging*, 26, 10-25. DOI: 10.1007/s10278-012-9521-3
- Organismo Internacional de Energía Atómica. (2009). Human Health Series no. 2, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography. Viena, Austria. Disponible en [http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1381\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1381_web.pdf)
- Organismo Internacional de Energía Atómica. (2011). Human Health Series no. 17, Quality Assurance Programme for Digital Mammography. Viena, Austria. Disponible en [http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482_web.pdf)
- Organización Mundial de la Salud [OMS]. (2015). Cáncer de mama: prevención y control. Disponible en <http://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/>
- Organización Panamericana de la Salud [OPS]. (2014). Cáncer de mama en las Américas. Disponible en [http://www.paho.org/hq/index.php?option=com\\_docman&task=doc\\_download&gid=21588&Ite mid](http://www.paho.org/hq/index.php?option=com_docman&task=doc_download&gid=21588&Ite mid)



*Control de calidad de imagen y dosimetría, para mamografía digital, utilizando el fantoma Normi Mam Digital.*  
(Angélica Calderón Mata y otros) por *Revista Uniciencia* se encuentra bajo una [Licencia CreativeCommons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 3.0 Unported](#).