

EVALUACIÓN DE CALIDAD DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CON CONTRASTE DE FASE USANDO HACES DE SINCROTRÓN Y RECONSTRUIDA POR MÉTODOS ITERATIVOS

IMAGE QUALITY EVALUATION IN PHASE CONTRAST COMPUTED TOMOGRAPHY FROM SYNCHROTRON-BEAMS RECONSTRUCTED BY ITERATIVE METHODS

J. MARQUEZ-DÍAZ^{a†}, R. OROZCO-MORALES^b, J.V. LORENZO-GINORI^c, M. PÉREZ-DÍAZ^b

a) Departamento de Física, Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas (UCLV); jomarquez@uclv.cu[†]

b) Departamento de Automática y Sistemas Computacionales, Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas (UCLV)

c) Centro de Investigaciones de la Informática, Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas (UCLV)

[†] autor para la correspondencia

Recibido 23/3/2020; Aceptado 03/9/2020

En este trabajo se hizo un estudio sobre la base de un conjunto de datos de imágenes de tomografía con contraste de fase (PC-CT) adquiridas con un maniquí físico, utilizando rayos X producidos en un sincrotrón. Se implementaron cuatro protocolos de adquisición de los sinogramas. Estos sinogramas fueron reconstruidos implementando sobre Matlab, cinco algoritmos de reconstrucción; el tradicional FBP y cuatro iterativos. La calidad de imagen obtenida fue comparada utilizando diversos parámetros físicos. Se obtuvo que los métodos SIRT y SART fueron mejores para obtener bajos niveles de ruido, mientras que CGLS y SART produjeron mejores valores de contraste imagen. La resolución espacial no fue sensiblemente afectada por los algoritmos de reconstrucción iterativos respecto a la lograda con FBP. La disminución del número de proyecciones o de la energía del haz condujo a la disminución del contraste imagen y de la relación contraste-ruido.

In this work a study was made based on a set of phase contrast computed tomography imaging data (PC-CT) acquired with a physical phantom, using X-rays produced in a synchrotron. Four protocols were implemented for the acquisition of sinograms. These were reconstructed by implementing five reconstruction algorithms on Matlab; the traditional FBP and four iterative ones. The image quality was compared using various physical parameters. It was observed that the lowest noise levels were obtained by the SIRT and SART methods, while the best image contrast was obtained with CGLS and SART. Spatial resolution was not significantly affected by the iterative reconstruction algorithms with respect to that achieved with FBP. The decrease in the number of projections or beam energy led to the decrease of image contrast and noise contrast ratio.

PACS: Medical Imaging (Imaginería médica) 87.59.-e; X-ray imaging (Imaginería por rayos X) 87.59.-g; Computed tomography in medical imaging (Tomografía computarizada en la imaginería médica) 87.57.Q-.

I. INTRODUCCIÓN

La mama es uno de los principales sitios de cáncer en términos de tasas de mortalidad entre las mujeres a nivel mundial. La mamografía es la prueba de detección primaria utilizada para reducir la mortalidad. Sin embargo, a pesar de que este examen es importante en la detección temprana del cáncer de seno, presenta varias limitaciones como son: su sensibilidad se encuentra entre el 75 % y el 85 % [1], mientras que su especificidad está entre un 80 % y un 95 % [2]. Estos valores se afectan aún más para las mamas densas (características en mujeres jóvenes), ya que los tejidos malignos tienen un coeficiente de atenuación lineal muy similar al de los tejidos glandulares sanos, lo cual produce bajo nivel de contraste imagen, afectando la detección temprana de las lesiones o el correcto diagnóstico. Además, la mamografía requiere de una alta resolución espacial para detectar microcalcificaciones, pero la resolución espacial está limitada por restricciones de dosis.

Como resultado, se han desarrollado otras técnicas imagenológicas para solucionar el problema anterior, entre

las cuales la más reciente es la tomografía con contraste de fase usando haces de sincrotrón [3]. La calidad de una imagen radiográfica se puede mejorar significativamente, si aprovechamos las propiedades de la radiación x de un sincrotrón y su dualidad onda-partícula. Con esta técnica es posible seleccionar con un monocromador la energía más adecuada, optimizando la dosis administrada a la paciente. Además, la alta colimación natural permite rechazar la dispersión de los fotones. Finalmente, la alta coherencia espacial, producida por el pequeño tamaño de la fuente, combinado con una gran distancia entre la fuente y la muestra, permite tener sensibilidad al cambio de fase que experimentan las ondas electromagnéticas durante su interferencia, mejorando el contraste entre los tejidos blandos.

Hay un segundo aspecto que ha contribuido a mejorar la calidad de imagen tomográfica, que es el método de reconstrucción de las imágenes. La retroproyección filtrada (FBP) es el algoritmo de reconstrucción más utilizado por su precisión y rapidez. Sin embargo, las imágenes 2D y 3D que proporciona son ruidosas, no tienen la resolución espacial deseada y presentan artefactos. Por tal motivo, se

han desarrollado algoritmos que resuelven estos problemas, denominados iterativos.

Los métodos de reconstrucción iterativa (IR) se introdujeron en la década de 1970 durante los primeros estudios en CT de transmisión, pero se abandonaron temprano debido a la alta capacidad computacional requerida por la resolución de imagen [4]. Sin embargo, la creciente capacidad computacional en CPU y GPU ha permitido desde el año 2008, la introducción de estos métodos en la rutina clínica. Presentan como ventaja sobre la FBP, que no requieren teóricamente que los datos de adquisición sean continuos, y por lo tanto, tienen mejores resultados con pocas proyecciones, permitiendo la reducción de la dosis.

En este trabajo se compara la calidad de imagen tomográfica con contraste de fase, usando haces x de sincrotrón, que se obtiene tras reconstruir las imágenes por los siguientes métodos: SART (Técnica de reconstrucción algebraica simultánea), SIRT (Técnica de reconstrucción iterativa simultánea), CGLS (gradiente conjugado de mínimos cuadrados), ART (Técnica algebraica de reconstrucción) y FBP (retroproyección filtrada).

II. MATERIALES Y MÉTODOS

En este trabajo se hizo un estudio sobre la base de una data de imágenes de PC-CT adquirida con un maniquí físico, utilizando rayos x producidos en un sincrotrón. Se implementaron cuatro protocolos de adquisición de los sinogramas (funciones a partir de las cuales se obtienen las imágenes 3D) variando la cantidad de proyecciones a adquirir en 800 y 1000 y la energía del haz en 32, 35 y 38 KeV. Dichos sinogramas fueron reconstruidos implementando en Matlab varios algoritmos, el tradicional FBP y 4 iterativos: ART, SIRT, SART y CGLS. La calidad de imagen obtenida fue comparada utilizando los parámetros físicos: Relación señal-ruido, relación contraste-ruido, el contraste imagen, error cuadrático medio y la función de transferencia de la modulación como indicador de la resolución espacial.

II.1. La tomografía con y sin contraste de fase

La tomografía de rayos x (CT) y la tomografía de rayos x con contraste de fase (CP-CT) son dos métodos por el cual se obtienen imágenes 3D del objeto, al obtener proyecciones del mismo (sinogramas) cuando tanto el emisor de rayos x como el detector se rotan en 360 grados alrededor de este y luego mediante un procesamiento matemático esas proyecciones se reconstruyen en la imagen 3D. En la CT la distancia objeto-detector es aproximadamente cero, por lo que el contraste es debido solamente a la atenuación de los rayos x en el tejido (Ver Figura 1 a)).

En CP-CT en cambio, se cumple la relación de distancia objeto-detector $0 < Z_1 < a^2/\lambda$, donde a es el tamaño del detalle esperado o resolución espacial y λ la longitud de onda de los rayos x. El detector capta en este caso tanto la atenuación de los rayos en el objeto como la interferencia de las ondas salientes (Ver figura 1 b)).

El cambio de fase en b) ocurre por la variación de la velocidad de la onda al pasar de un medio a otro. El índice de refracción, se expresa por la ecuación 1.

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

Donde δ es el cambio de fase y β la absorción de los fotones.

Este trabajo se circunscribe al caso b).

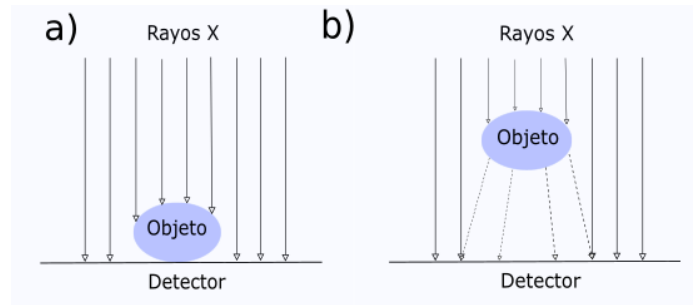


Figura 1. Adquisición de una proyección en a) CT, b) PC-CT.

II.2. Descripción del maniquí utilizado y obtención de los datos

El maniquí utilizado es un maniquí físico que se emplea para calibrar un tomógrafo que utiliza PC-CT usando haces de sincrotrón (ver Fig. (2)).



Figura 2. Maniquí físico usado.

La estructura exterior del phantom es un cilindro de metacrilato (PMMA) de 10cm de altura y 12cm de diámetro llenado en su interior con agua desmineralizada. Un centímetro de disco grueso de PMMA es suspendido en la región central del maniquí. Diez platos de ceras están incrustados en la media altura, cinco contienen agregados de cuarzo de diferentes diámetros (150, 170, 200, 250 y 300 μm) y los otros cinco, alambres de nailon de diferentes espesor (380, 450, 500, 600 y 700 μm). Cuatro conductos se insertan a través del cilindro, cada uno con una inclinación de 23° respecto a la dirección horizontal. Estos insertos se utilizan para medir la respuesta del sistema a los pequeños detalles de alto nivel de contraste como podrían ser las masas y microcalcificaciones en las mamas y los conductos galactóforos.

II.3. Mamógrafo digital usado.

El detector usado en este experimento fue el FUJIFILM Medical Systems y de uso general en radiografía.

- Detector: Selenio (dimensiones: 24x18cm)
- Distancia detector-muestra: 2m
- Filtración adicional: no necesaria
- Matriz resultante: 2350 × 2350 píxel
- Dimensión del píxel: 50μm
- Rango dinámico: 16 bits
- Radiación monocromática (0.2 % de ancho de banda)
- Energía variable entre (32, 35 y 38) keV
- Flujo de fotones de 10⁸ fotones/(mm²sec)

II.4. Obtención de los datos a procesar.

En este trabajo se utilizó un conjunto de 65 sinogramas del maniquí descrito. Fueron adquiridos en el sincrotrón Elettra de la ciudad de Trieste, Italia, para parámetros de adquisición que varían respecto a la energía del haz de rayos x (32 keV, 35 keV y 38 keV) y el número de proyecciones con las que fueron obtenidos (800 proyecciones y 1000 proyecciones, ver Tabla 1).

Tabla 1. Diferentes protocolos de adquisición usados.

	Energía (keV)	Número de proyecciones
1	32	800
2	32	1000
3	35	1000
4	38	1000

II.5. Métodos de reconstrucción utilizados.

Para este trabajo se utilizó para el procesamiento de los sinogramas (reconstrucción de las imágenes) un método analítico, el de retro-proyección filtrada (FBP) y cuatro iterativos: ART, SIRT, SART, CGLS para posteriormente comparar la calidad de imagen de todos ellos. Se obtuvieron por cada protocolo de adquisición una tomografía (3D) consistente en 65 cortes reconstruidos por cada uno de los 5 algoritmos de reconstrucción. En total se comparó la calidad de imagen de 20 PC-CT del maniquí físico utilizado. En la Figura 3 se muestra un mismo corte de las 20 PC-CT para los 4 protocolos de adquisición, procesados con los 5 algoritmos de reconstrucción.

II.6. Herramienta computacional usada.

La herramienta usada con este propósito es ASTRA, una herramienta que agrupa varias técnicas de reconstrucción de imágenes. Esta herramienta se encuentra implementada en MATLAB.

II.7. Determinación de la calidad de imagen obtenida

Las medidas de calidad de imagen utilizadas en este trabajo miden los parámetros físicos de calidad de imagen siguientes: ruido, resolución, contraste imagen y distorsión. Seguidamente describiremos dichas métricas.

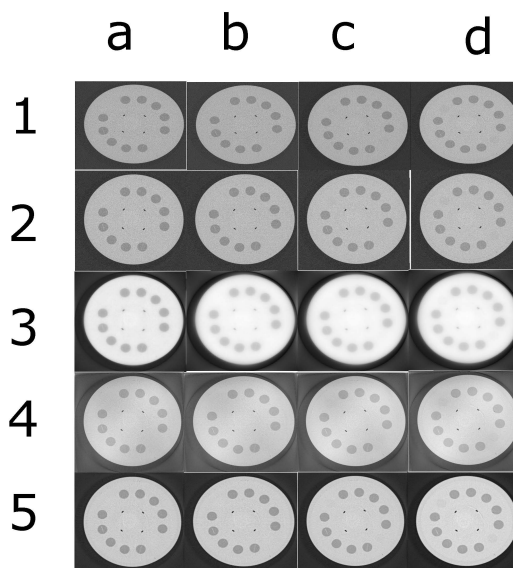


Figura 3. Reconstrucciones obtenidas (1- FBP, 2- ART, 3- SIRT, 4- SART, 5- CGLS) para el corte número 46 de cada protocolo de adquisición (a- 32keV y 800 proyecciones, b- 32keV y 1000 proyecciones, c- 35keV y 1000 proyecciones, d- 38keV y 1000 proyecciones).

Relación señal-ruido: Como indicador del nivel de ruido sobre la imagen utilizamos la relación señal a ruido univariada (SNR_u). La misma utiliza la definición, a partir de la estadística de Poisson que caracteriza a estas imágenes, donde la desviación típica de la señal es igual a la raíz cuadrada de la media de la señal, que en este caso es el valor de intensidad de píxel en una región de interés seleccionada de 24 x 26 píxeles.

$$SNR_u = \sqrt{N}, \quad (2)$$

donde N es el número de fotones útiles en la imagen (región de interés ROI).

Relación contraste-ruido: La relación contraste a ruido es una medida que expresa la habilidad de un sistema de imagen para detectar detalles, o lo que es lo mismo [5]:

$$CNR = \frac{x_i - x_f}{\sigma_f}, \quad (3)$$

donde x_i y x_f son la media de los valores de intensidad de la región de interés objeto y la de fondo; σ_f es la desviación típica de la región de fondo.

Contraste imagen: Por definición es la diferencia de intensidad de píxel entre dos regiones (tejidos o estructuras) sobre la imagen y expresan la diferencia entre el grado de atenuación entre los distintos tejidos o estructuras del cuerpo.

$$c = \frac{D_1 - D_2}{D_1}, \quad (4)$$

donde D_1 y D_2 son la intensidad media de dos ROIs diferentes donde la primera, es decir, D_1 es medida en la región central del corte y la otra en las regiones donde se pueden observar las diversas estructuras.

MTF: La MTF (*Modulation Transfer Function*) es una herramienta matemática que brinda información sobre la resolución espacial y el contraste imagen de un sistema de adquisición de imágenes. Matemáticamente, se corresponde con la magnitud de la transformada de Fourier de la función de dispersión de línea (LSF: del inglés *Line Spread Function*) de un sistema. Está dada por la ecuación (5), donde la LSF representa la distribución de intensidades a ambos lados de las líneas representativas de una resolución espacial específica. La LSF se obtiene a partir de la función de dispersión de borde o (ESF: del inglés *Edge Spread Function*) (ver ecuación 6) y en la distribución de intensidades de la imagen la línea referencial se verá como un escalón unitario.

$$MTF(u) = |F[LSF(x)]| = \left| \int_{-\infty}^{\infty} [LSF(x)e^{-2\pi i x u}] dx \right|, \quad (5)$$

$$LSF(x) = \frac{d[ESF(x)]}{dx}. \quad (6)$$

MSE: Como medida de la distorsión que a nivel de píxel introducen los algoritmos de reconstrucción iterativa, se utilizó el error medio cuadrático (MSE). El mismo se implementa a partir de ROI tomadas sobre la imagen FBP utilizada como referencia y sobre la reconstrucción por un método iterativo [5]:

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [r(x, y) - t(x, y)]^2, \quad (7)$$

donde $r(x, y)$ es la imagen reconstruida por el método FBP y $t(x, y)$ es la imagen reconstruida por cualquiera de los métodos iterativos.

II.8. Determinación de las ROI

Teniendo en cuenta que el tiempo de reconstrucción por corte fue de alrededor de veintisiete minutos, con un procesador Mobile DualCore Intel Core i5-4200U, a 1600 MHz y 8 Gb de RAM, se reconstruyeron solo completamente los algoritmos FBP y SIRT, mientras que para ART, SART y CGLS se escogieron los siete cortes más interesantes (cortes 0000, 0013, 0022, 0038, 0046, 0060, 0065). Estos cortes son los que recogen los detalles estructurales del maniquí con mayor intensidad. Luego, la comparación de la calidad de imagen entre los cuatro protocolos de adquisición y los cinco algoritmos de reconstrucción se hizo para los mismos siete cortes de todo el estudio. Para estos cortes se definieron 8 regiones de interés de 18×19 píxeles. El tamaño de la región de interés garantiza que solo incluya las estructuras de interés como son las simulaciones de masas, microcalcificaciones y fibras.

De las estructuras presentes en las imágenes reconstruidas se seleccionaron 8 ROIs [ver figura 4] donde se calcularon las

métricas de calidad de imagen para los cuatro protocolos de adquisición y las cinco métodos de reconstrucción.

Para calcular CNR se tomaron dos de las tres regiones que simulan masas, la ROI # 2 y la ROI # 3. Para la desviación típica en región de fondo se usó una ROI tomada en la región central (ROI # 6) así como para determinar el valor de x_f .

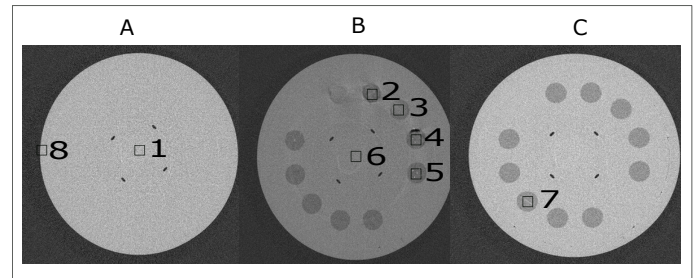


Figura 4. Forma en que se enumeraron las ROIs seleccionadas. Cortes 0000, 0013, 0038 (A, B y C respectivamente) de la imagen obtenida con 800 proyecciones y 32keV.

En el caso del contraste imagen se mide igual que la anterior, pero en la ROI # 6 en lugar de calcular su σ se toma la media de la señal y para x_i se sustituye por el valor en la ROI # 2 en un caso y por el valor de la ROI # 3 en el otro.

Para la determinación de la MTF se seleccionó la región de interés en el borde, entre el fondo negro y la imagen (ROI # 8).

Para MSE se usó una de las ROIs donde se puede apreciar fibras (ROI # 7) y una donde se puede apreciar microcalcificaciones (ROI # 5).

III. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

III.1. Análisis de la SNR-univariada

En la tabla II se muestran los diferentes valores de SNR_u para cada algoritmo de reconstrucción y para cada protocolo de adquisición. Este valor, como anteriormente se menciona, fue medido en la ROI # 1 que se encuentra en el corte 0000.

Tabla 2. Valor de relación señal-ruido-univariada(%).(32keV y 800 proyecciones, 32keV y 1000 proyecciones, 35keV y 1000 proyecciones, 38keV y 1000 proyecciones)

Algoritmo	Protocolo de adquisición			
	32/800	32/1000	35/1000	38/1000
FBP	12,69	12,89	13,26	13,19
ART	13,30	13,56	13,72	13,59
SIRT	15,35	15,70	15,75	15,78
SART	14,25	14,28	14,52	14,55
CGLS	13,94	14,10	14,25	14,38

En dicha tabla, se puede apreciar que la relación señal a ruido mejora de FBP a SIRT, siendo SIRT el mejor algoritmo de reconstrucción en todos los casos. También se aprecia que al aumentar el número de proyecciones los valores de SNR mejoran, igual ocurre en la mayoría de los casos si aumentamos la energía de adquisición de los sinogramas, aunque las diferencias entre las energías de 35 y 38 keV son no significativas ($p = 0.597$), considerando una distribución aproximadamente normal, para un 95 % de confianza.

En la Fig. (5) se muestra la ROI # 1 para cada uno de los cortes y los protocolos de adquisición. La reconstrucción SIRT proporciona valores de intensidad de píxel visiblemente mayores que las otras reconstrucciones, de ahí la mayor SNRu.



Figura 5. ROI # 1 (1- FBP, 2- ART, 3- SIRT, 4- SART, 5- CGLS) para el corte número 00 de cada protocolo de adquisición (a- 32keV y 800 proyecciones, b- 32keV y 1000 proyecciones, c- 35keV y 1000 proyecciones, d- 38keV y 1000 proyecciones).

III.2. Relación contraste-ruido

En la Tabla (3) se aprecian los valores de CNR para cada protocolo de adquisición y para los cinco métodos de reconstrucción. Dichos valores se obtuvieron para las ROIs #2 y # 3, que son regiones donde se pueden observar las simulaciones de masas tumorales del maniquí físico.

Tabla 3. Valor de la relación contraste-ruido para cada protocolo de adquisición reconstrucción. (32keV y 800 proyecciones, 32keV y 1000 proyecciones, 35keV y 1000 proyecciones, 38keV y 1000 proyecciones)

Algoritmo	ROI	Protocolo de adquisición			
		32/800	32/1000	35/1000	38/1000
FBP	2	1,59	1,54	1,56	2,48
	3	0,91	0,87	0,72	2,21
ART	2	2,31	2,41	2,40	3,23
	3	1,29	1,40	1,12	2,83
SIRT	2	13,65	23,93	21,82	33,23
	3	8,09	14,33	12,22	31,13
SART	2	3,11	3,56	3,53	5,40
	3	1,09	1,12	0,67	3,63
CGLS	2	3,75	3,95	3,64	5,83
	3	2,18	2,26	1,60	5,23

En la tabla anterior se puede apreciar que los valores más bajos de CNR se encuentran para el protocolo FBP y los mas altos

para el SIRT, aumentando con el aumento de la energía y con el aumento de las proyecciones, aunque en 35 keV se aprecia una pequeña fluctuación experimental que hasta el momento no ha sido explicada. El mejor valor de CNR se encuentra para el algoritmo SIRT con 38keV y 1000 proyecciones.

III.3. Contraste imagen

La Tabla (4) muestra el valor de contraste imagen, en por ciento, presente en las imágenes reconstruidas por los diferentes algoritmos utilizados. Al igual que el epígrafe anterior, dichas medidas se realizaron en las ROIs donde se pueden observar las simulaciones de las masas tumorales, es decir, ROI #2 y ROI #3.

Todos los valores de contraste se pueden considerar buenos, por encima del 4% [6], que es el valor que distingue el ojo humano. Los valores de mayor contraste se obtienen con CGLS, seguido por ART, SIRT, FBP y SART. Se debe resaltar que el método SIRT, en este caso no tiene el mejor contraste ya que se saturan los valores con alta intensidad de píxel.

Tabla 4. Valor de contraste imagen para cada protocolo de adquisición reconstrucción. (32keV y 800 proyecciones, 32keV y 1000 proyecciones, 35keV y 1000 proyecciones, 38keV y 1000 proyecciones)

Algoritmo	ROI	Protocolo de adquisición			
		32/800	32/1000	35/1000	38/1000
FBP	2	13,49	14,98	12,94	20,87
	3	7,74	8,71	5,98	18,60
ART	2	15,74	15,91	14,50	21,75
	3	8,78	9,51	6,78	19,02
SIRT	2	20,15	16,29	13,68	18,88
	3	11,95	9,91	7,66	17,69
SART	2	13,71	15,73	14,60	18,39
	3	4,79	5,18	2,79	12,34
CGLS	2	16,68	16,92	15,91	25,21
	3	9,68	9,99	7,01	22,61

La Fig. (6) muestra las dos ROIs consideradas en el análisis para el corte 0013, en los cinco algoritmos de reconstrucción con los cuatro protocolos de adquisición.

III.4. Valores de MTF

La Fig. (7) muestra el comportamiento de la MTF para cada uno de los cuatro protocolos de adquisición y de los cinco métodos de reconstrucción como medida robusta para evaluar la relación entre el contraste imagen y la resolución espacial. Para la determinación de dicha MTF de utilizó la ROI # 8 para todos los casos.

Comparando todos los protocolos de adquisición y los 5 algoritmos de reconstrucción, se aprecia que las diferencias introducidas en el área bajo la curva son extremadamente pequeñas. Esto significa que ninguno de los procedimientos iterativos afectó sensiblemente la resolución espacial con respecto al estándar FBP. Podría decirse, a partir de los resultados previos, que el método que más ruido elimina fue SIRT para el protocolo a 38 keV y 1000 proyecciones.

Consecuentemente, este es el protocolo que menor resolución espacial presenta, pero las diferencias introducidas respecto al resto no son sensibles visualmente. Esto puede ser apreciado en la Fig. (8), para las ROIs que muestran detalles que simulan microcalcificaciones y fibras, que son los primeros que deben afectarse ante pérdidas sensibles de resolución espacial.

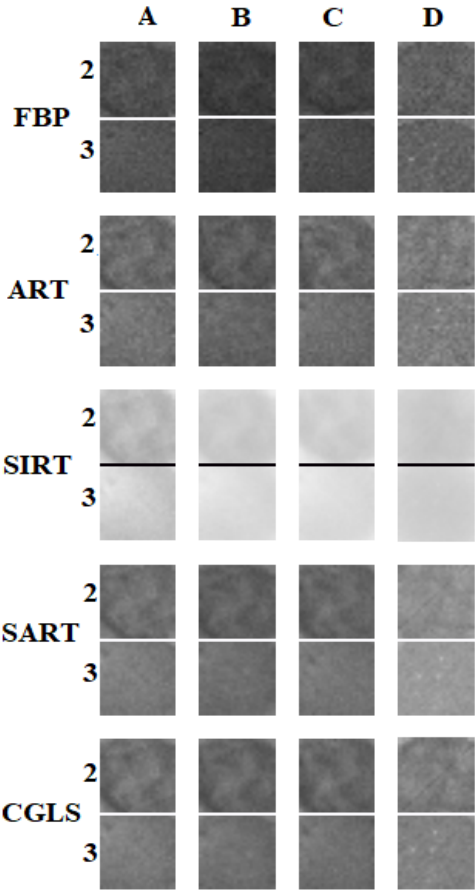


Figura 6. ROI # 2 y # 3, donde se pueden apreciar simulaciones de masas tumorales, para cada protocolo de adquisición (A- 32keV y 800 proyecciones, B- 32keV y 1000 proyecciones, C- 35keV y 1000 proyecciones, D- 38keV y 1000 proyecciones).

Se puede observar que todos los algoritmos permiten apreciar la totalidad de las fibras y microcalcificaciones, sin degradar sensiblemente la resolución espacial respecto al estándar FBP.

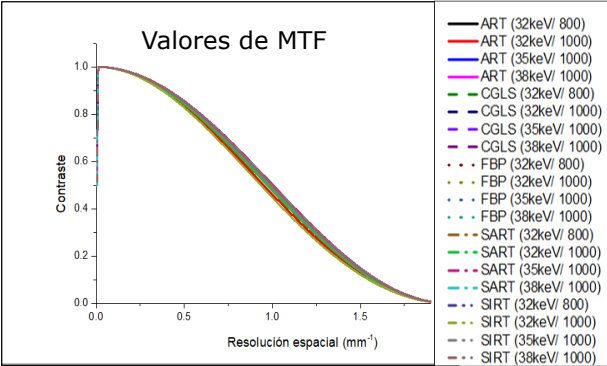


Figura 7. Valores de las MTF para los cuatro protocolos de adquisición y los cinco métodos de reconstrucción.

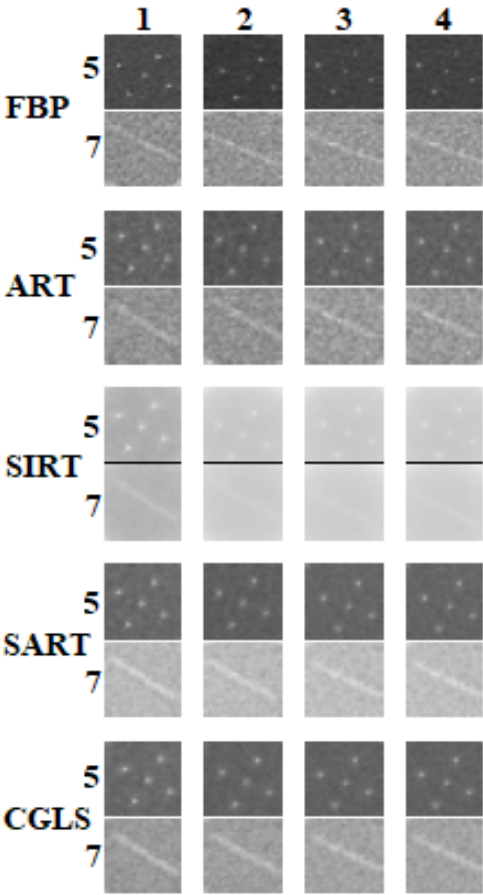


Figura 8. ROI #5 y #7, donde se puede apreciar simulaciones de microcalcificaciones y fibras, para cada protocolo de adquisición (A- 32keV y 800 proyecciones, B- 32keV y 1000 proyecciones, C- 35keV y 1000 proyecciones, D- 38keV y 1000 proyecciones).

Tabla 5. Valor de error cuadrático medio (32keV y 800 proyecciones, 32keV y 1000 proyecciones, 35keV y 1000 proyecciones, 38keV y 1000 proyecciones)

		Protocolo de adquisición			
Algoritmo	ROI	32/800	32/1000	35/1000	38/1000
ART	4	600,97	820,34	997,94	799,76
	7	139,28	155,30	161,00	574,91
SIRT	4	9167,14	17867,66	17144,71	11095,42
	7	1481,83	3394,36	2871,29	14809,29
SART	4	1218,64	1392,64	1340,46	2770,32
	7	1349,05	1665,40	1455,34	3428,08
CGLS	4	821,57	1431,86	1004,90	932,86
	7	148,52	210,42	192,52	872,39

III.5. Error cuadrático medio

La Tabla (5) muestra los valores de MSE de los métodos de reconstrucción iterativos si se toma como referencia el método FBP. Dichos valores se midieron en las ROIs #4 y #7 que simulan microcalcificaciones y fibras respectivamente, como estimación de las diferencias (distorsiones) introducidas a nivel píxel por cada algoritmo de reconstrucción iterativa.

El valor mayor representa al método que más difiere con respecto a la FBP. Según la tabla anterior este se corresponde con el algoritmo SIRT. Se aprecia además, que debido a la

saturación de intensidad a nivel de píxel con este algoritmo, los resultados para la más alta energía (38keV) son menores que para 35keV.

III.6. Comparación de resultados con autores previos en el tema

Como esta tecnología es tan nueva, hay muy pocos trabajos publicados en el tema que nos compete. No obstante, en [7] se presenta un trabajo que tiene como objetivo la comparación entre los rendimientos de los algoritmos de reconstrucción estándar e iterativos en diferentes condiciones experimentales, evaluando cuantitativamente la calidad de la imagen en términos de relación de contraste a ruido y nitidez de bordes. Para este propósito, las PC-CT de un tejido de mastectomía se adquirieron a una dosis glandular fija de 5 mGy, con diferentes energías de rayos x (32, 35 y 38 keV) y series de proyecciones (600, 900 y 1200 proyecciones en 180 grados). Los algoritmos de reconstrucción usados fueron: FBP, SIRT SART, ART, además, también se varió la relación δ/β obteniendo las siguientes conclusiones:

- Al aumentar δ/β la relación contraste-ruido disminuía a energía fija. El mejor resultado lo obtuvo SIRT y el peor FBP.
- Al aumentar el número de proyecciones la relación contraste-ruido aumentaba a energía y δ/β fija. El mejor resultado lo obtuvo SIRT 1200 proyecciones y 38 keV.
- La resolución espacial la midieron a través de PSF (*Point Spread Function*) en un borde entre dos tejidos. El mejor resultado se obtuvo con 1200 proyecciones y 38 keV con $\delta/\beta = 1083$. Fue mejor en FBP y peor en SIRT.
- Los resultados apuntan a que es posible bajar el número de proyecciones a 900 pero nunca hasta 600 ya que se deteriora mucho la resolución espacial.
- Los algoritmos de reconstrucción iterativa utilizados en ese trabajo, muestran resultados muy prometedores, en comparación con el estándar *Filtered Back Projection*, con un número limitado de proyecciones, lo que permite obtener imágenes con alto contraste y poca pérdida de resolución.

Aunque esos resultados fueron obtenidos con condiciones experimentales algo diferentes, los resultados del presente trabajo concuerdan plenamente con las conclusiones a que llegaron los anteriores autores.

III.7. Análisis de optimización de los resultados

El tiempo de cómputo de reconstrucción por corte en SIRT fue de 27 minutos y en SART 25 minutos para el procesador utilizado. En el resto es semejante a SART con excepción de FBP que es de 6 minutos. En general el algoritmo de

reconstrucción que obtiene buenos indicadores en todos los parámetros de calidad de imagen fue SART a 38keV con 1000 proyecciones.

IV. CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos en esta investigación podemos concluir que:

- La relación contraste-ruido fue mejor en el método SIRT y aumentó con el número de proyecciones y con la energía del haz. Sin embargo, el contraste imagen se satura en el método SIRT para la más alta energía (38 keV).
- Los algoritmos SIRT y SART a 38 keV y 1000 proyecciones fueron los mejores para reducir ruido en las imágenes, mientras que CGLS y SART fueron mejores para obtener buen contraste imagen a (38 keV-1000 proyecciones).
- La mejor resolución espacial se obtiene en FBP (38 keV-1000 proyecciones) pero sin diferencias significativas respecto a los algoritmos iterativos.
- El método que más difiere a nivel de píxel del estándar FBP es SIRT, según el valor del error cuadrático medio.
- Teniendo en cuenta todo lo anterior, en la PC-CT la combinación óptima para calidad de imagen en protocolo de adquisición/reconstrucción se obtuvo con SART a 38 keV-1000 proyecciones para una dosis de 5 mGy y una relación δ/β de 2321.
- Todos los algoritmos iterativos estudiados proveen mejor calidad de imagen que FBP para la PC-CT pero son muy costosos computacionalmente, por lo que su implementación en condiciones de rutina clínica requiere de avances tecnológicos en las prestaciones de los procesadores.

REFERENCIAS

- [1] J. M. Boone, K. K. Lindfors, and S. J.A., Med. Decis. Making **22**, 228 (2002).
- [2] H. Vainio and F. Bianchini, IARC Handbooks of Cancer Prevention, (IARC Press, 2002).
- [3] F. Arfelli, V. Bonvicini, A. Bravin, et. al., Radiology **215**, 286 (2000).
- [4] M. Beister, D. Kolditz, and W. A. Kalender, Physica Medica **28**, 94 (2012).
- [5] L. Fardin, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.07.729> (2015).
- [6] M. Pérez, et. al., Rev. Cubana. Fis. **28**, 1E7 (2011).
- [7] L. Lhotska, et. al., IUPESM World Congress on Medical Physics and Bio-Medical Engineering. Prague 2018. IFMBE Proceedings, 68/1. (Springer, Singapore, 2018).

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.

