

ESTUDIO DE CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA DE MAMA CON RADIACIÓN DE SINCROTRÓN

IMAGE QUALITY STUDY IN BREAST TOMOGRAPHY WITH SYNCHROTRON RADIATION

M. PÉREZ-DÍAZ^{a,b†}, L. RIGON^{b,c}, y L. M. ARANA-PENÑA^{b,c,d}

a) Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas, Cuba. mperez@uclv.edu.cu[†]

b) Facultad de Física, Universidad de Trieste, Italia.

c) Instituto Nacional de Física Nuclear de Italia, División Trieste. Luigi.Rigon@ts.infn.it.

d) Sincrotrón ELETTRA, Trieste, Italia. Imaranap@gmail.com.

[†] autor para la correspondencia

Recibido 22/03/2024; Aceptado 17/06/2024

El proyecto SYRMA-3D se dedica a realizar investigación básica para para sentar las bases que permitan implementar en un futuro cercano la tomografía computarizada de mama (bCT) utilizando radiación de sincrotrón en condiciones de rutina clínica (bCT-SR). Este artículo se enfoca en la optimización de estudios (calidad de imagen vs. dosis a la paciente). Tres muestras ex vivo fueron escaneadas en la estación SYRMEP del Sincrotrón ELETTRA (Trieste, Italia) con la técnica de propagación en espacio libre con haz monocromático y contraste de fase, para 64 condiciones de adquisición. Es decir, para cada una de las energías empleadas (25, 28, 32 y 35 keV) se hicieron adquisiciones a cuatro distancias de la muestra al detector (0.2 m, 1.65 m, 3.7 m y 9 m). Para cada una de estas condiciones se emplearon cuatro condiciones de dosis glandular media (MGD) impartida: 20, 5, 2 y 1 mGy. Las imágenes se adquirieron con un detector PIXIRAD de conteo de fotones. La relación Contraste-Ruido y Contraste imagen, como indicadores de la calidad de imagen, se evaluaron para los 5 cortes centrales de las 64 adquisiciones tomográficas, en la variante que incluye recuperación de fase (PhR). Los resultados indicaron que varios protocolos proporcionaron información tridimensional relevante sobre la mama con dosis clínicamente adecuadas.

The SYRMA-3D project is dedicated to carrying out basic research to lay the groundwork for implementing breast computed tomography (bCT) using synchrotron radiation, in routine clinical settings in the near future (bCT-SR). This article focuses on the optimization of studies (image quality vs. patient dose). Three ex vivo samples were scanned at the SYRMEP station of the ELETTRA Synchrotron (Trieste, Italy) with the free space propagation technique with monochromatic beam and phase contrast, for 64 different acquisition conditions. So, for each of the energies used (25, 28, 32 and 35 keV); acquisitions were made at four distances from the sample to the detector, (0.2 m, 1.65 m, 3.7 m and 9 m), and for each of these conditions, four conditions of average glandular dose (MGD) imparted were used 20, 5, 2 and 1 mGy. Images were acquired with a photon-counting PIXIRAD detector. The Contrast-Noise ratio and Image Contrast, as indicators of image quality, were evaluated for the 5 central slices of the 64 tomographic acquisitions, in the variant that includes phase recovery (PhR). The results indicated that several protocols provided relevant three-dimensional information about the breast at clinically appropriate doses.

PACS: Imaginería médica (medical imaging), 87.57.-s; tomografía computarizada en imaginería médica (computed tomography in medical imaging), 87.57.Q-; imaginería médica multi-planos (multislice medical imaging), 87.57.qp.

I. INTRODUCCIÓN

Las imágenes de mamografía o de tomografía de mama con rayos-X, utilizando equipos convencionales, se adquieren en formato 2D o 3D, respectivamente. Estas representan el mapa de atenuación de los rayos-X en el tejido de la mama de la paciente. Para lograr esto, el objeto a monitorear (la mama) se ubica cercano al detector digital que recoge la imagen [1]. Sin embargo, si existiera la posibilidad de colocar el objeto en un punto más alejado de la fuente de radiación y dicha fuente fuese suficientemente coherente, podrían monitorearse, además, los efectos de la interferencia de los rayos-X que se refractan en el medio y viajan más allá de este hacia el detector en el espacio libre. Si en este caso, se trazara un perfil del objeto a partir de su imagen, se podrían observar sobre este la superposición de los efectos de absorción (clásico, como en cualquier otra imagen de absorción) y el efecto de inversión de la fase de la onda al refractarse en el objeto y producir interferencia más allá de

este [2] (Fig. 1).

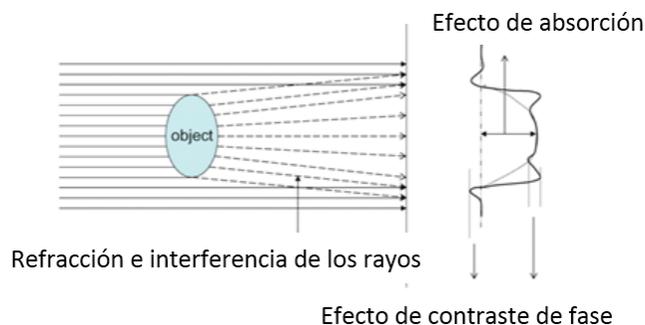


Figura 1. Manifestación de efectos de contraste de fase sobre el perfil del objeto.

Una situación como la descrita puede ser posible si la fuente de radiación son rayos-X procedentes de un sincrotrón (SR) [3]. El resultado es el logro de alta resolución espacial, bajo ruido

y alta resolución de contraste, con bordes muy definidos en las imágenes. Es decir, que las imágenes de esta modalidad poseen una alta visibilidad de detalles, en comparación con las imágenes de tomógrafos convencionales [1, 3]. Una de las técnicas de imagen que captura el principio mostrado en la Fig. 1 se denomina **Contraste de fase basado en propagación libre** (PhC).

En este caso, el índice de refracción del medio es linealmente dependiente tanto del coeficiente de absorción β , como del cambio de fase δ [4].

$$n = 1 - \delta + i\beta \quad (1)$$

Este principio ha conducido no solo a la obtención de estudios con mejor calidad de imagen [5], sino que las dosis se han mantenido dentro del orden de los 5 mGy, similares a los obtenidos en mamografías tradicionales, y por debajo de la CT convencional de mama [6, 7]. Surgió así primero la mamografía con contraste de fase usando SR [8, 9] y luego la bCT-SR [3, 10].

Por otra parte, los detectores de conteo de fotón único de CdTe son cada vez más atractivos para aplicaciones médicas de imágenes obtenidas a dosis bajas. Esto se debe a su alta eficiencia de detección, bajo ruido y ausencia de pantalla de centelleo, que afecte la resolución espacial [11]. Las resoluciones son del orden de las pocas decenas de micrones, muy superiores a las típicas de los escáneres de CT comunes (0.5 mm) [5]. Estas ventajas los hacen ideales para ser introducidos en una cadena de detección basada en bCT-SR. Con el paso de los años, se han introducido muchas mejoras, dando lugar a una nueva generación de sistemas bCT-SR y detectores de conteo de fotones [10, 12].

El Proyecto SYRMA3D ha tenido como objetivo desarrollar la bCT en los predios del sincrotrón ELETTRA (Trieste, Italia), en su línea SYRMEP (Synchrotron Radiation for Medical Physics). Para tal fin se han dotado de una instalación que permite realizar tomografía monocromática de mama, equipada con un moderno detector de conteo de fotón único de CdTe. Se ha reportado una descripción detallada de este proyecto y caracterización de su tecnología en [13].

El citado proyecto, ha generado numerosos resultados, primero dedicados a mamografía con contraste de fase [8, 9] y más recientemente a bCT-SR, [14–21], así como en imágenes que emplean la técnica de recuperación de fase. Esta última se logra, aplicando un filtro a las imágenes tomográficas de absorción antes de su reconstrucción [22].

Como se evidencia en los artículos citados, este equipo de investigadores ha realizado una amplia caracterización del campo de radiación y la calidad de imagen a partir del empleo de muy diversos maniqués físicos y antropomórficos, así como varios tejidos *ex vivo*. Además, han desarrollado, múltiples algoritmos de procesamiento específicos para bCT-SR, modelos de Monte Carlo, y simulaciones, entre otros. El presente trabajo representa un esfuerzo más en la dirección de establecer un protocolo factible para uso clínico futuro, que involucre alta calidad de imagen y baja dosis para la paciente.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se emplearon tres muestras tisulares *ex vivo*, correspondientes a tres mastectomías totales, con las características de la tabla 1. La utilización de los especímenes se llevó a cabo de acuerdo con la Directiva 2004/23/CE del Parlamento Europeo y del Consejo, del 31 de marzo de 2004, sobre el establecimiento de normas de calidad y seguridad para la donación, obtención, prueba, procesamiento, conservación, almacenamiento y distribución de tejidos y células humanas, y bajo el marco del protocolo operativo del Comité de Revisión Institucional de la Unidad de Mama del Hospital Universitario de Trieste (PDTA Neoplasia mamaria), con aprobación ética recibida el 11 de diciembre de 2019 por ASUGI (Azienda Sanitaria Universitaria Giuliano Isontina).

Tabla 1. Muestras

Muestra	Tamaño	Masa (g)
1	19.5 x 21.5 x 3.4	220
2	19.0 x 5.0 x 11.0	445
3	21.0 x 25.5 x 5.5	735

Las muestras fueron fijadas con formalina y selladas en una bolsa al vacío antes de ser estudiados por bCT-SR. Cada una fue sometida a escaneo tomográfico bajo 64 condiciones diversas de adquisición. Estas fueron: Para la energía de 25 keV y 9 m de distancia entre detector de radiación y tejido, se escaneó aplicando dosis de 1, 2, 5 y 20 mGy. Este procedimiento se repitió para las energías 28, 32 y 35 keV. Posteriormente se repitió todo el procedimiento descrito para las distancias 0.2 m, 1.65 m y 3.70 m.

La geometría del sistema bCT-SR utilizado se muestra en la Fig. 2 y requeriría que la paciente se encuentre posición prona. El soporte presenta una abertura central, que permite que la mama cuelgue y pueda ser escaneada. Como se aprecia en esta geometría, y gracias a las bondades del detector de conteo de fotones empleado, no es necesario realizar la compresión de la mama, que es la principal disconformidad de las pacientes ante los protocolos convencionales. El soporte tiene la posibilidad de rotar y moverse horizontal y verticalmente, para ubicar correctamente la mama en el campo de radiación. Para esta investigación se obtuvieron adquisiciones de volumen completo mediante exploraciones tomográficas en 180 grados, con una velocidad angular de 4.5 grados/seg, en un tiempo total entre 5 y 10 minutos. En el experimento realizado, el lugar de la mama de la paciente lo ocuparon los especímenes quirúrgicos (muestras).

El haz es emitido desde la fuente de rayos X, que proviene de uno de los imanes de flexión de ELETTRA, viaja a lo largo de su línea SYRMEP, la cual cuenta con un monocromador para establecer la energía deseada en el haz (con un 1% de resolución energética). En la trayectoria se ubica además una cámara de ionización (Figura 2A) para medir el kerma en aire, a partir de la cual se obtiene el valor de la MGD deseada, según procedimiento descrito en [8]. En esencia, se multiplica el kerma en aire medido, por un factor que tiene en cuenta las dimensiones y glandularidad de la mama, obtenidos por simulaciones de Monte Carlo, utilizando el código GEANT4 [16]. Para lograr cada valor de kerma en aire y poder variar las

condiciones experimentales que determinaron las diferentes MGD, la fluencia de fotones fue ajustada en cada caso mediante filtros de Al de 5 a 11 mm en la salida del haz.

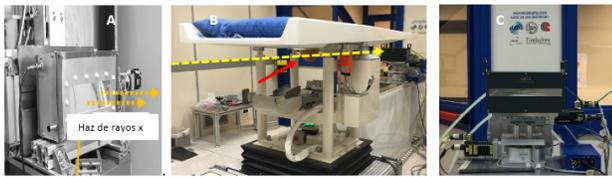


Figura 2. Instalación para la obtención de imágenes. De izquierda a derecha: A- monocromador emisor del haz, B- tomógrafo, C- Detector PIXIRAD-8.

El haz de rayos X (representado por líneas discontinuas amarillas en Figura 2 A y 2B), viaja en geometría de haces paralelos, atraviesa el tejido de la mama (indicado con una flecha roja en Figura 2B) y continúa en dirección al detector (Figura 2C).

El detector de conteo de fotones PIXIRAD utilizado, consta de 8 módulos. Sus píxeles están dispuestos en una matriz hexagonal de $60 \mu\text{m}$. Cada bloque tiene una arquitectura híbrida en el que se acoplan el sensor de CdTe y la electrónica de lectura. El área de cada bloque es $30.7 \times 24.8 \text{ mm}^2$, lo que genera un área total de $246 \times 25 \text{ mm}^2$, correspondiente a 4096×476 píxeles, con un espacio hueco de 3 píxeles entre bloques adyacentes. El detector muestra una respuesta lineal de hasta 2×10^5 conteos por segundo por píxel. Estas propiedades garantizan la alta resolución espacial y de contraste imagen que se requiere en la técnica bCT [11].

Las proyecciones obtenidas para los diversos ángulos fueron reconstruidas mediante retroproyección filtrada (FBP), con filtro Shepp-Logan, vía GPU en un Intel Core i7-6700 a 3.40 GHz, para dar lugar a los cortes de bCT-SR, correspondientes a imágenes de recuperación de fase (Phr).

Para realizar el análisis de calidad de imagen se utilizó el software ImageJ. Se trazaron regiones de interés (ROI) redondas, de área 9000 píxeles, sobre los cortes tomográficos obtenidos de cada muestra, para cada condición de adquisición. A partir de la intensidad de píxel en cada ROI, se calcularon las métricas Contraste imagen ($C \times 100\%$) y Relación Contraste-Ruido (CNR), utilizando las siguientes ecuaciones:

$$C = \frac{(\overline{D_1} - \overline{D_2})}{\overline{D_2}} \cdot 100 \quad (2)$$

$$\text{CNR} = \frac{(\overline{D_1} - \overline{D_2})}{\sigma_2} \quad (3)$$

Donde D_1 y D_2 son las intensidades de píxel en las regiones 1 (considerada la región de interés con detalles) y 2, (considerada como la región de fondo), mientras que σ_2 es la desviación típica del fondo. En este estudio, los detalles de interés han sido escogidos visualmente sobre una región

de tejido glandular, mientras que el fondo se ha escogido sobre tejido adiposo. La Fig. 3 muestra un ejemplo de un corte central tomográfico para cada muestra, con las ROIs ubicadas en cada uno. El tejido glandular causa una mayor atenuación de los rayos X, resultando en un tono de gris más claro en comparación con el tejido adiposo.

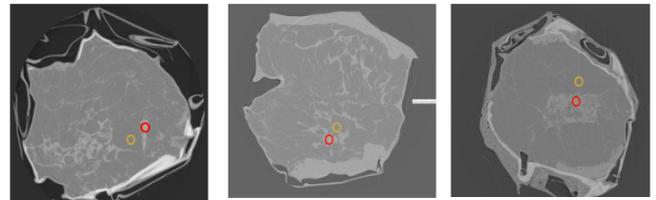


Figura 3. Ejemplo de cortes tomográficos con las ROI ubicadas (rojo en detalles y amarillo en fondo). De izquierda a derecha se corresponden con las muestras 1, 2 y 3.

Los resultados se promediaron para los cinco cortes centrales de cada estudio (36 al 40), ya que son los que muestran la mayor cantidad de información útil visual sobre la estructura y composición de cada uno.

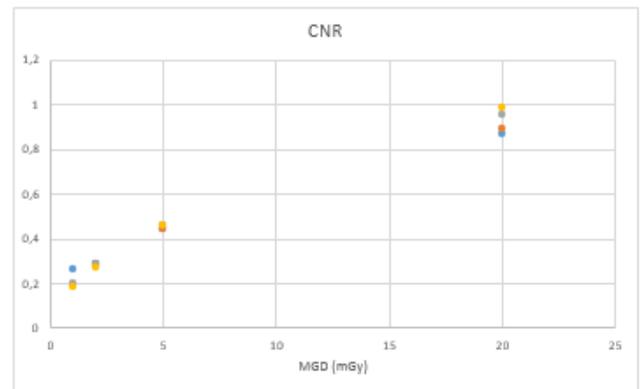
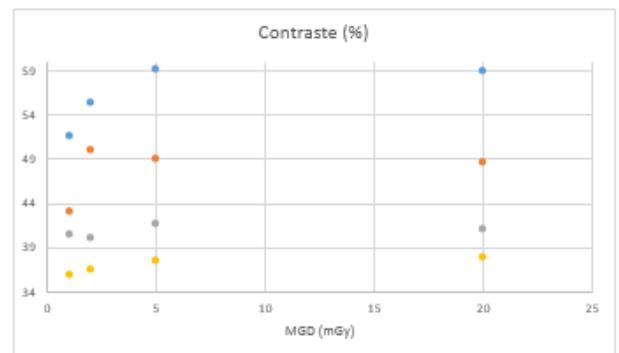


Figura 4. Comportamiento del Contraste imagen (%) (panel superior) y la Relación Contraste-Ruido (panel inferior) con la MGD (mGy) a la distancia de 0.2 m del detector. La escala de colores se corresponde con: azul 25 keV, naranja 28 keV, gris 32 keV y amarillo 35 keV.

La Fig. 4 muestra el comportamiento del Contraste imagen (%) y la CNR con el incremento de la MGD para la muestra 2, para todos los valores de energía, con la muestra a una distancia de 0.2 m del detector, donde los efectos de cambio de

fa-se son poco significativos [23]. Obsérvese que el Contraste imagen se mantuvo básicamente constante con la MGD para cada valor de energía, mientras que, a MGD fija, el aumento de la energía implicó una disminución de este. En cambio, la CNR mostró incremento con la MGD, sin marcadas diferencias entre los valores de energía.

Este comportamiento se mantuvo con el incremento de la distancia entre muestra y detector. La Fig. 5 ilustra este fenómeno.

El comportamiento anterior se mantuvo para las otras dos muestras estudiadas (1 y 3). A modo de ejemplo, en la Fig. 6 se muestra el comportamiento del Contraste imagen (%) y la CNR con respecto a la MGD para las tres muestras, a energía de 32 keV y distancia entre muestra y detector de 9m.

Las condiciones a 1 y 2 mGy no tuvieron calidad de imagen suficiente como para tener utilidad clínica. Las imágenes son tan ruidosas, que afecta el contraste imagen y la visibilidad de las estructuras. Además, a partir de 1.65 m de distancia se aprecian visualmente algunos artefactos de anillo. La Fig. 7 muestra estos problemas en el caso de la muestra 3. Estos resultados fueron similares en las tres muestras.

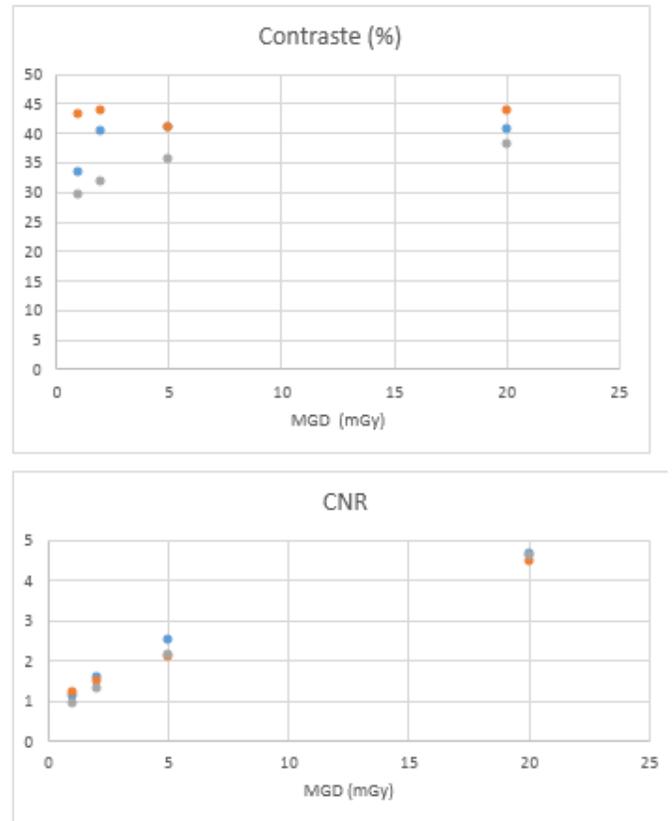


Figura 6. Comportamiento del Contraste imagen (%) (panel superior) y la Relación Contraste-Ruido (panel inferior) con la MGD (mGy) a la distancia de 9,0 m del detector para 32 keV. En naranja muestra 1, azul muestra 2 y gris muestra 3.

La Fig. 8 muestra un corte de la muestra 2, a una condición de buena calidad de imagen visual, así como cuantitativamente desde el punto de vista de C% y CNR. Como referencia se muestra la imagen obtenida para la condición de máxima calidad, a igual distancia, pero con 20 mGy y 25 keV.

Como se puede apreciar, ambas imágenes son prácticamente idénticas desde el punto de vista visual, aunque las dosis sean tan diferentes. Si se hace zoom, el lector podrá ver que existe una ligera mayor textura en el granulado del ruido a 5 mGy con respecto a 20 mGy, pero esto es bien tolerado por el ojo experto y por tanto no resulta un factor negativo para hacer un diagnóstico. El contraste se ha demostrado que es el mismo y la relación CNR menor no ha tenido consecuencias negativas para la visualización de ninguna estructura. No se aprecia distorsión visualmente a ninguno de los dos valores de MGD. Aunque no se ha medido la resolución espacial, se aprecia que a ambos valores de MGD hay buena definición de bordes y no se ha introducido emborronamiento visible. Por último, ninguna de las dos imágenes muestra presencia de artefactos. En resumen, a partir de los parámetros físicos que definen calidad de imagen (ruido, resolución espacial, contraste, presencia de artefactos y distorsión) se puede afirmar que en el presente experimento con 5 mGy han sido suficientes para tener suficiente calidad de imagen diagnóstica en bCT-SR. Esta dosis es comparable a la utilizada en la rutina clínica actual de la técnica mamografía 2D y 5 veces inferior a la utilizada en la bCT tradicional.

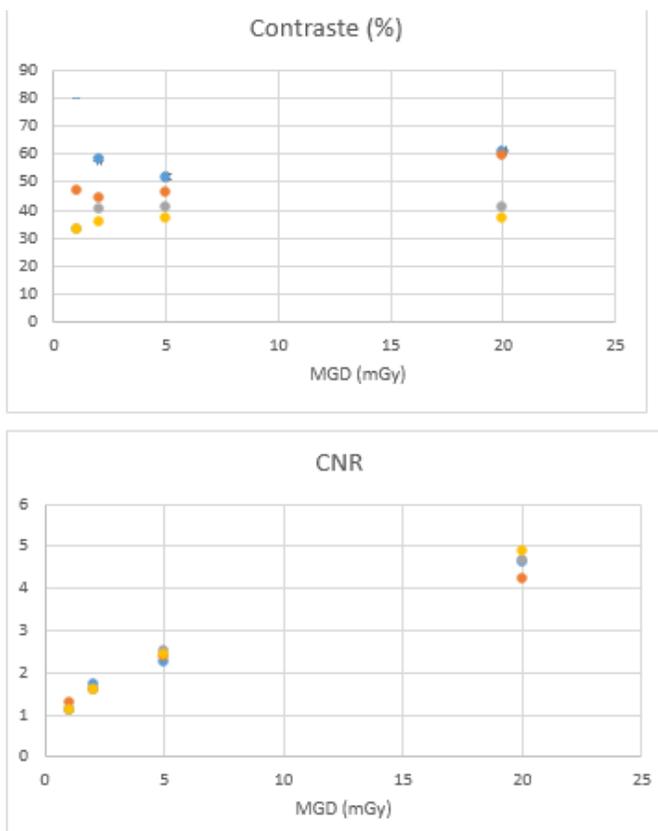


Figura 5. Comportamiento del Contraste imagen (%) (panel superior) y la Relación Contraste-Ruido (panel inferior) con la MGD (mGy) a la distancia de 9,0 m del detector. La escala de colores se corresponde con: azul 25 keV, naranja 28 keV, gris 32 keV y amarillo 35 keV.

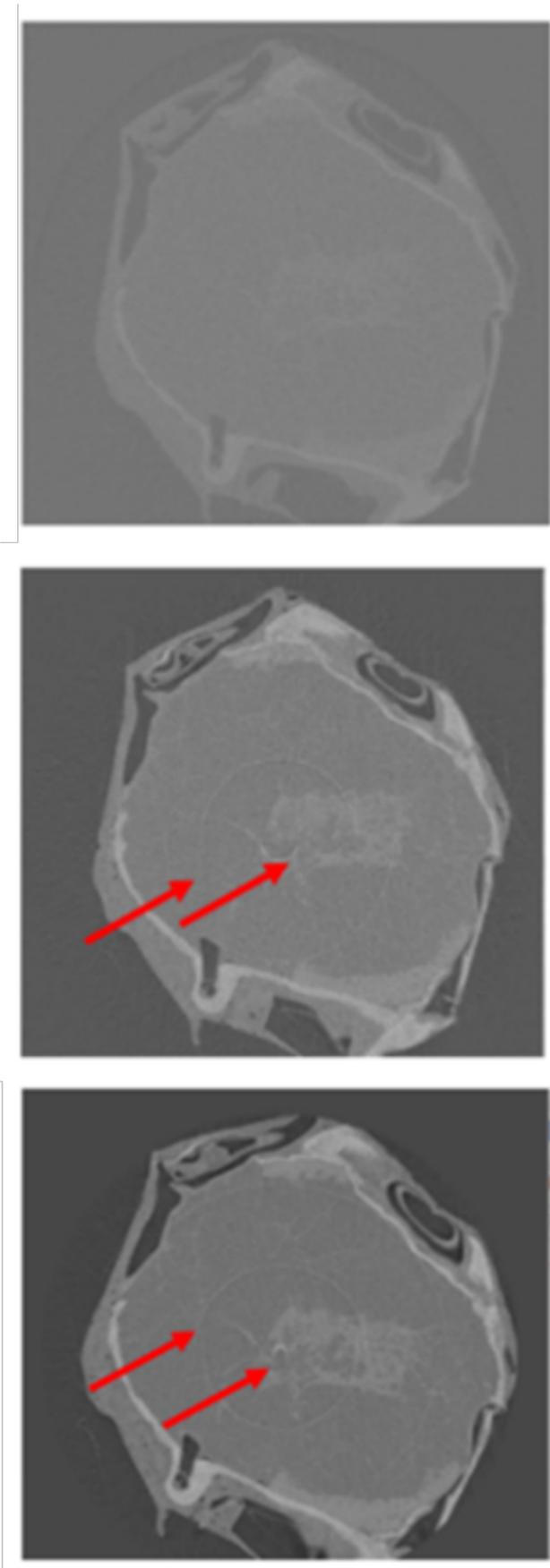


Figura 7. Reconstrucción de la muestra 3. Panel superior: 1 mGy y 0.2 m. Panel inter-medio: 2 mGy y 3.7 m. Panel inferior: 2 mGy y 9 m. Se resaltan con flechas los artefactos de anillo.

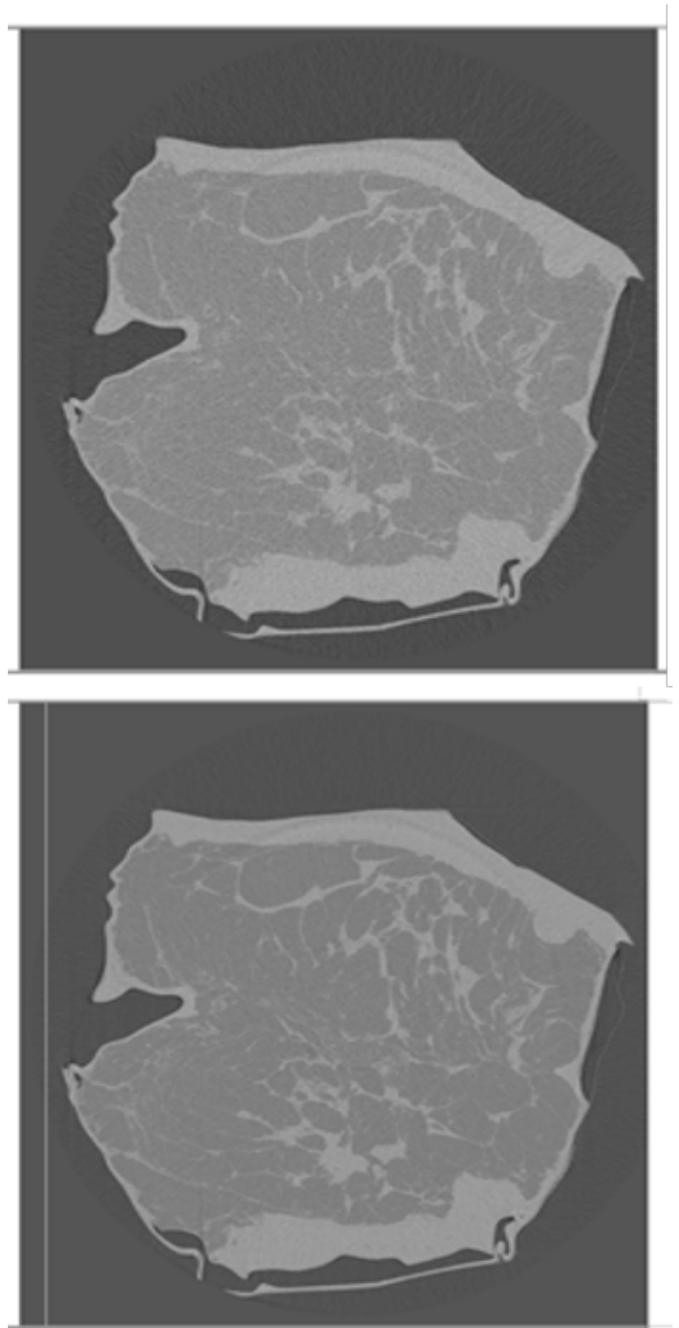


Figura 8. Condición con buena calidad de imagen a 1.65 m de distancia y 32 keV con 5 mGy (pa-nel superior) vs. la condición de máxima cali-dad de imagen (panel inferior) (1.65 m, 25 keV, 20 mGy).

III. DISCUSIÓN

Se conoce que el análisis de las imágenes de rayos X de mama son un gran reto, debido a la necesidad de detectar estructuras de muy bajo contraste, como la interfase entre glándula y grasa, así como pequeñas microcalcificaciones y masas de bajo contraste [1]. Además, todo esto es necesario hacerlo con una relativamente baja dosis para la paciente. Se han introducido muchas mejoras en la mamografía convencional, la tomografía de mama y la tomosíntesis [24]. Sin embargo, en estas tecnologías convencionales, por principio de funcionamiento de sus equipos asociados, solo se pueden realizar estudios

basados en la absorción de la radiación en el tejido, sin que sea posible aprovechar la información contenida en la fase de la onda. Sin embargo, la introducción de la técnica de las imágenes PhC [3] ha cambiado esta limitación. Esta técnica, primero utilizada en la mamografía y luego en la bCT, permite aprovechar la información de fase de los rayos-X. Especialmente, al utilizar instalaciones de SR, la calidad de imagen ha mejorado considerablemente, constituyendo así una respuesta al desafío planteado, lo que sugiere nuevas perspectivas en la práctica clínica.

En el presente diseño de experimento se ha analizado el contraste solamente entre 2 tonos de gris (un gris de fondo para grasa y un gris más claro para glándula). En el peor de los casos se obtuvo más de un 30% de contraste de intensidad de píxel entre ambos. Aunque no se ha dispuesto de los valores de calibración de un monitor de uso médico para saber exactamente en cada ROI de forma absoluta el valor de su luminancia (cd/m^2), resultados con más de un 30% de contraste relativo entre ambas ROI con certeza supera en muchas veces el mínimo JND (Just Noticeable Difference) distinguible por el ojo humano [25], tanto para claros como para oscuros. Por esa razón se ha planteado que los valores de contraste logrados son adecuados.

Los resultados obtenidos en este trabajo se corresponden con resultados previos [3, 14, 15, 17, 18, 20, 23], obtenidos para diversos maniqués y otros especímenes *ex vivo*, en diversas condiciones de adquisición. En este sentido, el aporte del presente trabajo consiste en mostrar más evidencia científica, para arribar, en un futuro, a un protocolo con utilidad clínica en condiciones seguras para las pacientes. Recuérdese que no existen 2 mamas iguales y que los resultados dependen mucho de la composición de la mama y su grado de glandularidad [1], por lo que estudiar los protocolos de escaneo para mamas de composición diferente es esencial con la novedosa técnica de bCT-SR.

El hecho de que el contraste de la imagen no dependiera de la MGD en el presente estudio confirma que el sistema de imágenes bCR-SR, a pesar de su complejidad y el uso de contraste de fase, exhibe el comportamiento estándar esperado para los sistemas de imágenes convencionales [1]. En este estudio, el contraste imagen pudo ser mantenido con buenos resultados en tanto se aplicaba solo el 25% de la MGD máxima. Estos resultados están en correspondencia con lo reportado anteriormente en [6].

En cambio, en la CNR, su dependencia de la MGD está dada porque el incremento de la dosis contribuye significativamente a la reducción del ruido cuántico sobre la imagen. En este caso, la solución al problema de tener una baja CNR en las imágenes de absorción, la da la opción de poder aplicar un filtro de recuperación de fase [22], que, aunque afecta ligeramente la resolución espacial [26], permite disponer de imágenes complementarias denominadas "Phase-retrieval" (PhR), las cuales poseen una mayor resolución de contraste respecto a las técnicas convencionales.

Comparando la calidad de imagen a distancia cercana al detector (0.2 m) donde prevalece el efecto de absorción (Fig.

4) vs. lejana (9m) (fig. 5), donde se manifiestan los efectos de fase, ambas magnitudes $C\%$ y CNR mejoran, sobre todo esta última. En [23] se ha mostrado que a la mayor distancia entre detector y muestra, se puede obtener un aumento de la relación Señal a Ruido hasta de 20 veces, si se aplica el filtro de recuperación de fase [22]. Además, se muestra que, para imágenes recuperadas en fase, cambiar la distancia entre el objeto y el detector no afecta significativamente la resolución espacial. Todos estos aspectos hacen muy promisorio esta técnica para el futuro cercano.

En el presente estudio, tomografías computarizadas monoenergéticas de mama, de tres muestras humanas, con MGD comprendidas entre 1 y 20 mGy fueron estudiadas. Se ha comprobado que bastan 5 mGy para obtener buen contraste imagen y un relativo bajo nivel de ruido sobre las imágenes, lo que ha permitido apreciar visualmente todas las estructuras del tejido, sin diferencias estructurales respecto a lo que se aprecia para imágenes obtenidas con la MGD máxima probada (20 mGy). Los niveles de ruido introducidos al bajar de 20 a 5 mGy, no mostraron la pérdida de visibilidad de ninguna estructura en las imágenes de las tres muestras. En la práctica clínica actual, según reporte de [27], se hace CT convencional empleando altas MGD hasta de 25 mGy, básicamente buscando disminuir el ruido sobre la imagen, para poder apreciar las pequeñas microcalcificaciones o los objetos de bajo contraste. La bCT-SR en cambio, permite el logro de tales objetivos con una significativa reducción de la MGD hasta alrededor de 5 mGy [26].

Respecto al tema de los artefactos de anillo que aparecieron fundamentalmente para las mayores distancias entre muestra y detector, se debe plantear que aparecen debidos, fundamentalmente, a los huecos de 3 píxeles que existen entre los diferentes módulos del detector empleado [11]. Sin embargo, este problema ya ha sido soluble, empleando procesamiento digital de imágenes, basado en interpolación lineal sobre las imágenes [2], y un software desarrollado por el grupo de investigadores italianos, específicamente para la remoción de anillos [28].

La optimización de la energía del haz merece un comentario aparte. En la práctica de rutina clínica con CT convencional, la tendencia es emplear energías lo más bajas posibles ya que mientras más energéticos son los fotones, aumenta la probabilidad de atravesar el tejido sin interactuar [14], disminuyendo el contraste imagen. En el presente estudio se obtuvieron buenos valores de contraste imagen para todos los valores de energía y en CNR no se apreció influencia de esta magnitud. Es decir, que protocolos a 32 y 35 keV permitieron excelentes resultados de Contraste imagen y buenos valores de CNR, facilitando una mayor protección radiológica futura para la paciente. Estos resultados concuerdan con los reportados en [10], donde para 32 keV obtuvieron buena calidad de imagen tanto en absorción como en recuperación de fase.

En el presente estudio se ha garantizado con cada tejido, 64 condiciones de adquisición de imagen diversas para un mismo objeto, de modo que lo que se mide en cada ROI obedece solamente a las variaciones introducidas por los parámetros

energía, MGD y distancia muestra detector, dejando un margen de variabilidad mínimo debido a la estadística probabilística de la distribución de ruido de Poisson y sin tener los sesgos que introducirían sobre las ROI tener una data con variabilidad morfológica. Por otra parte, los resultados para los 3 tejidos han sido consistentes. Esto permite afirmar que el tamaño muestral ha sido suficiente para sustentar las conclusiones del trabajo.

El estudio realizado presenta algunas limitaciones. Por ejemplo, no se estudió el comportamiento de un parámetro que también es importante para la calidad de imagen, que es la resolución espacial, ya que al emplearse solo imágenes de PhR se contó con una alta resolución espacial de entrada. Además, solo se consideró la reconstrucción típica FBP, sin incluir el aporte a la calidad de imagen que pueden realizar los métodos iterativos de reconstrucción [18].

IV. CONCLUSIONES

Se observó que para las tres muestras de tejido mamario estudiadas, todos los protocolos utilizando energías de 32 y 35 keV con dosis de 5 mGy a distancias entre 1.65 m y 9 m entre la muestra y el detector permitieron lograr buena calidad de imagen desde el punto de vista del contraste imagen y la relación Contraste a Ruido para imágenes de PhC con bCT-SR.

V. AGRADECIMIENTOS

Al Programa TRIL del Centro Internacional de Física Teórica "Abdus Salam" de Trieste (ICTP) y al Instituto Nacional de Física Nuclear de Trieste (INFN), por haber financiado parcialmente esta investigación y haber servido de Laboratorio anfitrión, respectivamente.

Agradecemos también a todos los miembros del equipo de investigación de la línea SYRMEP en ELETTRA y a los investigadores australianos del grupo dirigido por el Prof. Tim Gureyev, por su contribución fundamental a la recopilación y procesamiento de los datos discutidos en este análisis.

REFERENCIAS

- [1] A. Sarno, G. Mettievier, and P. Russo, *Med. Phys.* **42**, (2015)
- [2] L. Brombal, 103 Congreso de la Sociedad italiana de Física. Trento, Italia, (2017).
- [3] R. Longo, F. Arfelli, R. Bellazzini, U. Bottigli, A. Brez, F. Brun et al. *Physics in Med. And Biol.* **61**, 1634 (2016).
- [4] T. Gureyev, et al., *J. Phys. D: Appl. Phys.* **47**, 365401 (2014).
- [5] J.T. Bushberg et al. "The essential Physics of Medical maging. 2nd Ed."(Lippincot Williams and Wilkings, 2002).
- [6] G. Mettiver, C. Fedon, F. Di Lillo, R. Longo, A. Sarno, G. Tromba, and P. Russo. *Phys. in Med. and Biol.* **61**, 569 (2015).
- [7] C. Fedon, L. Rigon, F. Arfelli, et al., *J. Med. Imaging* **5**, 13503 (2018).
- [8] E. Castelli, M.Tonutti, F. Arfelli, R.Longo, E. Quaia, L. Rigon, et al., *Radiology* **259**, 684 (2011).
- [9] R. Longo et al., *Philos. Trans. R. Soc. London Ser. A.* **372**, 20130025 (2014).
- [10] R. Longo, F. Arfelli, D. Bonazza et al., *J. Synchr. Radiat.* **26**, 1343 (2019).
- [11] A. Sarno, G. Mettiver, B., Golosio, P. Oliva, G. Spandre, F. Di Lillo et al., *Physica medica* **32**, 681 (2016).
- [12] W. A. Kalender, *Eur. Radiol.* **22**, 1 (2012).
- [13] G. Tromba et al., *AIP Conf. Proc.* **1266**, 18 (2010).
- [14] P. Delogu et al., *J. Instrum.* **12**, C01016 (2017).
- [15] P. Delogu, V. Di Trapani, L. Brombal, G. Mettievier, A. Taibi, and P. Oliva, *Sci. Rep.* **9**, 49351 (2019).
- [16] C. Fedon, F. Longo, G. Mettievier, and R. Longo, *Phys. Med. Biol.* **60**, N311 (2015).
- [17] L. Brombal, *J Instrument.* **15**, C01005 (2020).
- [18] S. Donato, L. Brombal, G. Tromba, and R. Longo, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering IFMBE Proceedings.* **61**,109 (2019).
- [19] S. Donato, L. Brombal, F. Arfelli et al, 2019 IEEE Nuclear Science Symposi-um and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), (2019).
- [20] S. Donato, F. Arfelli, L. Brombal, et al., *J. Synchrotr. Radiat.* **27**, 503 (2020).
- [21] F. Brun, S. Pacilè, A. Accardo, et al., *Fundamenta Informaticae.* **141**, 233 (2015).
- [22] D. Paganin, S. C. Mayo, T. E. Gureyev, P. R. Miller, and S. W. Wilkins, *J. Microsc.* **206**, 33 (2002).
- [23] L. Brombal, S. Donato, D. Dreossi, et al., *Phys. Med. Biol.* **63**, 24NT03 (2018).
- [24] I. P. Manhoobi, A. Bodilsen, J. Nijkamp, A. Pareek, T. Tramm, S. Redsted, and P. Christiansen, *Acad. Radiol.* **29**, 1560 (2022).
- [25] R.C. González, and R.E.Woods, "Digital Image Processing. 4th ed.", (Prentice-Hall. New Jersey, 2002).
- [26] L. Brombal, B. Golosio, F. Arfelli et al., *Med. Imag.* **6**, 031402 (2018)
- [27] B. Zhao, X. Zhang, W. Cai, D. Conover, and R. Ning, *Eur. J. Radiol.* **84**, 48 (2015).
- [28] L.M. Arana Peña, S. Donato, D. Bonazza, L. Brombal, F. Martellani, F. Arfelli, G. Tromba, and R. Longo, *Physica Medica* **112**, 102640 (2023).

This work is licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0, <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) license.

