

Introducción de una figura de mérito para la evaluación conjunta de la calidad de imagen y la dosimetría en mamografía digital

Introduction of a figure of merit to jointly assess image quality and dosimetry in digital mammography

José María Chimeno Hernández*, Pilar Gras Miralles, María Dolores Sabater Peñalver, Noelia López Muñoz, Juan Manuel Campayo Esteban, Juan Ignacio Villaescusa Blanca

Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitari i Politècnic La Fe, Av. Fernando Abril Martorell 106, 46026, València, España.

Fecha de Recepción: 30/04/2018 - Fecha de Aceptación: 07/09/2018

Objetivo: el objetivo de este estudio es la valoración conjunta del binomio dosis-calidad de imagen en equipos de mamografía digital.

Métodos: se evaluaron 8 mamógrafos digitales durante 2016 y 2017: Giotto I3DL (3 equipos), Fujifilm Amulet FDR (3 equipos) y Hologic Selenia (2 equipos). La calidad de imagen se valoró mediante la determinación del umbral de sensibilidad de contraste-tamaño del detalle y la evaluación dosimétrica mediante la medida de dosis glandular promedio a diferentes espesores de polimetil metacrilato. Se introduce una figura de mérito, Q , para el análisis conjunto de la calidad de imagen y la dosimetría.

Resultados: los equipos Selenia Hologic presentan la mejor calidad de imagen a coste de una mayor dosis glandular para todos los espesores. Los equipos Giotto proporcionan una dosis glandular promedio inferior para todos los espesores estudiados. La figura de mérito toma un valor similar para casi todos los mamógrafos salvo para dos de los equipos Giotto, mejor valorados.

Conclusión: se ha introducido una figura de mérito, no basada en la relación contraste-ruido, que valora conjuntamente la calidad de imagen y la dosimetría, y cuyas tolerancias son independientes del espectro empleado.

Palabras clave: Control de calidad, mamografía, dosimetría, figura de mérito.

Purpose: the aim of this study was to jointly analyze image quality and mean glandular dose in digital mammography.

Methods: 8 systems were evaluated during 2016 and 2017: Giotto I3DL (3 units), Fujifilm Amulet FDR (3 units) and Hologic Selenia (2 units). The image quality was quantified by analyzing the contrast thickness threshold, and dose results were obtained by measuring the mean glandular dose at clinical conditions for different thicknesses of polymethyl methacrylate. A figure of merit is introduced, Q , in order to evaluate image quality and dosimetry altogether.

Results: the Selenia units presented better image quality at the cost of a higher mean glandular dose for all polymethyl methacrylate thicknesses. The Giotto units presented a lower glandular dose for all polymethyl methacrylate thicknesses. The figure of merit showed approximately the same assessment for all mammographs, except for two Giotto I3DL systems, which obtained a better assessment.

Conclusion: a figure of merit has been introduced, not based on the contrast-noise relation, which assesses image quality and dosimetry altogether, and whose tolerances are independent of the spectrum used.

Key words: Quality control, mammography, dosimetry, figure of merit.

Introducción

El cáncer de mama es el más frecuente entre las mujeres españolas y uno de los de mayor impacto a nivel mundial.¹ La combinación de examen clínico y mamografía (cribado o *screening* mamográfico) se ha

convertido en el método más eficaz para la detección precoz de la enfermedad. La introducción de los equipos digitales ha supuesto un avance en la detección temprana debido al incremento de la calidad de imagen y la posibilidad de post-procesado de la misma.² Independientemente de que la imagen sea adquirida

* Correspondencia
jochiher@gmail.com

por un equipo de radiología computarizada (CR) o radiología digital directa (DR), la calidad de imagen ha de ser tal, que permita la identificación de masas o tumores y microcalcificaciones, sin la aparición de artefactos ni distorsión alguna de la morfología de la mama. Al mismo tiempo, la dosis a la mama debe ser la mínima posible (*As Low As Reasonable Achievable*, ALARA) que cumpla los objetivos de calidad de imagen mencionados. Debido a la respuesta lineal de los detectores digitales, una sobreexposición no es fácilmente identificable en la imagen. Por ello, es crucial el estudio y control de la dosis glandular promedio (D_G) de las mujeres sometidas al proceso de *screening* para los parámetros de adquisición empleados en este cribado.

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD)³ plantea la evaluación de la calidad de imagen a través de la realización de seis pruebas. Estas son: la determinación del umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle (MD030) empleando maniqués de contraste-detalle específicos para mamografía, así como la evaluación de la constancia de la calidad de imagen (MD031), la resolución espacial (MD032), el ruido en la imagen (MD033), la distorsión geométrica (MD034) y la remanencia (MD035). Respecto a la dosimetría, el PECCRD plantea la estimación de dosis glandular para diferentes espesores de polimetil metacrilato (PMMA) y en condiciones clínicas. Dada la correlación entre calidad de imagen y dosimetría, algunos autores plantean la comparación y optimización de mamógrafos mediante la valoración conjunta de estas dos magnitudes. En la última década se ha planteado dicha valoración empleando figuras de mérito (FOM). La utilidad de la FOM reside en la cuantificación del equilibrio calidad de imagen-dosimetría. Existen diversas definiciones de FOM en la bibliografía. Kanaga *et al.*⁴ definieron la FOM como $FOM = RCR^2/D_G$, siendo RCR la relación contraste-ruido, y la emplearon para comparar tres mamógrafos digitales. Esta misma figura fue empleada por Ranger *et al.*⁵ para la optimización de equipos digitales frente a los detectores convencionales anteriores, estableciendo la reducción de dosis glandular promedio proporcionada por los sistemas digitales. Borg *et al.*⁶ compararon la FOM anteriormente introducida con otras tres: $FOM_2 = RCR^2/E$, siendo E el kerma en la superficie de entrada de la mama; $FOM_3 = SC^2/D_G$, siendo SC el contraste para las microcalcificaciones; $FOM_4 = SNR^2/D_G$, donde SNR es la relación señal-ruido. A pesar de las limitaciones de cada FOM, los autores afirman su validez para la optimización de equipos mamográficos. Sin embargo, las definiciones de FOM basadas en RCR (o SNR) presentan una limitación para la intercomparación de equipos. RCR es una magnitud que presenta una gran variabilidad para un mismo equipo. Además, los valores límite asociados a la RCR (calculados tal como indica el protocolo español) son dependientes del espectro y la tecnología del equipo.

En este contexto, este estudio plantea un método de valoración de mamógrafos basado en el análisis de forma conjunta de la calidad de imagen y la dosis glandular promedio, a través de una figura de mérito que no depende de RCR.

Materiales y métodos

Se han analizado un total de 8 mamógrafos digitales de 3 fabricantes diferentes: Giotto modelo I3DL (3 equipos), Fujifilm modelo Amulet FDR (3 equipos) y Hologic modelo Selenia (2 equipos). Se han evaluado las magnitudes descritas a continuación a partir de los controles de calidad realizados en 2016 y 2017. Cada año se realizan dos controles a cada uno de los equipos. A pesar de que los equipos Selenia Hologic tienen diferentes modos de operación, en este estudio se analizan únicamente adquisiciones realizadas en modo convencional (Full Field Digital Mammography; FFDM) ya que es el modo empleado en el sistema de *screening* actualmente en España.

Como evaluación de la calidad de imagen, se utilizó el resultado de la prueba MD030 ('Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle') descrita en el PECCRD. En ella se utiliza el maniquí de contraste-detalle CDMAM (versión 3.4).⁷ Este maniquí consiste en un conjunto de discos de oro con distintos espesores (0.03 μm – 2 μm) y diámetros (0.1 mm – 2 mm). El maniquí tiene un espesor de 0.5 cm que, por su composición, tiene una atenuación equivalente a 1 cm de PMMA. Se coloca entre 4 cm de PMMA, 2 cm encima y debajo, respectivamente. El espesor de 5 cm efectivos de PMMA equivale a su vez a 6 cm de tejido mamario comprimido.⁸ Por este motivo se añaden 1.5 cm de poliespán entre el compresor del mamógrafo y el PMMA para la simulación del espesor de mama equivalente. La calidad de imagen se evalúa determinando el mínimo espesor de oro visualizado correspondiente a cada diámetro. Este umbral se determinó empleando un programa de evaluación automático, CDCOM. Este programa proporciona los espesores límites detectados por el algoritmo, así como correlación con la *predicción humana*. La conversión la realiza empleando el método nombrado como UK en el programa CDCOM. Se asume una relación lineal entre el umbral de detección automático y el humano según espesores de los discos de oro. El factor proporcional fue determinado experimentalmente.⁹

Respecto a la dosimetría, se emplea la metodología propuesta por el PECCRD (MD036), que está basada en el estudio de Dance.^{8,10} Este método se basa en la aplicación de factores de conversión al kerma en aire en la superficie de entrada (K_a), tal como muestra la siguiente expresión,

$$D_G = K_a g c s \quad (1)$$

donde g convierte el kerma en dosis glandular para una mama con glandularidad del 50% (y combinación ánodo-filtro de Mo/Mo), c corrige la diferencia de glandularidad respecto al 50% y s depende de la combinación ánodo filtro empleada. Los dos primeros factores dependen tanto del espesor de mama como de la calidad del haz de rayos X (capa hemirreductora, CHR). Siguiendo esta metodología, se estimaron las dosis glandulares para diferentes espesores de PMMA (2 cm, 4.5 cm, 5 cm, 6 cm), considerados representativos del rango de espesores de mama en mujeres. El K_a fue medido con el detector de estado sólido Black Piranha de RTI, que tiene un rango de medida entre 25 nGy y 1500 Gy, una exactitud de aproximadamente 5% y una calibración adecuada para las combinaciones ánodo/filtro estudiadas en este documento. Este detector proporciona, a partir de una única exposición, los valores de kerma, tensión de pico, tiempo de exposición y CHR. Posteriormente, el kerma en aire para los diferentes espesores es estimado a partir del rendimiento del ánodo/filtro empleado, los mAs del disparo y la correspondiente corrección por la distancia. Según el PECCRD, la determinación de la CHR debe realizarse con una lámina de aluminio de pureza superior a 99.9% y con una cámara de ionización. En este documento, la CHR empleada fue la derivada por el detector Black Piranha. Se considera que la variabilidad del valor de la CHR con factores como la posición del detector o la repetibilidad de la calidad del haz hace aceptable la incertidumbre introducida por el detector de estado sólido.¹¹ Cabe destacar que en todas las adquisiciones el Control Automático de Exposición (CAE) seleccionó tanto kV como carga (mAs) y combinación ánodo/filtro en función del espesor comprimido y la atenuación del maniquí correspondiente. Se empleó el mismo maniquí CDMAM en todas las adquisiciones.

Un equipo con una buena calidad de imagen puede estar consiguiéndola a costa de una mayor dosis a paciente. Por este motivo se hace necesaria la introducción de una figura de mérito para la valoración conjunta de estas dos magnitudes. En este contexto, se plantea una figura de mérito, Q , definida como,

$$Q = \frac{IQF \cdot D_G}{IQF_{al} \cdot D_{G_{al}}} \quad (2)$$

donde

$$IQF = \sum_i d_i \mu_i \quad (3)$$

siendo d_i los diámetros de los discos del CDMAM (0.1 mm-1 mm) y μ_i los espesores umbral determi-

Tabla 1. Valores límite (*aceptable*) y *alcanzables* estipulados para la prueba MD030 del control de calidad de mamografía.¹¹ A partir de los valores *alcanzables* se deriva el valor IQF_{al} .

Diámetro disco de oro (mm) (d_i)	Espesor umbral del disco de oro (μ) (μ_i)	
	Aceptable	Alcanzable
0.10	1.680	1.100
0.25	0.352	0.244
0.50	0.150	0.103
1.00	0.091	0.056

nados por la *predicción humana* del CDCOM. El IQF se calcula para los diámetros indicados en la Tabla 1. $D_{G_{al}}$ es la dosis glandular promedio alcanzable para un determinado espesor y IQF_{al} es el valor alcanzable de esta magnitud. El PECCRD recoge los valores límite o valores de tolerancia, es decir, aquellos que determinan si el equipo pasa o no la prueba del control de calidad. Los valores alcanzables a los que se hace referencia están indicados en la guía *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*,¹² y se muestran en las Tablas 1 y 2. Evidentemente, el rango de D_G y IQF para el que la definición de Q es válida es aquel que cumple los límites de tolerancia estipulados en el PECCRD.

Aunque la definición de la figura de mérito no está limitada para un espesor de PMMA concreto, en este documento se presenta el análisis de su valor para el espesor de 5 cm de PMMA, Q_5 , ya que es el espesor empleado en la prueba MD030. Según la definición de esta figura de mérito, están mejor valorados los equipos con menor Q_5 .

Tabla 2. Valores límite (*aceptables*) y *alcanzables* estipulados para la prueba MD036 del control de calidad de mamografía.¹¹ A partir de los valores *alcanzables* se deriva el valor $D_{G_{al}}$.

Espesor de PMMA (cm)	Dosis glandular promedio (mGy)	
	Aceptable	Alcanzable
2	1	0.6
3	1.5	1
4	2	1.6
4.5	2.5	2
5	3	2.4
6	4.5	3.6

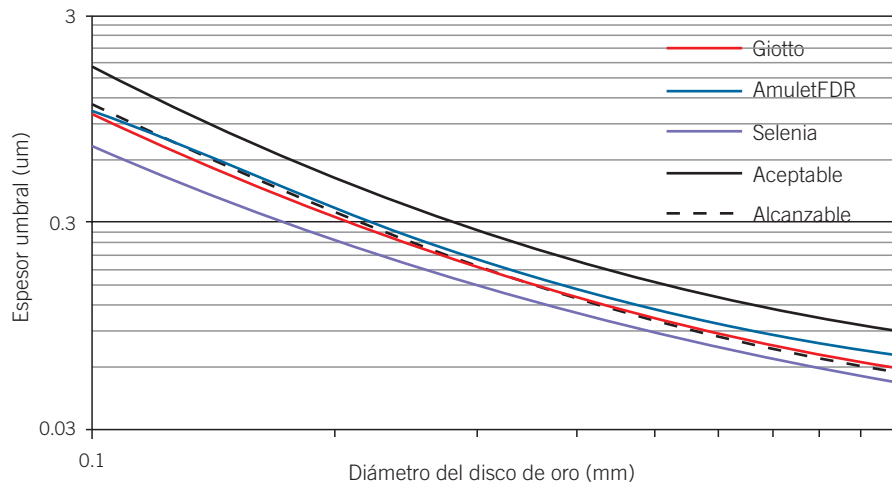


Fig. 1. Umbral de contraste-tamaño del detalle para los diferentes equipos estudiados. Las curvas han sido obtenidas como la media de los valores umbral obtenidos en los controles de calidad de 2016 y 2017 en todos los equipos de cada fabricante.

Resultados

La figura 1 muestra el umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle para los diferentes equipos agrupados por fabricantes. La línea continua negra representa los valores límite establecidos por el PECCRD. La línea discontinua negra representa los valores deseables o alcanzables indicados en la guía europea.¹² Las curvas han sido obtenidas como la media de las correspondientes curvas de los equipos de un mismo fabricante para los controles de calidad de 2016, 2017. Cabe destacar que, tal como se ha representado, un valor inferior en la figura 1 representa un mayor contraste, es decir, mayor capacidad de ver un espesor menor de un disco de oro de cierto diámetro. Por tanto, los equipos Hologic Selenia analizados tienen una mejor calidad de imagen,

entendiéndose como tal el mejor contraste-tamaño de detalles. Los equipos Fujifilm y Giotto, a pesar de tener un contraste algo inferior, disponen de una calidad de imagen muy superior al límite marcado por el PECCRD para esta prueba.

Tal como se ha mencionado anteriormente, el análisis de la calidad de imagen debe ir acompañado del correspondiente estudio dosimétrico. En nuestro caso, encontramos una dosis glandular mayor en los equipos Selenia para todos los espesores considerados (figura 2). En concreto un 12%, 27%, 19% y 5% superior que la proporcionada por los equipos Amulet FDR de Fujifilm y 15%, 26%, 25% y 12% superior que los equipos Giotto, para espesores de 2 cm, 4.5 cm, 5 cm y 6 cm de PMMA, respectivamente.

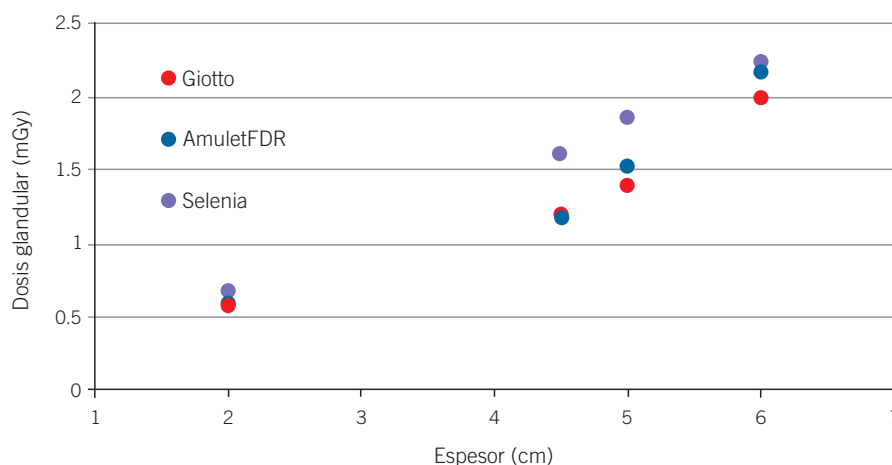


Fig. 2. Estudio de la variación de dosis glandular con espesor de PMMA. Los datos representados hacen referencia a la media de las dosis glandulares obtenidas en los controles de calidad de 2016 y 2017.

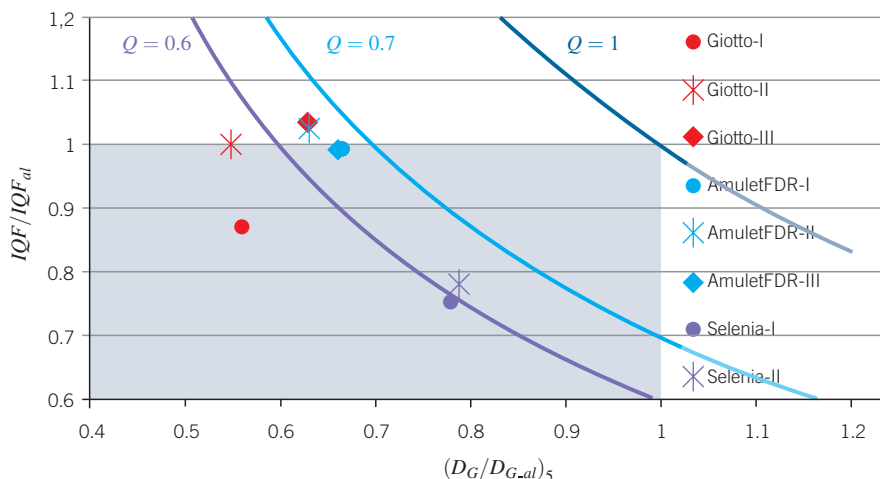


Fig. 3. Representación de la calidad de imagen frente a la dosis para 5 cm de PMMA de espesor proporcionada por los diferentes mamógrafos analizados. Las líneas sólidas representan las hipérbolas con valores $Q_5 = 1$, $Q_5 = 0.7$ y $Q_5 = 0.6$. El cuadrante sombreado hace referencia a los equipos que mejoran los valores *alcanzables*, tanto en calidad de imagen como dosimétricamente.

Figura de mérito

La figura 3 muestra la calidad de imagen para un espesor de 5 cm de PMMA representada por IQF/IQF_{at} , frente a la dosis glandular normalizada, $(D_G/D_{G.at})_5$, para este mismo espesor. Los valores representados hacen referencia a la media de cada equipo a lo largo de los dos años analizados. Dada la normalización de los ejes, el producto de la proyección de un punto determinado en el eje de abscisas y su proyección en el eje de ordenadas proporciona la figura de mérito Q_5 . El cuadrante determinado por $IQF/IQF_{at} < 1$ y $(D_G/D_{G.at})_5 < 1$ representa el dominio de valores para el cual tanto la calidad de imagen como la dosis (para espesor de 5 cm PMMA) son mejores que los valores considerados *alcanzables*. Se representan con líneas sólidas las hipérbolas que delimitan la combinación calidad imagen-dosis con $Q_5 = 1$, $Q_5 = 0.7$ y $Q_5 = 0.6$. Los equipos Amulet FDR muestran un valor constante de aproximadamente $Q_5 \approx 0.65$, mientras que los Hologic están próximos a $Q_5 \approx 0.60$. Los equipos Giotto muestran mayor dispersión entre ellos, siendo Giotto-I y Giotto-II los únicos equipos con $Q_5 < 0.55$. La discrepancia del equipo Giotto-III se explica mediante la suma de una serie de factores: un mayor rendimiento junto con una aparente diferencia en la calibración del CAE, diferente pendiente en la función respuesta del detector y una menor SNR.

Discusión

La calidad de imagen en mamografía determina la capacidad de identificación de forma fiable y precisa de lesiones de pequeño tamaño o poco contrastadas en la

mama. Esta depende críticamente de la calidad del haz así como del funcionamiento del receptor de imagen. La capacidad de diagnóstico se ve finalmente condicionada por los sistemas de visualización de imagen en los que el médico analiza la adquisición. Es de vital importancia la producción sistemática de imágenes de alto contraste y resolución a la menor dosis glandular que permita esta calidad.

En este estudio se ha analizado la calidad de imagen de 8 equipos a lo largo de 2016 y 2017, mediante la determinación del umbral de contraste-tamaño del detalle. Se concluye que los equipos Hologic proporcionan una calidad de imagen ligeramente superior a expensas de una mayor dosis glandular para los espesores analizados. Esta correlación entre calidad de imagen y dosis glandular plantea la necesidad de introducir una figura de mérito capaz de evaluar la proximidad al equilibrio óptimo entre estas dos magnitudes. Se sugiere como posible figura de mérito, Q . Dos equipos tendrán el mismo valor de Q si el incremento en dosis de uno de ellos se compensa con un incremento similar en la calidad de imagen (disminución de IQF). A pesar de que, por ejemplo, los equipos Selenia están dentro del cuadrante delimitado por $IQF/IQF_{at} < 1$ y $(D_G/D_{G.at})_5 < 1$, tienen una valoración inferior que Giotto-I y Giotto-II por la figura de mérito Q_5 . En este caso, la figura penaliza la mayor dosis glandular para el espesor de 5 cm.

De entre las figuras de mérito publicadas, destacamos la más empleada y debatida en la bibliografía,^{4,5,6,13} $F_m = RCR^2/D_G$. La definición y obtención de la RCR es variable según autores. En este estudio asumiremos que la RCR se obtiene de acuerdo con la prueba MD016 del PECCRD. La Tabla 3 muestra la valoración y

Tabla 3. Valores y ordenación según valoración de Q_5 y F_m para los mamógrafos analizados (empleando los datos de 2017).

$Q_5 (\times 10^2)$		$F_m (\text{mGy}^{-1})$	
Giotto-I	42.6	Giotto-I	59.5
Giotto-II	55.8	Amulet FDR-I	39.9
Selenia-I	58.7	Giotto-II	38.4
Selenia-II	63.1	Selenia-II	31.1
Giotto-III	64.5	Selenia-I	29.9
Amulet FDR-II	64.7	Giotto-III	29.5
Amulet FDR-I	64.9	Amulet FDR-II	14.1
Amulet FDR-III	65.4	Amulet FDR-III	13.7

ordenación dada por F_m y Q_5 para los mamógrafos analizados (empleando los datos de 2017), asumiendo que $F_m = RCR_5^2 / (D_G)_5$. La valoración de las dos figuras de mérito no es consistente. Dada la metodología seguida para obtener la RCR_5 (MD016 del PECCRD), este valor de contraste-ruido no es significativo de la capacidad límite del mamógrafo de captar lesiones de pequeño tamaño con un cierto contraste. Esto conlleva que la figura F_m pueda llegar a valorar mejor un mamógrafo a pesar de tener un umbral contraste-tamaño detalle peor, para unos niveles de dosis comparables. Además, la respuesta logarítmica, en vez de lineal, del detector de algunos mamógrafos dificulta la comparación. Para llevarla a cabo correctamente es necesaria la linealización de los valores medios del pixel tal como apunta el PECCRD en la prueba MD033. La RCR , a pesar de ser una magnitud capaz de valorar la calidad de imagen, presenta un mayor rango de valores para un mismo equipo y en el cálculo de su valor límite intervienen factores dependientes del espectro. Estas características dificultan la comparación de diferentes equipos empleando figuras de mérito basadas en la RCR . Por el contrario, IQF es una magnitud cuya metodología de valoración no depende del espectro, permitiendo así la comparación de mamógrafos.

En futuros trabajos se evaluará la consistencia de Q en la valoración de equipos para diferentes espesores de PMMA, no sólo 5 cm, así como su dependencia con la técnica de adquisición. Además se aumentará la cohorte de equipos analizados.

Conclusión

Se ha analizado la calidad de imagen y la dosimetría de ocho mamógrafos durante dos años. Se introduce una figura de mérito, Q , no basada en la relación contraste-ruido, que valora conjuntamente la calidad de

imagen y la dosimetría, y cuyas tolerancias son independientes del espectro empleado. Este tipo de valoraciones son cruciales para la optimización de la calidad de imagen sin un incremento innecesario de la dosis. Así mismo puede ser de utilidad para la comparación directa entre equipos.

Bibliografía

1. Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM). Las cifras del cáncer en España 2017. Madrid: SEOM; 2017. https://www.seom.org/seomcms/images/stories/recursos/Las_cifras_del_cancer_en_Esp_2017.pdf
2. International Atomic Energy Agency (IAEA). Quality Assurance Programme for Digital Mammography, IAEA Human Health Series No. 17. 2011.
3. SEFM-SEPR-SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. Senda Editorial S.A. 2011.
4. Kanaga KC, Tap HH, Laila SE, Sulaiman T, Zaharah M, Shantini AA. A critical comparison of three full field digital mammography systems using figure of merit. *Med J Malaysia* 2010;65(2):119-22.
5. Ranger NT, Lo JY, Samei E. A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. *Med Phys* 2010;37(3):962-9.
6. Borg M, Badr I, Royle GJ. The use of a figure-of-merit (FOM) for optimization in digital mammography: a literature review. *Radiat Prot Dosimetry* 2012;151:81-8.
7. Van der Burght R, Thijssen M, Bijkerk R. Manual contrast-detail phantom CDMAM 3.4 & CDMAM Analyser software V1.2. University Medical Center Nijmegen. The Netherlands;2009. https://www.radiograf.dk/fileadmin/user_upload/dokumenter/Bacheloropgaver/Billedkvalitet_ved_CR_og_DR_-_et_fantomforsoeg/CR_og_DR_Bilag_C.pdf
8. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol* 1990;35:1211-9.
9. Young KC, Cook JH, Odoku JM, Bosmans H. Comparison of software and human observers in reading images of the

- CDMAM test object to assess digital mammography systems. Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging; vol 6142.
10. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocols. Phys Med Biol 2000;45:3225-40.
 11. Mammo Working Group Protocol. Mammo Protocol. EFOMP 2015. <https://www.efomp.org/index.php?r=fc&id=protocols>
 12. European Commission Health and Consumers. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. European Commission 2013. Fourth Edition-Supplements.
 13. Chevalier M, Chapel ML, Buades MA, García P, Miquélez S, Torres R. Análisis de las conclusiones del I Taller de Mamografía Digital. Experiencias en la aplicación del PECCRD2011. ¿Qué debemos cambiar?. Rev Fis Med 2016; 17(1):65-72.

Colección FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA

¡YA ESTÁ COMPLETA!

Objetivos de la colección:

01

Cubrir gran parte del programa teórico de formación de la especialidad, lide RFH.

02

Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.

03

Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.



En su conjunto, los diez libros van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

www.auladoc.com

Información y pedidos en:



+34 5428282

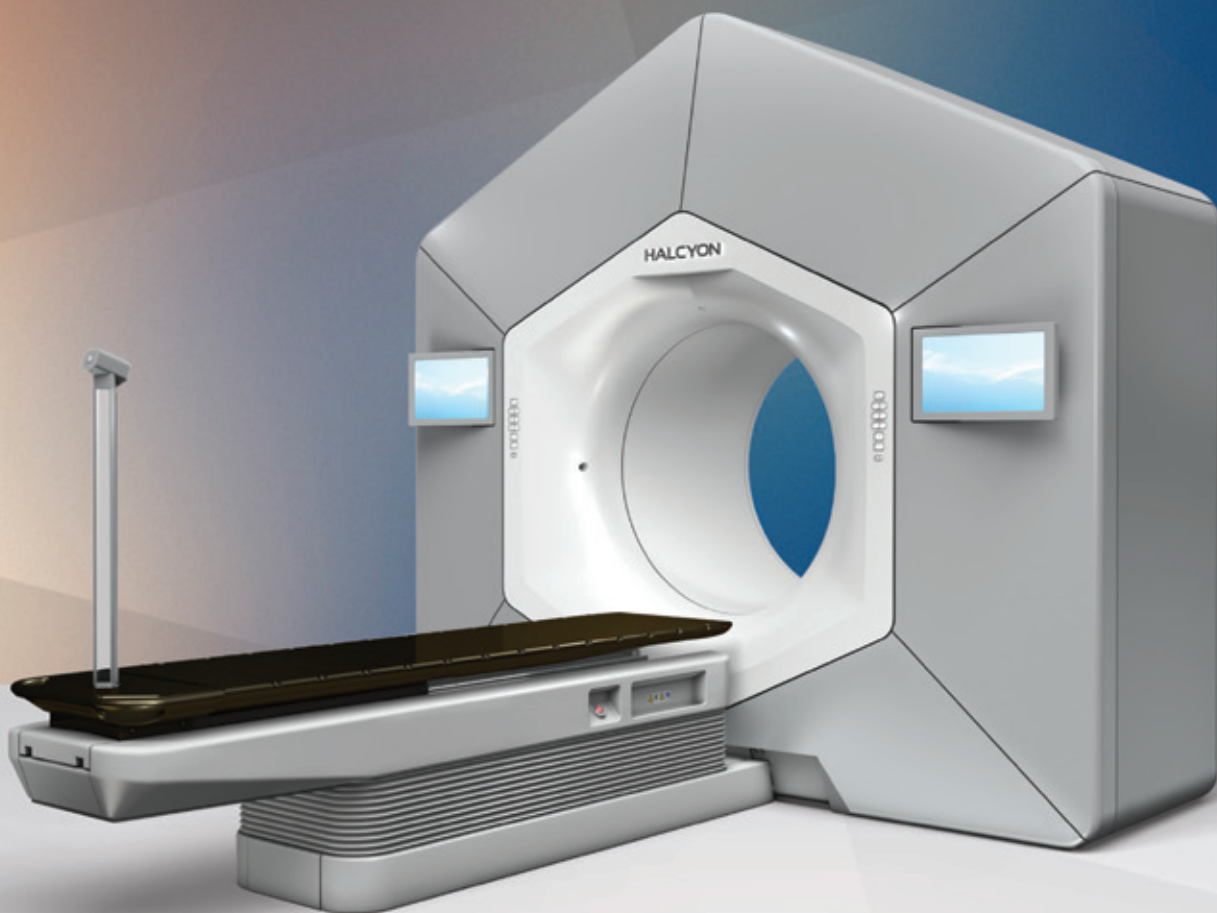


info@auladoc.com



Madrid

HALCYON LO CAMBIA TODO



Varian está transformando la radioterapia desde todas las perspectivas. Con el sistema Halcyon, hemos diseñado una plataforma de tratamiento que combina: un alto nivel de atención al paciente, excelencia operacional y un diseño centrado en las personas, en un dispositivo compacto y a la vez muy potente. Esto supone, que es un sistema cómodo para los pacientes, intuitivo para los profesionales y transformador para las clínicas.

Más información: Varian.com/Halcyon

Información de seguridad: La radiación puede causar efectos secundarios y puede no ser apropiada para todos los tipos de cáncer.

© 2017 Varian Medical Systems, Inc y Varian Medical Systems son marcas registradas. Halcyon es una marca registrada de Varian Medical Systems, Inc.

varian