

Caracterización del detector de un sistema de mamografía digital en modos de adquisición 2D y 3D

Caracterização de um sistema de mamografia digital nos modos de aquisição 2D e 3D

M. Frederico^{1,2} , Y. Banguero²¹Departamento de Imagenología.CASMU, Montevideo, Uruguay²Unidad de Protección Radiológica, Centro de Investigaciones Nucleares, Montevideo, Uruguay

Resumen

Los modos de adquisición en 2D y 3D del sistema de mamografía digital GEHC Senographe Pristina fueron evaluados a través de figuras de mérito: función de transferencia de modulación (*MTF*), espectro de la potencia de ruido normalizado (NNPS), eficiencia cuántica de detección (DQE) y el análisis del ruido del sistema de imagen a través de su descomposición en componentes. Las funciones respuesta del detector fueron lineales para ambos modos de adquisición independientemente del espectro utilizado por el equipo (26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag) observándose que la ganancia del detector en modo 3D es mayor para compensar el menor kerma en aire en el detector (DAK) por proyección. Se presentan los intervalos de dominancia de cada tipo de ruido calculados a través de las componentes del mismo. La componente cuántica fue la dominante en el intervalo de DAK utilizado siendo aproximadamente 80% la varianza total a 100 μGy . Fueron obtenidas las curvas de *MTF* en modos 2D y 3D en las direcciones horizontal y vertical, siendo mayores los valores promedios obtenidos de *MTF*_{50%} y *MTF* 5mm⁻¹ en el modo 3D frente al 2D. En modo 3D, se obtuvieron las *MTF* a distancias 20 mm, 40 mm y 50 mm sobre el detector. Se ha observado un decremento de la *MTF* con el aumento de la altura. En ambos modos la NNPS radial fue siempre mayor para el espectro de 26 kV Mo/Mo que para el de 34 kV Rh/Ag. El mismo comportamiento se observó en las DQE siendo explicado esto por la menor cantidad de fotones/mm² μGy para el espectro de Mo/Mo y las NNPS obtenidas. Los valores de DQE 0.5 mm⁻¹ a aproximadamente 100 μGy fueron siempre mayores a 0.5 obteniéndose mayor DQE para el modo 3D. Estos resultados comprueban el buen desempeño del detector utilizado para prácticas clínicas.

Palabras clave: radiología; mamografía 2D; tomosíntesis; calidad de imagen; caracterización del detector.

Resumo

Os modos de aquisição em 2D e 3D do sistema de mamografia digital GEHC Senographe Pristina foram avaliados mediante as figuras de mérito: função de transferência de modulação (*MTF*), espectro de potência de ruído normalizada (NNPS) eficiência quântica de detecção (DQE) e da análise de ruído do sistema de imagem por meio da sua decomposição em componentes. As funções de resposta do detector foram lineais para ambos os modos de aquisição, independentemente do espectro usado pelo aparelho (26 kV Mo/Mo e 34 kV Rh/Ag), observando-se que a ganância do detector em modo 3D é o maior para compensar o menor kerma no ar no detector (DAK) por projeção. São apresentadas as faixas de dominância de cada tipo de ruído calculados por meio das componentes. A componente quântica foi a dominante no intervalo DAK usado sendo aproximadamente o 80% da variância total para 100 μGy . Foram obtidas as curvas de *MTF* no modo 2D e 3D nas direções horizontal e vertical, sendo os valores médios obtidos de *MTF* 50% e *MTF* 5 mm⁻¹ no modo 3D maiores que no 2D. No modo 3D, os *MTF* foram obtidos nas distâncias de 20 mm, 40 mm e 50 mm sobre o detector. Uma diminuição no *MTF* foi observada com o aumento da altura. Em ambos os modos, a NNPS radial foi sempre maior para o espectro de 26 kV Mo/Mo quando comparado com o espectro de 34 kV Rh/Ag. O mesmo comportamento foi observado no DQE, sendo explicado pelo menor número de fótons/mm² μGy para o espectro Mo/Mo e o NNPS obtidos. Os valores de DQE 0,5 mm⁻¹ em aproximadamente 100 μGy foram maiores que 0,5, obtendo um DQE maior para o modo 3D. Esses resultados comprovam um bom desempenho para ser utilizado em práticas clínicas.

Palavras-chave: radiologia; mamografia 2D; tomossíntese; qualidade da imagem; caracterização do detector.

1. Introducción

En los últimos años ha incrementado la cantidad de equipos de mamografía digital con paneles planos como detectores para formar la imagen. Entre estos equipos, se encuentran los que permiten hacer exámenes de tomosíntesis mamaria (DBT).

Dada la complejidad del proceso de formación de imagen y la cantidad de variables que inciden en la formación de la misma, es necesaria la existencia de protocolos de control de calidad que evalúen el desempeño del panel plano en función de variables físicas cuantificables. Los controles de calidad

periódicos son importantes, porque permiten identificar anomalías que se traducirán en un detrimento de la imagen diagnóstica.

En contraposición de la cantidad de protocolos para el control de calidad de mamógrafos convencionales (1-2), existen pocos protocolos completos para evaluar a los equipos de mamografía digital tanto en modo de imagen bidimensional (2D) o tomosíntesis mamaria (imagen 3D). Estos controles comprenden pruebas de aceptación y puesta en marcha incluyendo controles dosimétricos e imagenológicos. Entre estos protocolos se encuentran los de la

EUREF (2) que a su vez se basan en la normativa internacional de la IEC (3).

Este trabajo reporta los resultados de la evaluación del rendimiento del detector digital del equipo Senographe Pristina a través del análisis de figuras de mérito físicas como son la función de transferencia de modulación (*MTF*), espectro de la potencia de ruido normalizada (*NNPS*) y la eficiencia cuántica de detección (*DQE*), así como también a través de la evaluación del ruido del sistema (4), las cuales fueron hechas en el contexto de las pruebas de aceptación del equipo realizadas al momento de su adquisición, teniendo como referencia el protocolo de la EUREF (2).

En este marco, cabe destacar que, si bien existen trabajos científicos, como, por ejemplo, el realizado por el National Health System (NHS) (5-6) de Inglaterra donde se reportan los resultados de los controles periódicos recomendados por la casa comercial, estos no presentan un instructivo metodológico para evaluar el desempeño del detector. Por ejemplo, el trabajo de Ortenzia, et al (7), compara la performance de cuatro diferentes sistemas de tomosíntesis analizando variables dosimétricas y de calidad de imagen, pero sin un análisis de la *DQE* del equipo, la cual es una variable que representa la eficiencia del detector para transferir la relación señal ruido de la fluencia incidente de rayos X a la imagen resultante. Por lo tanto, la motivación de este trabajo radica en la necesidad de contar con metodología en español para la caracterización de detectores en mamografía digital y tomosíntesis, conjuntamente con el análisis de los resultados obtenidos.

2. Materiales y Métodos

2.1. Sistema de imagen por rayos X

2.1.1 Modo de imagen 2D

Con respecto al modo de imagen 2D, el Senographe Pristina tiene dos combinaciones seleccionables de ánodo/filtro: molibdeno (Mo) ánodo y filtro de Mo (Mo/Mo) y un ánodo de rodio (Rh) con filtro de plata (Ag) (Rh/Ag). El equipo posee una ventana de berilio (Be) de espesor 0,69 mm, mientras que los filtros de Mo y Ag tienen ambos un espesor de 0,03 mm. El sistema está programado para utilizar solo dos espectros de rayos X: para senos por debajo de cierto espesor y transmisión, el sistema establece 26 kV y Mo/Mo y para las mamas por encima de este umbral, se utilizan 34 kV y Rh/Ag.

El detector de panel plano (FPD) utiliza una matriz de píxeles de silicio amorfo con un centelleador CsI. El campo de visión (*FOV*) es de 24 cm x 29 cm y el tamaño del elemento detector es de 100 μm . El tamaño de imagen final en términos de píxeles es 2394 columnas por 2850 filas para la orientación vertical. Los dos campos de visión operativos principales son 19,2 x 23 cm y 24 x 28,6 cm.

El sistema incluye una rejilla antidispersión, colocada con los septos paralelos al lado de la pared torácica de modo que la rejilla se pueda utilizar con las proyecciones en ángulo necesarias en la *DBT*.

La cuadrícula de la rejilla es de tipo focalizado lineal con tiras absorbentes de plomo (Pb) e interespacios de fibra. La distancia de enfoque (f_0) es de 65 cm y la frecuencia de tira es 67 cm^{-1} para un factor de grilla (*R*) de 11. El sistema está equipado con un control de exposición automático (*AEC*) sistema que tiene tres modos de funcionamiento: *DOSIS-*, *STD* y *DOSIS +*. Estos se denominan modos AOP por el proveedor, cuya sigla traducida al español es optimización automática de parámetros (8).

2.1.2 Modo de imagen 3D

El mismo tubo, detector de rayos X y rejilla antidispersión como se describe en el modo 2D se utilizan en el modo de imagen 3D, es decir, para obtener imágenes de *DBT*. Se utiliza un intervalo angular de 25° sobre el cual se adquieren 9 imágenes de proyección. Las proyecciones están espaciadas uniformemente en términos de ángulo y el conjunto tubo/detector emplea una tecnología de paso-disparo (*steep and shoot*). La rejilla antidispersión solo se puede retirar para hacer disparos 2D. Un algoritmo de reconstrucción iterativa es utilizado para generar el volumen de tomosíntesis, con un espacio entre los planos reconstruidos que se puede seleccionar entre 0.5 mm y 1.0 mm. Además de estos planos, *slabs* de 10 mm de espesor también se generan usando una combinación de filtrado y proyección de máxima intensidad (*MIP*). Una imagen 2D llamada mamografía sintetizada es también generada a partir de las proyecciones *DBT*. Finalmente, el sistema guarda las imágenes brutas o para procesamiento, que son fácilmente accesibles en la estación de mando.

2.1.3 Caracterización del detector

La caracterización completa del detector de rayos X se realizó en modo 2D utilizando la metodología de la EUREF (2) que se basa en el protocolo IEC (3) para la evaluación de la *DQE*. Las imágenes brutas las cuales son necesarias para el cálculo de métricas basadas en Fourier están disponibles de forma predeterminada en el sistema y son fácilmente accesibles para el físico, en los modos 2D y 3D. El primer paso fue la medición de la función respuesta del detector para las dos energías utilizadas por el sistema: 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag con una placa de Al de 2 mm de espesor colocada a la salida del tubo de rayos X. El kerma en aire en el plano detector (*DAK*) fue medido usando una cámara de ionización PTW TM77334 junto con un electrómetro PTW Unidos E, la cual fue colocada en el punto de referencia EUREF mediante un soporte que permite posicionar la cámara encima del detector (3). La cubierta de la parrilla con rejilla fue retirada para las adquisiciones en modo 2D y la ley del inverso del cuadrado de la distancia fue utilizada para corregir el kerma en aire medido para obtener el *DAK*. El producto corriente del tubo con el tiempo (mA.s) fue variado para dar un intervalo de valores *DAK* que cubrieran el intervalo de operación del detector tanto para el modo 2D así como el 3D y luego se adquirieron imágenes homogéneas en las mismas

condiciones de medida. Para establecer la función de respuesta, una región de interés de 5 x 5 mm (ROI) se colocó en la posición estándar dada en el protocolo de la EUREF (2), es decir, a 60 mm del borde de la pared torácica y centrado de izquierda a derecha. Luego se midieron el valor medio de Pixel (PV) y la desviación estándar para cada imagen, para las dos calidades de haz. En modo 3D, estos datos se midieron a partir de la primera imagen de proyección para reducir y controlar la influencia de la información residual sobre el PV y la varianza. Además, se activó el modo físico de modo de obtener las proyecciones sin angular el tubo de rayos X como recomienda el protocolo empleado. Luego se aplicó un ajuste lineal al gráfico de PV vs DAK y los coeficientes de ajuste y el coeficiente de determinación (R^2) fue registrado. El modelo de ruido de tres componentes dado en la actualización de EUREF (2) se aplicó ajustando un polinomio de segundo orden (ecuación 1) a la varianza normalizada (en función de la curva respuesta obtenida) vs el DAK . Las componentes de ajuste se registraron para dar los coeficientes de ruido electrónico (e), cuántico (q) y estructural (s) para el detector (9).

$$\sigma^2 = e + qDAK + sDAK^2 \quad (1)$$

El intervalo de dominancia de cada tipo de varianza en función del DAK puede estimarse a partir de estos coeficientes como sigue: para niveles menores a e/q domina la variación electrónica y para valores por encima de q/s domina la varianza estructural.

Un borde de acero de 1 mm de espesor y dimensiones 60 x 120 mm fue usado para medir la MTF de presamplado en las direcciones horizontal (x) y vertical (y) (3,10). En modo de adquisición 2D, este fue posicionado en el plano de entrada del detector con la parrilla con grilla retirada y esta función fue obtenida para las dos energías especificadas. En el modo 3D, el borde fue colocado a distintas distancias desde el plano detector, 20 mm, 40 mm y 50 mm y sobre la superficie de la parrilla, dado que este no se puede retirar en este modo. Esto permite obtener la MTF en proyección, la cual incluye cualquier distorsión geométrica debida al tamaño y movimiento del foco. Los valores de adquisición para la irradiación fueron obtenidos a través del control automático de exposición del equipo, esto es, para 20 mm por ejemplo, fueron tomados los factores de adquisición obtenidos con 20 mm de $PMMA$. Para el procesamiento de las imágenes y la obtención de las MTF en cada modo, fue utilizado el *plugging* de *imageJ*, el cual permite un análisis completo del desempeño del panel plano en términos de las figuras de mérito mencionadas. El programa construye la función de dispersión de borde (ESF) para el cálculo de la MTF . Para todas las curvas MTF obtenidas, las frecuencias a las cuales la MTF caen al 50% ($MTF_{50\%}$) y la MTF a 5 mm^{-1} la cual es la frecuencia de Nyquist del sistema (11).

La $NNPS$ fue calculada utilizando el mismo tipo de imágenes homogéneas tomadas para evaluar las funciones respuesta. Una región de 1000 x 1000 pixeles fue tomada en cinco imágenes obtenidas en las mismas condiciones de irradiación, donde los valores de pixel son normalizados por la función respuesta, obteniéndose así la $NNPS$ 1D y 2D. En este trabajo son presentados los resultados para la $NNPS$ 1D (radial)(11).

La DQE fue entonces calculada a partir de la MTF de presamplado, la $NNPS$ y el número estimado de fotones que llegan al detector (3) a partir de la ecuación (2):

$$DQE = \frac{MTF^2(u)}{q_0 K NNPS(u)} \quad (2)$$

Donde q_0 es el número de fotones/ mm^2 por unidad de kerma en aire calculado usando el modelo espectral de Boone(12) y K es el DAK .

3. Resultados

Antes de obtener la información de la función respuesta, se han calculado los factores de transmisión de grilla, medidos con 2 mm de Al a la salida del tubo. Los valores obtenidos fueron 0.605 y 0.652 para los espectros de 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag respectivamente, medidos en modo 2D. Para obtener estos factores, se calcularon los cocientes entre los valores de kerma obtenidos con y sin grilla para 0° . En el modo 3D se utilizó el mismo factor de grilla, dado que se seleccionó el modo físico, el cual hace que el equipo trabaje a 0° independientemente del modo de adquisición utilizado. Estos factores fueron utilizados para estimar el DAK usado para calcular la función respuesta 3D. Para los modos 2D y 3D, el sistema presenta una curva respuesta lineal de PV en función del DAK . Los parámetros de ajuste se presentan en la tabla 1, donde se puede apreciar un mayor gradiente, cuanto mayor sea la energía del espectro que se utilice. Los valores de R^2 obtenidos son mayores a 0.99 como lo determina el protocolo EUREF (2), además los coeficientes de variación porcentuales obtenidos para los niveles de DAK utilizados estuvieron siempre por debajo de 0.8%, tomándose 5 medidas por cada nivel. En la figura 1 se muestran las curvas de respuesta del detector en modos 2D y 3D. Se puede ver un incremento en la pendiente (gradiente) de la función respuesta cuando se cambia de modo 2D a 3D por un factor de aproximadamente 7 (ganancia). Esto se da para reducir la cantidad de ruido electrónico cuántico para el DAK /proyección típicamente utilizado en el modo 3D (13). En el citado estudio de evaluación del desempeño de este sistema, realizado por el NHS (5), obtienen un factor de ganancia menor a 1, debido al bajo valor de la pendiente correspondiente a la función respuesta en 3D, posiblemente debido al uso imágenes para presentación, o el no uso de las proyecciones para estos cálculos (5-6).

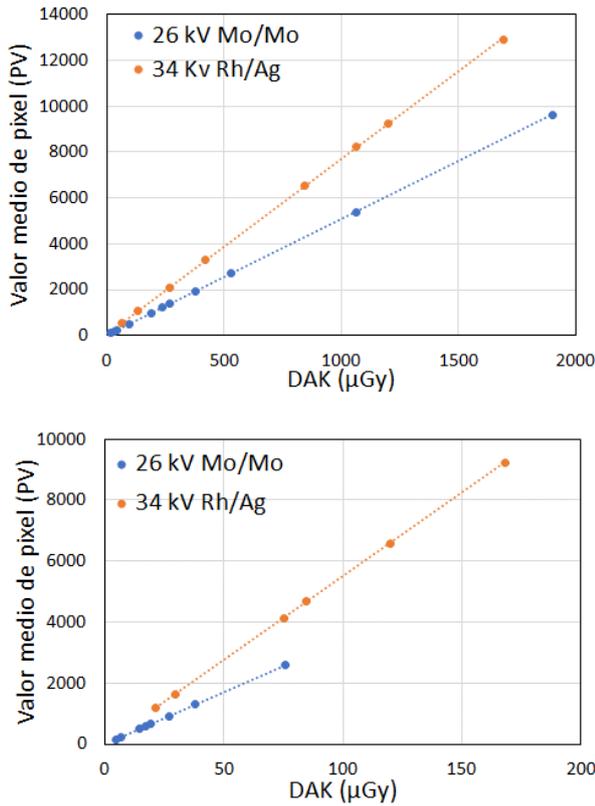


Figura 1 - Función de respuesta del detector medida para los espectros de 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag (ambas con 2mm Al a la salida del tubo) para a) modo 2D y b) modo 3D.

Tabla 1 – Coeficientes de ajuste para la función respuesta del detector en modos 2D y 3D. Las unidades de A son (arbitrarias) unidades digitales (UD); las de B son (UD μGy^{-1}).

| Voltaje de tubo (kV) | Ánodo/filtro | Modo 2D | | | Modo 3D | | |
|----------------------|--------------|---------|-------|----------------|---------|-------|----------------|
| | | A | B | R ² | A | B | R ² |
| 26 | Mo/Mo | 5.05 | 26.95 | 1.000 | 34.27 | -3.35 | 1.000 |
| 34 | Rh/Ag | 7.64 | 61.22 | 1.000 | 54.89 | 13.66 | 1.000 |

Fuente: El Autor (2023).

La varianza total normalizada en modo 2D para ambos espectros es presentada en la figura 2 mientras que la del modo 3D, es presentada en la figura 3. La varianza sigue el modelo polinomial de segundo orden presentado en la ecuación 1. En modo 2D, debido a la alta transmisión a través de los 2 mm Al a 34 kV, el DAK mínimo se encuentra en torno a los 60 μGy (mayor que el DAK mínimo a 26 kV). El mismo comportamiento se observa para el modo 3D, donde el DAK mínimo se da en torno a 20 μGy .

Esto podría influir en los valores de los coeficientes obtenidos dado que se obtienen menos puntos de medida que teniendo medidas para valores de kerma bajos. Sin embargo, esperamos que la linealización de la varianza conduzca a valores robustos de los coeficientes de ruido.

Cabe destacar, que debido a la naturaleza de las proyecciones del modo 3D, que son obtenidas con menor mA.s, las curvas mostradas en la Figura 3, para ambas combinaciones de ánodo/filtro son obtenidas bajo un menor intervalo de kerma comparado con el modo 2D.

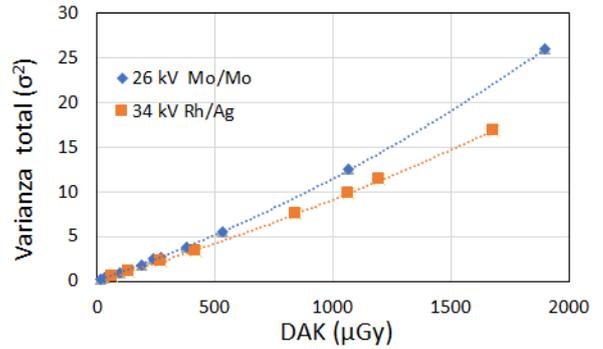


Figura 2 – Varianza total en modo 2D para Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag.

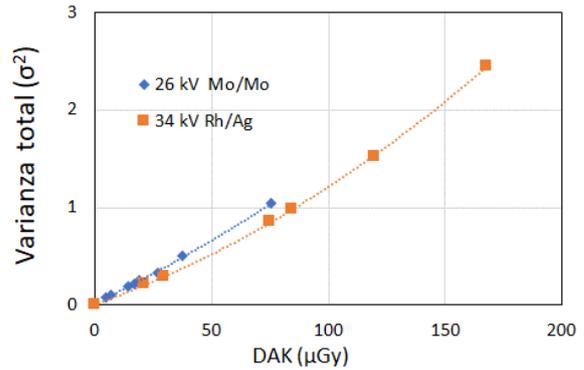


Figura 3 – Varianza total en modo 3D para Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag.

Las figuras 4 y 5 presentan las componentes de ruido expresadas como raíz cuadrada de la varianza (σ) para a) 26 kV Mo/Mo y b) 34 kV Rh/Ag en modo 2D y 3D, así como también la σ total. Se observa en ambos modos que la componente cuántica es la dominante en el intervalo clínico de DAK y se comporta como DAK^{1/2} con un R²=1.000. El ruido electrónico permanece constante y el estructural aumenta de forma lineal al aumentar el DAK en ambos modos. A su vez la suma de las tres componentes es igual a la σ total, la cual tiene un comportamiento similar al cuántico (con un R² cercano a 1). Para ambos espectros la curva de σ cuántica está representada aproximadamente por la misma función. Esto significa que la diferencia en la varianza total depende fuertemente de las varianzas electrónicas y estructural.

Para estas curvas pueden ser estimados dos niveles de DAK donde por debajo del primero el ruido electrónico dominará (e/q) y por encima del segundo dominará el ruido estructural (q/s). En modo 2D, el ruido electrónico dominará debajo de 13.30 μGy y 1.21 μGy para 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag respectivamente, y el estructural dominará por encima de 3574.30 μGy y 5661.80 μGy para 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag respectivamente (tabla 2) mientras que en modo 3D los coeficientes resultantes indican que el ruido electrónico dominará por debajo de 2.10 μGy y 0.88 μGy para las configuraciones Mo/Mo y Rh/Ag. El ruido estructural dominará por encima de 424.35 μGy y 237 μGy para los espectros de Mo/Mo y Rh/Ag respectivamente (tabla 3). Para los dos modos de adquisición, los puntos de corte, así

como los comportamientos mencionados, pueden ser observados en las figuras 4 y 5. En las tablas 2 y 3, se presentan además la fracción porcentual de la varianza cuántica en el intervalo de DAK estudiado para 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag.

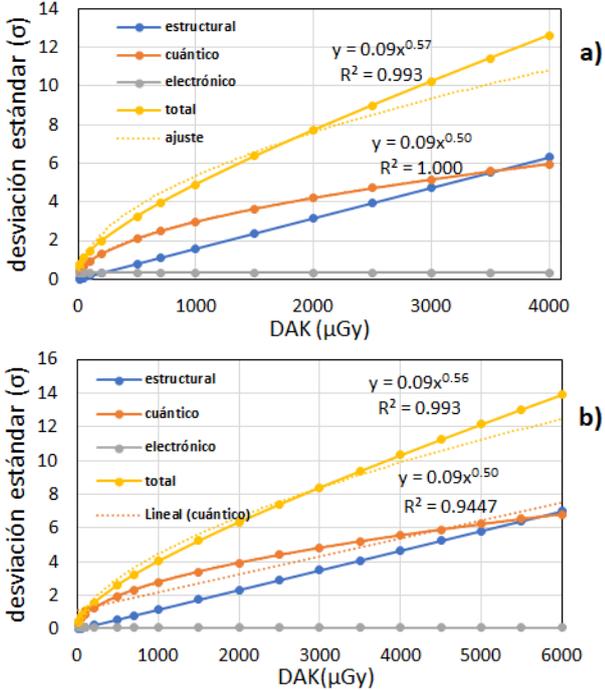


Figura 4 – σ total y componentes de ruido graficadas en función del DAK. Se muestran los niveles de DAK e/q y q/s. a) 26 kV Mo/Mo b) 34 kV Rh/Ag

Las *MTF* de presamplio obtenidas en modo 2D para a) 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag son presentadas en la figura 6. Los valores del gráfico se han ajustado mediante un polinomio de grado 6 debido al ruido inherente de la adquisición. Esto también fue realizado para los gráficos de DQE en los dos modos (figuras 8 y 9). En la tabla 4 son presentados los datos obtenidos de estas curvas en término del promedio entre cada dirección para dar la *MTF* promedio. Además, se presentan los resultados obtenidos por la NHS, los cuales son concordantes con los obtenidos en este trabajo (5-6).

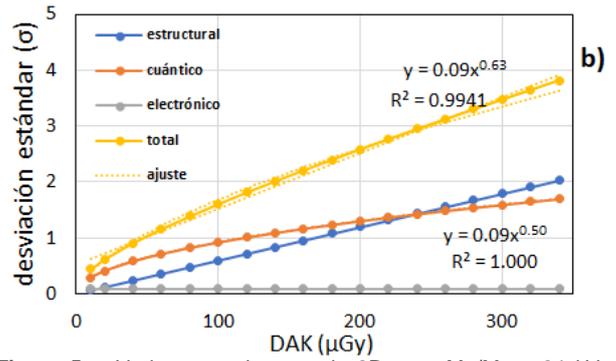
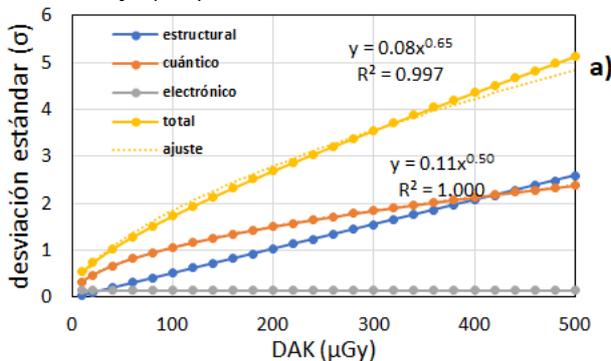


Figura 5 – Varianza total en modo 3D para Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag. a) 26 kV Mo/Mo b) 34 kV Rh/Ag

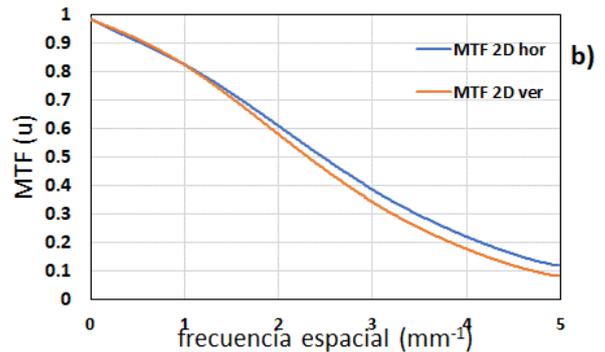
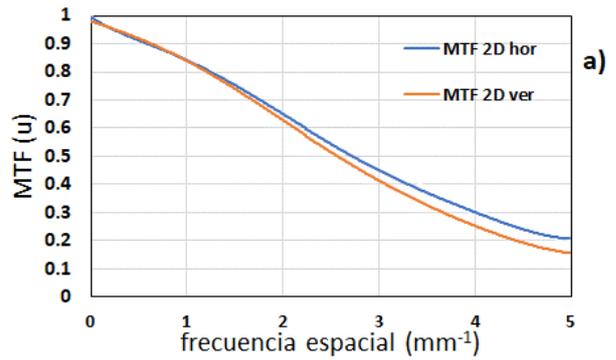


Figura 6 – *MTF* de presamplio en modo 2D a) 26 kV Mo/Mo y b) 34 kV Rh/Ag.

Tabla 2 – Coeficientes de ruido medidos para el modo 2D obtenidos a través de un ajuste de la varianza linealizada en función del DAK para las dos calidades haz. Dos niveles de DAK indican dónde el ruido electrónico y estructural dominan el ruido de la imagen. También se muestra la fracción porcentual de la varianza cuántica para un nivel clínico de DAK.

| Ánodo/filtro | Coeficiente de ruido electrónico (e) | Coeficiente de ruido cuántico (q) | Coeficiente de ruido estructural (s) | Bondad del ajuste (R ²) | Dominio de la varianza electrónica por debajo de (μGy) | Dominio de la varianza estructural por encima de (μGy) | Fracción porcentual de la varianza cuántica |
|--------------|--------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------|--|--|---|
| Mo/Mo | 0.1181 | 0.0089 | 2.49e-06 | 0.999 | 13.30 | 3574.30 | Mayor a 80% a 100 μGy |
| Rh/Ag | 0.0094 | 0.0077 | 1.36e-06 | 0.999 | 1.21 | 5661.80 | Mayor a 80% a 100 μGy |

Fuente: El Autor (2023).

Tabla 3 – Coeficientes de ruido medidos para el modo 3D obtenidos a través de un ajuste de la varianza linealizada en función del DAK para las dos calidades haz. Dos niveles de DAK indican dónde el ruido electrónico y estructural dominan el ruido de la imagen. También se muestra la fracción porcentual de la varianza cuántica para un nivel clínico de DAK.

| Ánodo/filtro | Coeficiente de ruido electrónico (e) | Coeficiente de ruido cuántico (q) | Coeficiente de ruido estructural (s) | Bondad del ajuste (R ²) | Dominio de la varianza electrónica por debajo de (μGy) | Dominio de la varianza estructural por encima de (μGy) | Fracción porcentual de la varianza cuántica |
|--------------|--------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------|--|--|---|
| Mo/Mo | 2.39e-02 | 1.14e-02 | 2.69e-05 | 0.999 | 2.10 | 424.35 | Mayor a 80% a 100 μGy |
| Rh/Ag | 0.0075 | 0.0084 | 3.57e-05 | 0.999 | 0.88 | 237.0 | Mayor a 80% a 100 μGy |

Fuente: El Autor (2023).

La forma de ambas curvas es similar para ambos espectros. Se observa una anisotropía pequeña, con una *MTF* mayor para la dirección horizontal (izquierda – derecha) por sobre la dirección vertical (atrás – adelante) tanto para la *MTF* 50% tanto como para la *MTF* 5 mm⁻¹.

En la figura 7 se grafican los resultados de la *MTF* en modo 3D del sistema luego de haber puesto el borde de aluminio a las alturas mencionadas anteriormente. Existe una reducción en la *MTF* a medida que la altura a la cual fue colocada el borde de aluminio aumenta para las dos direcciones, consistente con una anomalía geométrica resultante por el movimiento del foco. Esto se puede observar comparando la *MTF* obtenida en modo 3D para 0 mm y 50 mm. En la tabla 2 además se encuentran los valores obtenidos para la *MTF* en 3D medida a 0 mm desde la parrilla.

Tabla 4 – Frecuencia espacial al 50% de la *MTF* y valor de la *MTF* en la frecuencia de Nyquist.

| Voltaje de tubo (kV) | Ánodo/filtro | Modo 2D | | Modo 3D (26 kV, 0 mm) | |
|----------------------|------------------|------------------------------------|------------------------------|------------------------------------|------------------------------|
| | | <i>MTF</i> 50% (mm ⁻¹) | <i>MTF</i> 5mm ⁻¹ | <i>MTF</i> 50% (mm ⁻¹) | <i>MTF</i> 5mm ⁻¹ |
| 26 | Mo/Mo | 2.70 | 0.18 | 2.85 | 0.25 |
| 34 | Rh/Ag | 2.40 | 0.09 | | |
| 26 | Mo/Mo (NHS)(5-6) | 2.85 | 0.21 | 2.78 | 0.21 |

Fuente: El Autor (2023).

La figura 8a presenta los gráficos para la *NNPS* radial y la figura 8b la *DQE* en modo 2D a 90.2 y 88.5 μGy para los espectros de Mo/Mo y Rh/Ag respectivamente. Luego de simular el espectro se obtiene que la cantidad de fotones/μGy.mm² es igual a 4726 y 6970 para los espectros de 26 kV Mo/Mo y 34 kV Rh/Ag respectivamente. Se observa que la *NNPS* a 26 kV Mo/Mo es menor que para 34 kV Rh/Ag, el mismo comportamiento se observa para la *DQE*.

Finalmente, la figura 9a presenta la *NNPS* 3D radial para las dos calidades al *DAK* de aproximadamente 100 μGy. Nuevamente se encuentra que la *NNPS* es mayor para 26 kV Mo/Mo que para Rh/Ag incluso dándose que el *DAK* es aproximadamente el mismo por proyección. Las resultantes curvas *DQE* son dadas en la figura 9b y se observa que la *DQE* es mayor (así como en 2D) para el espectro de Mo/Mo frente al de Rh/Ag. Cabe destacar que los valores de *DQE* obtenidos a 0.5 mm⁻¹ son similares al comparar los modos de adquisición 2D y 3D y cada espectro. A 0.5 mm⁻¹ los valores de *DQE* en modo 2D fueron 0.58 y 0.53 para 26 kV y 34 kV respectivamente, mientras que para el modo 3D fueron 0.60 y 0.55 para 26 kV y 34 kV respectivamente.

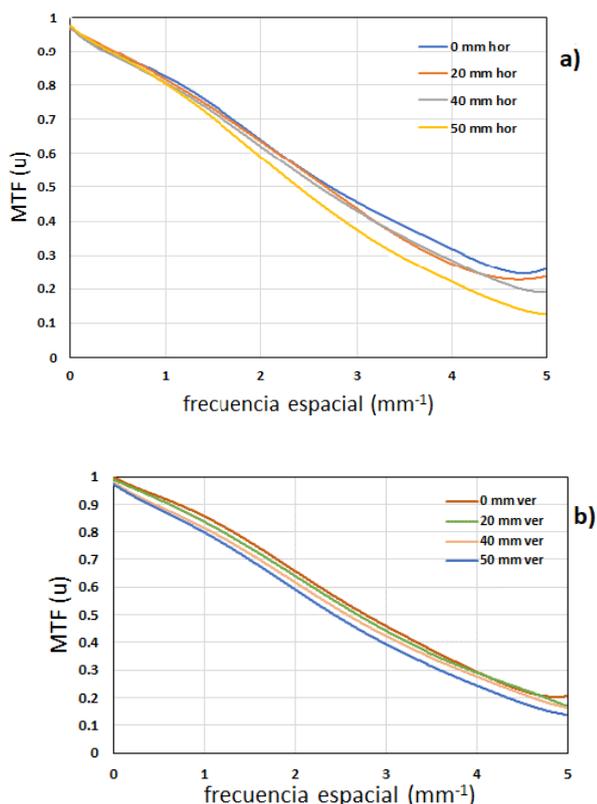


Figura 7 – MTF de presamplio en modo 3D para a) dirección horizontal y b) vertical a las alturas 0, 20, 40 y 50 mm.

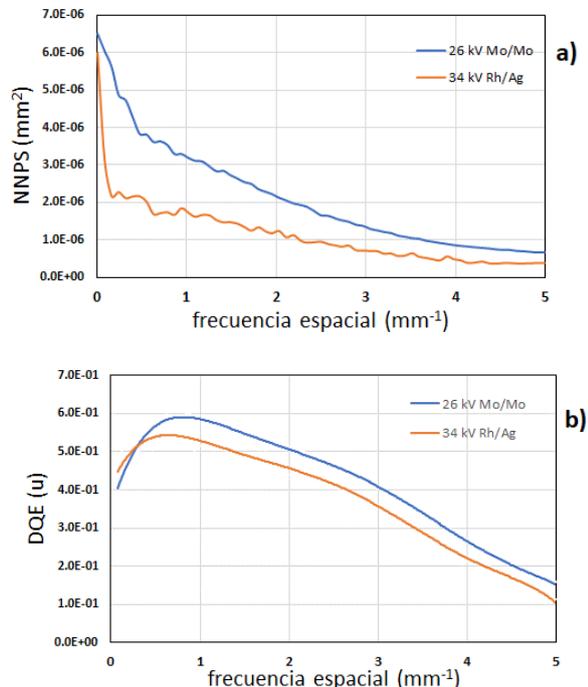


Figura 8 – a) NNPS radial b) DQE en modo 2D

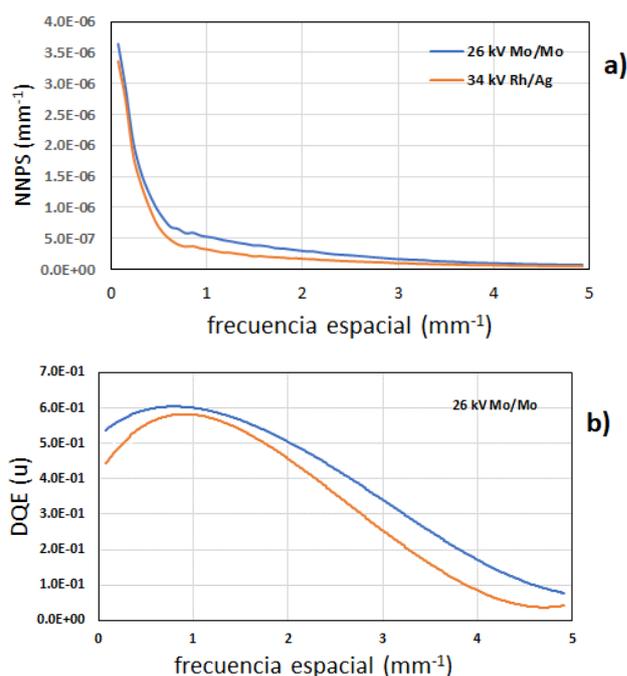


Figura 9 – a) NNPS radial b) DQE en modo 3D.

5. Discusión

La figura 1 al igual que la tabla 1 muestran las funciones repuesta para cada espectro y cada modo de adquisición, se observa que se ha optimizado la respuesta del detector en modo 3D para reducir el ruido electrónico típico de este modo. Un control típico para evaluar el ruido en sistemas digitales es el gráfico de σ en contra del $DAK(14)$. La gráfica debe ajustar como una función raíz cuadrada, aunque en general no se establece una tolerancia para el exponente, sino más bien se establece que al valor de $R^2 > 0.9$ (14). En este trabajo se presenta un método más robusto que consistió en relacionar σ en contra del DAK pero teniendo en cuenta cada componente de ruido, el cual es preferible frente al primer control dado que permite observar las componentes de ruido en el intervalo de kerma clínico. De los resultados presentados en las figuras 4 y 5, se desprende que la componente de ruido que más influirá en la calidad de imagen es la cuántica para el intervalo clínico de DAK independientemente del modo de adquisición, lo cual es lo que se busca demostrar al realizar los controles graficando σ . En las tablas 2 y 3 se observa que, de acuerdo al modelo polinomial, la variancia cuántica alcanza entre un 80 y 90% de la variancia total al nivel de DAK clínico (80 – 100 μGy) en ambos modos de adquisición. Estos resultados indican muy buen intervalo cuántico de operación para este sistema. Por ejemplo, para el intervalo de DAK 40 μGy (regiones densas de la mama) y 500 μGy (por ejemplo borde de la piel) se encuentra que variancia porcentual del ruido cuántico nunca es menor al 80% (Figuras 4 y 5, tablas 2 y 3). Las figuras 4 y 5 también muestran que para ambos modos de adquisición existe una cercana correspondencia entre las componentes de ruido

para las dos calidades de haz, incluso sabiendo que los intervalos de *DAK* utilizados son diferentes. Para el modo 3D, el aumento de ganancia extiende la dominancia del ruido cuántico para valores bajos de *DAK* en las proyecciones utilizadas, esto es claro comparando los valores de e/q obtenidos en modo 2D y 3D (tablas 2 y 3). Para los niveles de *DAK* clínico (aprox 80 – 100 μGy), se observa que la variancia cuántica es el 80% en modo 2D y 3D (aprox 8 $\mu\text{Gy/proyección}$) de la varianza total indicando un buen desempeño del detector para uso clínico. Finalmente cabe destacar que en modo 2D el intervalo de dominancia cuántica en función del *DAK* fue mayor para 26 kV Mo/Mo que para 34 Rh/Ag, inversamente a lo que sucede en modo 3D, posiblemente explicado por el aumento de ganancia en el modo 3D frente al modo 2D.

Las *MTF* obtenidas en modo 2D y 3D muestran forma similar, sin embargo, no se observa la el nivel de anisotropía comentada en la frecuencia de Nyquist para el modo 2D, debido al modo de disparo del equipo de paso. La anisotropía en este modo viene dada tanto por la reconstrucción en modo tomosíntesis así como también por la presencia de la grilla que no es retirable como lo señala en su trabajo Ortenzia, et al (7). Los valores de *MTF* 50% y *MTF* 5mm⁻¹ para el modo 3D fueron apenas mayores que para el modo 2D (tabla 4) indicando el buen desempeño del detector en ambos modos. Para la *MTF* 50% diferencia obtenida respecto a los valores presentados por el NHS (tabla 4) pueden estar relacionados a la ubicación objeto de prueba en el modo 3D. El problema geométrico presentado por el movimiento del tubo al adquirir las proyecciones, así como también los algoritmos de reconstrucción cantidad finitas de datos en el eje z, lleva a que los gráficos obtenidos en 3D no sean tan suaves como para los del modelo 2D, esto también concuerda con el trabajo presentado por Ortenzia et al (7). La información para la *MTF* 2D puede ser comparada con la presentada por Marshall et.al (15) para el sistema GEHC Senographe Essential donde la *MTF* 50% promedio de los dos espectros fue 2.38 mm⁻¹ indicando esto una mejora en el sistema de imagen del Senographe Pristina respecto a su resolución espacial.

Respecto al modo 3D, la disminución de la *MTF* al aumentar la distancia al detector, indica que para mamografías de magnificación se dispondrá menor resolución espacial debido al tamaño finito del punto focal y los efectos de penumbra (generalmente el equipo cambia al foco pequeño en estas vistas para compensar esta pérdida), aunque por otro lado aumentará la relación contraste ruido (16).

En ambos modos las *NNPS* obtenidas fueron menores para 26 kV Mo/Mo que para 34 Kv Rh/Ag y este comportamiento se traslada hacia la *DQE*, pudiendo ser explicado esto por la menor cantidad de fotones/ $\mu\text{Gy}\cdot\text{mm}^2$ para el espectro de Mo/Mo frente al de Rh/Ag. También esto se puede explicar por la

mayor absorción para 26 kV, dado que la energía media del haz es menor. Comparando los modos 2D y 3D en términos de la *DQE*, se puede decir que la *DQE* es mayor para el modo 3D. Finalmente cabe destacar que los valores obtenidos de la *DQE* a 0.5 mm⁻¹ en el intervalo *DAK* utilizados, son consistentes con los obtenidos para paneles de CsI. Los valores de *DQE* obtenidos en este estudio, además se corresponden por los obtenidos por el NHS (5-6) en su evaluación del modo 2D de este equipo, donde utilizaron distintos niveles de *DAK* para estimar la *DQE*, obteniendo un valor de aproximadamente 0.68 a 0.5 mm⁻¹ para 66.2 μGy utilizando el espectro 26 kV Mo/Mo. En modo 3D sin embargo no se encuentra un estudio similar sobre esta cantidad, salvo los valores propuestos por General Electric (17) donde siguiendo la misma metodología que se utiliza en este trabajo presentan valores de *DQE* de 0.7 y 0.65 a 0.5 mm⁻¹ a 75 μGy para los modos 2D y 3D respectivamente. Las diferencias en *DQE* encontradas en estos casos, están relacionadas a las variables que definen la ecuación 2. Por ejemplo, no son reportados los valores utilizados de q_0 (ecuación 2) ni la metodología utilizada para obtenerlos, el cual en este trabajo se estimaron utilizando un simulador de espectro bajo el modelo de Boone (12), simulando el tubo de rayos X utilizado para cada combinación ánodo filtro.

6. Conclusiones

El desempeño técnico del sistema de imagen digital del GEHC Pristina fue evaluado a través del análisis de ruido y figuras de mérito. Estos análisis son robustos y permiten una descripción profunda del mismo, mostrando las características y comportamiento del detector en distintas condiciones. Esta descripción puede ser completada a través del análisis de variables psicofísicas. En función de los análisis presentados el sistema de imagen presenta una respuesta satisfactoria para el uso clínico.

Referencias

1. Van Engen RE, Bosmans H, Bouwman RW, Dance DR, Heid P, Lazzari B. Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems. Netherlands; 2018.
2. Van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Part B: Digital mammography. 2006.
3. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography. IEC. 2007.
4. Marshall NW, Monnin P, Bosmans H, Bochud FO, Verdun FR. Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems. Phys Med Biol [Internet]. 2011;56(14):4201–20. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/56/14/002>.
5. Technical Evaluation of GE Healthcare Senographe Pristina digital Breast Tomosynthesis System. National Health System. 2019.
6. Technical Evaluation of GE Healthcare Senographe Pristina digital Mamography System in 2D. National Health System. 2019.

7. Ortenzia O, Rossi R, Bertolini M, Nitrosi A, Ghetti C. Physical characterisation of four different commercial digital breast tomosynthesis systems. *Radiat Prot Dosimetry* [Internet]. 2018;181(3):277–89. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncy024>.
8. General Electric. *Senograph Pristina Operator Manual 5762780EN Revisión 9*. 2018.
9. Monnin P, Bosmans H, Verdun FR, Marshall NW. Comparison of the polynomial model against explicit measurements of noise components for different mammography systems. *Phys Med Biol* [Internet]. 2014;59(19):5741–61. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/59/19/5741>.
10. Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* [Internet]. 1998;25(1):102–13. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1118/1.598165>.
11. Donini B, Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M. Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography: Free software for physical analysis in digital radiography. *Med Phys* [Internet]. 2014;41(5):051903. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1118/1.4870955>.
12. Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Med Phys* [Internet]. 1997;24(12):1863–74. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1118/1.598100>.
13. Marshall NW. Detective quantum efficiency measured as a function of energy for two full-field digital mammography systems. *Phys Med Biol* [Internet]. 2009;54(9):2845–61. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/9/017>.
14. De Física Médica S, Española ;, De Protección Radiológica S. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Madrid: SEFM; 2011.
15. Monnin P, Marshall NW, Bosmans H, Bochud FO, Verdun FR. Image quality assessment in digital mammography: part II. NPWE as a validated alternative for contrast detail analysis. *Phys Med Biol* [Internet]. 2011;56(14):4221–38. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/56/14/00>.
16. Koutaloni M, Delis H, Pascoal A, Spyrou G, Costaridou L, Panayiotakis G. Can electronic zoom replace magnification in mammography? A comparative Monte Carlo study. *Br J Radiol* [Internet]. 2010;83(991):569–77. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1259/bjr/21753020>.
17. Gehealthcare.com. [citado el 1 de febrero de 2023]. Disponible en: <https://landing1.gehealthcare.com/rs/005-SHS-767/images/Senographie%20Pristina%20Datasheet.pdf>

Contato:

Marcel J Frederico Alvarez
 Centro de Investigaciones Nucleares – Facultad de Ciencias
 Centro de Investigaciones Nucleares - Facultad de Ciencias - Universidad de la República. Matajojo 2055
 - Casilla de correos 860 - CP 11400
 E-mail mfrederico@cin.edu.uy