

II Conferencia Internacional de Procesamiento de la Información (CIPI 2019)

Algoritmo de Fusión de Imágenes de Contraste de Fase y su Mapa de Perturbaciones de Fase

Fusion Algorithm for Phase Contrast and Phase Retrieval Images

Y Ruiz-Gonzalez¹, M Perez-Diaz², Y. Arencibia-Guerrero³

1- Yusely Ruiz-Gonzalez, Centro de Investigaciones Informáticas, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Cuba, yuselyr@uclv.edu.cu

2- Marlen Perez-Diaz, Departamento de Automática y Sistemas Computacionales, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Cuba, mperez@uclv.edu.cu

3- Yoandra Arencibia-Guerrero, Departamento de Radiología, Hospital Celestino Hernández Robau, Cuba, yaguerreo@infomed.sld.cu

Resumen:

Problemática: En la puesta punto de un tomógrafo de mamás usando haces de sincrotrón se obtuvieron imágenes de contraste de fase (PBI) y de su mapa de cambios de fase (PRI). Dichas imágenes se desean fusionar en una sola imagen que conserve las ventajas de cada modalidad.

Objetivo: Desarrollar un algoritmo de fusión de imágenes que conserva el formato original de las imágenes, así como su número de bits y logre reducir los niveles de ruido de la imagen PBI manteniendo alto los niveles de contraste y visibilidad.

Metodología: Se obtuvieron imágenes de un maniquí físico en modalidad PBI y PRI, adquiridas en las instalaciones SYRMEP, Trieste-Italia. Se desarrolló un algoritmo de fusión para unificar estas dos modalidades en una sola imagen. Se seleccionaron regiones de interés y calcularon indicadores de calidad de imagen como son: relación señal ruido, contraste y visibilidad de los bordes, para comparar el desempeño del algoritmo, respecto a cada modalidad de imagen.

II CONVENCION CIENTIFICA INTERNACIONAL
“II CCI UCLV 2019”

DEL 23 AL 30 DE JUNIO DEL 2019.
CAYOS DE VILLA CLARA. CUBA.



Resultados y discusión: La imagen fusionada mostró una calidad superior tanto desde el punto de vista cualitativo como desde el punto de vista cuantitativo. La SNR mejora en aproximadamente un 50 % con respecto a la imagen PBI y se logra un marcado ascenso del contraste y la visibilidad de los bordes.

Conclusiones: Se programó un algoritmo de fusión de imagen simple y rápido que permite la visualización de una imagen de mayor calidad. Dicho algoritmo mantiene el formato original de las imágenes y permite al especialista el estudio de una sola imagen.

Abstract:

Purpose: *During the set-up of phase-contrast breast CT with synchrotron radiation, propagation-based imaging (PBI) and phase-retrieval imaging (PRI) methods were used to obtained medical images. It is desirable to merge both image modalities keeping the advantages of each one*

Objective: *Programming a fuse algorithm to merge PBI and PRI images and obtain a fused image in the same format as the original images and at the same time improve noise level, contrast and visibility*

Methods: *PBI and PRI Images from a physic phantom were obtained at the SYRMED facilities at Tries-Italy. A fuse algorithm was programed at Matlab. Image quality indexes as signal to ratio, contrast and visibility were estimated in order to compare de image quality on each modality with respect to the fused image.*

Results: *The fused image showed a higher quality, increasing the signal to noise ratio in 50 % with respect to the PBI image and intensification in the contrast and edge visibility.*

Conclusions: *A simple and quick algorithm for image fusion was programed in order to visualize just one image with the advantages of PBI and PRI modalities. The procedure keep the format of the input images.*

Palabras Clave: Contraste de Fase; Recuperación de la Fase, Fusión de Imágenes.

Keywords: *Phase Contrast; Phase Retrieval; Image Fusion.*

**II CONVENCION CIENTIFICA INTERNACIONAL
“II CCI UCLV 2019”**

**DEL 23 AL 30 DE JUNIO DEL 2019.
CAYOS DE VILLA CLARA. CUBA.**



1. Introducción

En la actualidad existe un gran interés en el desarrollo de nuevas técnicas que mejoren la calidad de las imágenes médicas obtenidas por rayos-X. Un caso particular sería el de la mamografía, ya que el cáncer de mamas es uno de los más comunes en la población femenina a nivel mundial[1]. El examen de mamas por rayos-X o mamografía, la herramienta más utilizada en su detección y seguimiento.

Diferentes técnicas que mejoran la calidad de las imágenes obtenidas en este campo han venido implementándose en los últimos años [2]–[4]. Dentro de estas nuevas técnicas se encuentra el uso de la radiación de sincrotrón como fuente de rayos-X [5]. Este tipo de radiación tiene la ventaja ser de mayor calidad que las fuentes convencionales, proporcionando alta resolución de energía, monocromaticidad y mayor coherencia espacial, lo que permite implementar las técnicas con contraste de fase en la obtención de las imágenes. De las diferentes técnicas con contraste de fase que existen [6] el contraste de fase en línea o imagen PBI (de sus siglas en inglés *propagation-based imaging*) ha resultado ser el más atractivo para llevar a la práctica por la posibilidad de su fácil implementación [7], [8]. Muy relacionada con la imagen PBI y su caracterización, se encuentran las técnicas de recuperación de fase (PRI de sus siglas en inglés *phase retrieval imaging*). La imagen PBI logra mejoras en el contraste aprovechando los cambios de fase introducidos por el objeto estudiado y que se superponen a los efectos de absorción usualmente medidos en rayos-X convencionales. Las técnicas de PRI son algoritmos matemáticos para extraer y cuantificar el mapa de los cambios de fase de la imagen PBI [9]. El uso de las técnicas de PRI permite reducir el ruido en las imágenes PBI pero introduce efectos de emborronamiento en los bordes [10], [11].

Estas técnicas de contraste de fase y recuperación de fase se han venido utilizando en la puesta a punto de un nuevo tomógrafo que utiliza radiación de sincrotrón en las instalaciones del SYRMEP (de su siglas en inglés *Synchrotron Radiation for Medical Physics*), en Trieste Italia [10], [11]. Dadas las diferentes características desde el punto de vista clínico y diagnóstico que poseen cada una de estas imágenes por separado, se

**II CONVENCION CIENTIFICA INTERNACIONAL
“II CCI UCLV 2019”**

**DEL 23 AL 30 DE JUNIO DEL 2019.
CAYOS DE VILLA CLARA. CUBA.**



desea desarrollar un algoritmo que permita visualizar conjuntamente las imágenes PBI y las imágenes PRI.

La fusión de imágenes es el proceso de combinar dos o más imágenes para formar otra que integre la información contenida dentro de las imágenes individuales; dando como resultado una imagen que tiene un contenido de información mayor que cualquiera de las imágenes de entrada [12]. En medicina, las imágenes fusionadas pueden crearse a partir de varias imágenes de la misma modalidad de imagen, o mediante la combinación de información procedente de múltiples modalidades, como la imagen por resonancia magnética (MRI), tomografía computarizada (CT), tomografía por emisión de positrones (PET), y la tomografía por emisión de fotón único (SPECT) [13]. En oncología de radiología y radioterapia, estas imágenes sirven para diferentes propósitos. En este trabajo se desarrolla un algoritmo de fusión de imágenes que conserva el formato numérico original de las imágenes y su cantidad de bits a la misma vez que logra reducir los niveles de ruido de la imagen PBI manteniendo alto los niveles de contraste y visibilidad.

2. Materiales y Métodos

Las imágenes se adquirieron en Trieste-Italia, en los laboratorios SYRMEP, con un tomógrafo experimental de contraste de fase en modalidad PBI, y una distancia de la muestra al detector de 1m. El detector usado en este estudio fue un Pixirad-8 de arquitectura híbrida[14] y tamaño de pixel de 60 μm .

Se utilizaron energías de 32, 35 y 38 keV con 500 proyecciones cada una, en un primer experimento. En un segundo experimento, se utilizó energía de 32 keV y 800 o 1000 proyecciones. El algoritmo de reconstrucción utilizado fue FBP (de sus siglas en inglés *Filtered Back Projection*). Las imágenes reconstruidas tienen una profundidad de 32 bits, y para este estudio, cada corte reconstruido se guardó en formato “.tiff”.

Se utilizó como maniquí un disco PMMA de 1 cm de espesor donde se insertaron 10 pastillas de cera (ver figura 1). Cinco de estos insertos contienen 5 motas de cuarzo de diámetros diferentes (150, 170, 200, 250 y 300 μm) y los otros cinco, cables de nylon de

**II CONVENCION CIENTIFICA INTERNACIONAL
“II CCI UCLV 2019”**

**DEL 23 AL 30 DE JUNIO DEL 2019.
CAYOS DE VILLA CLARA. CUBA.**



grosor diferente (380, 450, 500, 600 y 700 μ m) e inclinación (23 ° en aumento, tomando como referencia la dirección horizontal).

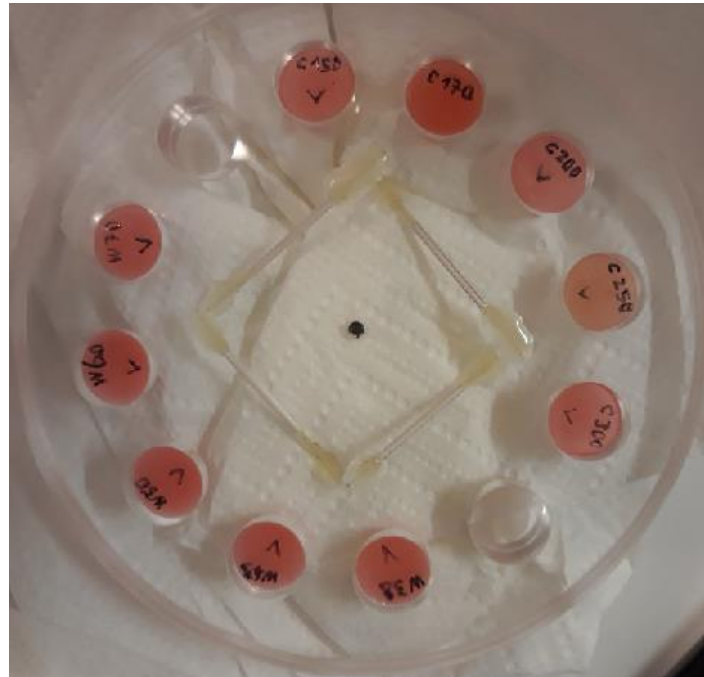


Figura 1. Maniquí utilizado.

2.1 Selección de las imágenes

De acuerdo con la profundidad de los insertos en cada bloque de cera y el posicionamiento del maniquí las fibras de nylon y las motas, se pueden observar solo en cierta cantidad de cortes. Para estos experimentos se seleccionaron los cortes donde mejor se observaban los insertos (ver tablas 1 y 2)

Tabla 1. Cortes seleccionados para el estudio de las motas de cuarzo.

Motas	32 KeV	35 KeV	38 KeV
A	0013 - 0016	0013 - 0016	0009 - 0012
B	0015 - 0018	0015 - 0018	0012 - 0015
C	0016 - 0017	0016 - 0017	0012 - 0013

Las motas de 150, 170 μ m de diámetro se dejaron fuera del estudio por la poca visibilidad que mostraban.

II CONVENCION CIENTIFICA INTERNACIONAL “II CCI UCLV 2019”

**DEL 23 AL 30 DE JUNIO DEL 2019.
CAYOS DE VILLA CLARA. CUBA.**



Tabla 2. Cortes seleccionados para el estudio de las fibras de nailon.

Fibras	32 KeV	35 KeV	38 KeV
1	0043 - 0047	0044 - 0048	0040 - 0044
2	0026 - 0028	0026 - 0028	0024 - 0026
3	0037 - 0042	0036- 0041	0033 - 0038
4	0045 - 0052	0045 - 0052	0039 - 0046

La fibra de 700 μ m de diámetro se dejó fuera del estudio porque en el traslado de los datos se perdió información respecto a las imágenes y no se encontraron cortes donde esta fuera visible para 35 y 38 KeV.

2.2 Fusión de las imágenes

El paquete matemático MATLAB cuenta con una función específica para realizar la fusión de imágenes (imfuse). Esta función crea una imagen compuesta a partir de dos imágenes de entrada. Si las imágenes de entrada son de diferentes tamaños, se rellena la más pequeña con ceros. Además esta función posee varios métodos para realizar la fusión en función de la intensidad de la imagen, las diferencias y las opacidades [15]. Sin embargo, esta función tiene como inconveniente que la imagen que devuelve a su salida es un entero de 8 bits, lo que provoca pérdida de resolución y visibilidad de las imágenes. Para contrarrestar este problema, se programó en el MATLAB, una función específica que realiza diferentes operaciones matemáticas entre cada pareja de píxeles con igual posición dentro de la imagen, generando a su salida una imagen en el mismo formato que la imagen de entrada. Se programaron operaciones de suma, resta y multiplicación en diferentes combinaciones lográndose los mejores resultados con la suma de ambas imágenes (PBI+PRI) multiplicada por la imagen de PRI.

2.3 Análisis de calidad de imagen

Se situaron ventanas sobre las regiones de interés (ROI) en la región de los insertos y sobre el fondo (ver figura 2), y sobre estas ROIs se calcularon indicadores de calidad objetivos definidos por las ecuaciones 1-4 [16] en la imagen PBI, la imagen PRI y la

imagen fusionada (IF). Para el caso de los insertos de motas se calcularon SNR_{area} y C , para el caso de los insertos de cable fueron calculadas SNR_{borde} y V .

$$SNR_{area} = \frac{I_{obj} - I_{back}}{\sqrt{\sigma_{obj}^2 + \sigma_{back}^2}} \quad (1)$$

$$SNR_{borde} = \frac{I_{max} - I_{min}}{\sqrt{2} * \sigma_{back}} \quad (2)$$

$$C = \frac{I_{obj} - I_{back}}{I_{back}} * 100 \quad (3)$$

$$V = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} * 100 \quad (4)$$

Donde I_{obj} e I_{back} son los valores medios de intensidad de una ROI dada y la región de fondo seleccionada respectivamente, σ_{obj} y σ_{back} son las desviaciones típicas de la distribución de I_{obj} y I_{back} en 1 y 3. Para 2 y 4, I_{max} e I_{min} son los valores máximos y mínimos del perfil medio de intensidad a través de un borde en la ROI seleccionado, y σ_{back} es la desviación típica de la distribución de intensidad de la región del fondo.

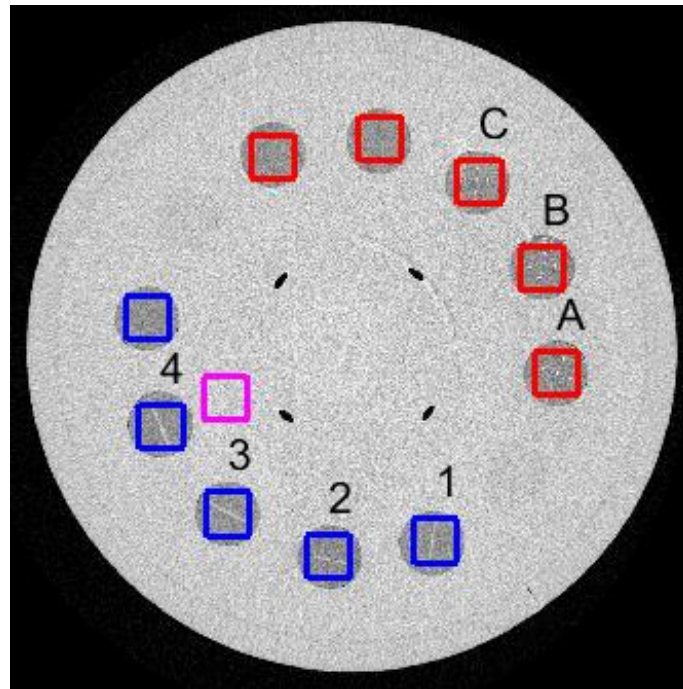


Figura 2. Regiones de interés y fondo seleccionadas en el estudio, azul las fibras de nailon, rojo las motas y magenta el fondo.

3. Resultados y Discusión

Se realizaron operaciones matemáticas de la intensidad de la imagen píxel a píxel, lográndose los mejores resultados con la suma de ambas imágenes (PBI+PRI) multiplicada por la imagen de PRI. Con esto se logra reducir el ruido de la imagen PBI, aumentar el contraste y mantener la visibilidad en los mismos niveles que la imagen PBI. En la figura 3 se muestra un ejemplo de una región de las motas y de las fibras para las imágenes PBI, PRI y FI.

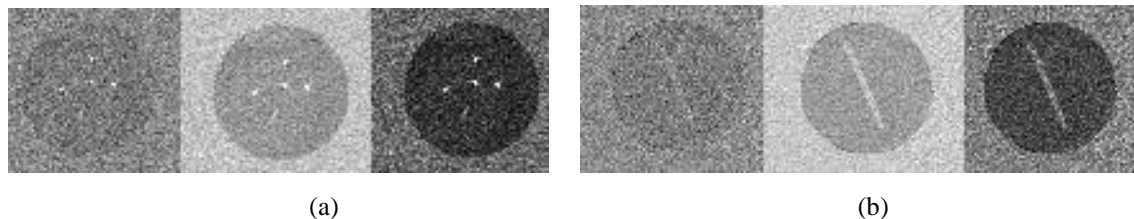


Figura 3. Comparación entre las imágenes PBI, PRI y IF (izquierda-derecha a) motas C b) cable 4

Los resultados fueron mejores para la imagen IF tanto desde el punto de vista de apreciación visual de la imagen como desde el punto de vista cuantitativo en las regiones estudiadas. Las figuras 4 y 5 son un ejemplo de los parámetros estudiados para las motas C y la fibra 4. En la figura 4 se varió el número de proyecciones durante el proceso de adquisición y en la figura 5 la energía utilizada.

Para las otras regiones de interés estudiadas, el comportamiento fue de la misma manera. De forma general, la relación señal a ruido (SNR) de la imagen FI mejora en aproximadamente un 50 % con respecto a la imagen PBI, aunque aún es inferior que en la imagen PRI. Sin embargo, con la fusión de ambas imágenes se logra un marcado ascenso del contraste, mientras que la visibilidad de los bordes o cambios bruscos se mantiene en el mismo rango que la imagen PBI; que es superior que el de la imagen PRI.

II CONVENCION CIENTIFICA INTERNACIONAL
"II CCI UCLV 2019"

DEL 23 AL 30 DE JUNIO DEL 2019.
CAYOS DE VILLA CLARA. CUBA.

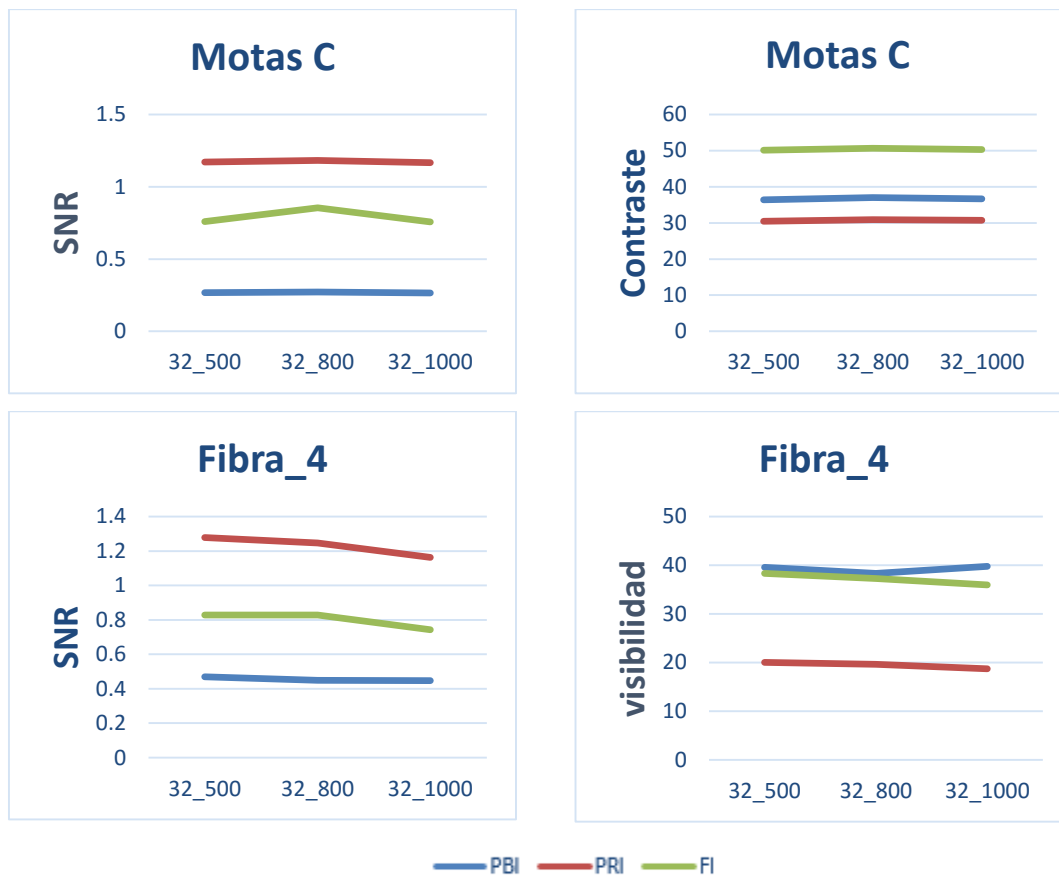


Figura 4. Parámetros de calidad de imagen estimados variando el número de cortes

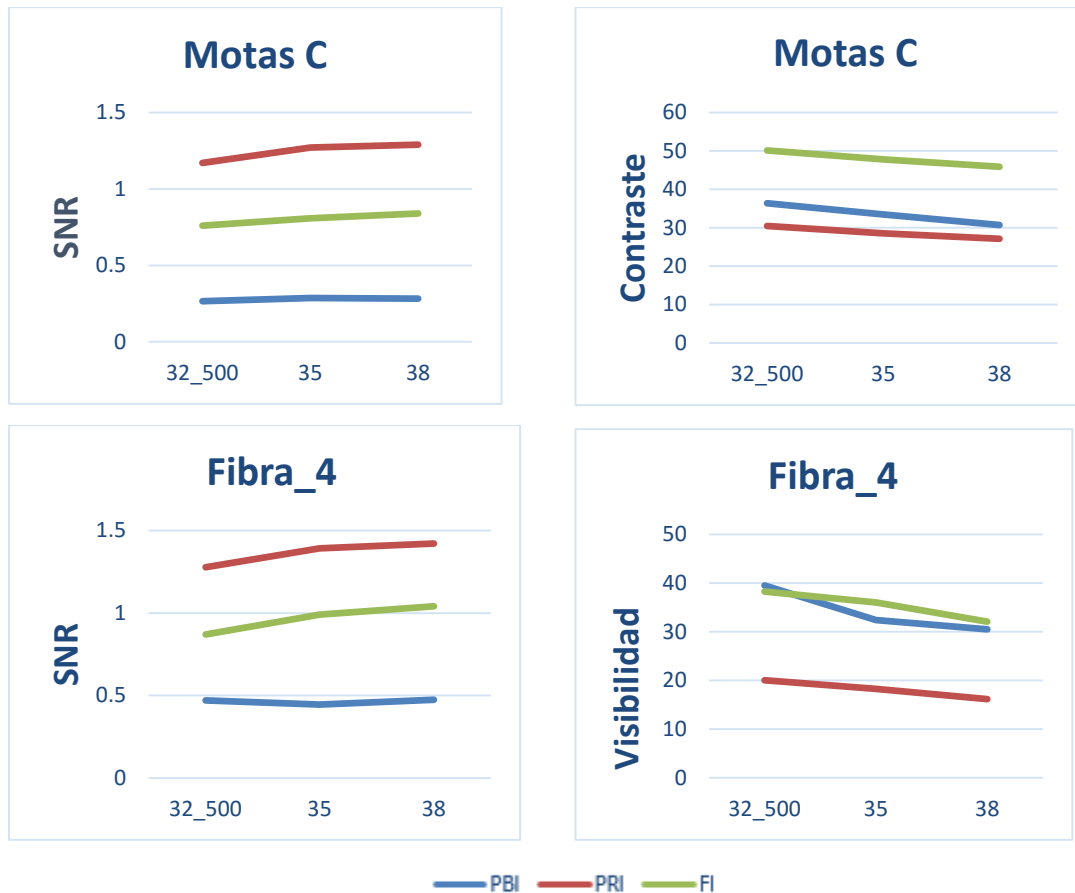


Figura 5. Parámetros de calidad de imagen estimados variando la energía utilizada

4. Conclusiones

Se programó un algoritmo de fusión de imagen simple y rápido que permite la visualización de una imagen de mayor calidad que la PBI en cuanto a nivel de ruido y contraste, a la vez que evita el efecto de emborronamiento de los bordes de la PRI. Dicho algoritmo mantiene el formato original de las imágenes y permite al usuario o especialista el análisis de una sola imagen en vez de dos. En la imagen fusionada se pueden observar mayor cantidad de detalles y con mayor calidad que en cada una de las imágenes por separado. Lo anterior tiene importancia tanto desde el punto de vista de diagnóstico como de ahorro de tiempo de trabajo para los especialistas

II CONVENCION CIENTIFICA INTERNACIONAL
“II CCI UCLV 2019”

DEL 23 AL 30 DE JUNIO DEL 2019.
CAYOS DE VILLA CLARA. CUBA.



5. Referencias bibliográficas

- [1] “Cáncer de mama - Estadísticas,” *Cancer.Net*, 21-Jun-2012. [Online]. Available: <https://www.cancer.net/es/tipos-de-c%C3%A1ncer/c%C3%A1ncer-de-mama/estad%C3%ADsticas>. [Accessed: 30-Jan-2019].
- [2] L. Rigon, “2.08 - x-Ray Imaging with Coherent Sources,” in *Comprehensive Biomedical Physics*, Anders Brahme, Ed. Oxford: Elsevier, 2014, pp. 193–220.
- [3] E D Pisano and M j Yaffe, “Breast cancer screening: Should tomosynthesis replace digital mammography?,” *JAMA*, vol. 311, no. 24, pp. 2488–2489, 2014.
- [4] K K. Lindfors, J M. Boone, T R. Nelson, K Yang, A L. C. Kwan, and D F. Miller, “Dedicated breast CT: initial clinical experience.,” *Radiology*, vol. 246, no. 3, pp. 725–733, 2008.
- [5] E. Castelli *et al.*, “Clinical mammography at the SYRMEP beam line,” *Front. Detect. Front. Phys. Proc. 10th Pisa Meet. Adv. Detect.*, vol. 572, no. 1, pp. 237–240, 2007.
- [6] A. Bravin, P. Coan, and P. Suortti, “X-ray phase-contrast imaging: from pre-clinical applications towards clinics,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 1, p. R1, 2013.
- [7] D. Dreossi *et al.*, “The mammography project at the SYRMEP beamline,” *Eur. J. Radiol.*, vol. 68, no. 3, pp. S58–S62, 2008.
- [8] A. Olivo *et al.*, “Low-dose phase contrast mammography with conventional x-ray sources,” *Med. Phys.*, vol. 40, no. 9, p. , 2013.
- [9] T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev, A. W. Stevenson, and S. W. Wilkins, “Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays,” *Nature*, vol. 373, no. 6515, pp. 595–598, Feb. 1995.
- [10] S. Pacilè *et al.*, “Clinical application of low-dose phase contrast breast CT: methods for the optimization of the reconstruction workflow,” *Biomed. Opt. Express*, vol. 6, no. 8, p. 3099, Aug. 2015.
- [11] D. Paganin, S. C. Mayo, T. E. Gureyev, P. R. Miller, and S. W. Wilkins, “Simultaneous phase and amplitude extraction from a single defocused image of a homogeneous object,” *J. Microsc.*, vol. 206, no. 1, pp. 33–40, Apr. 2002.
- [12] J. Alex Pappachen and D. Belur V., “Medical image fusion: A survey of the state of the art,” *Inf. Fusion*, vol. 19, pp. 4–19, Sep. 2014.
- [13] P. Parekh, N. Patel, R. Macwan, P. Prajapati, and S. Visavalia, “Comparative Study and Analysis of Medical Image Fusion Techniques,” *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 90, no. 19, pp. 12–16, Mar. 2014.
- [14] R. Longo *et al.*, “Towards breast tomography with synchrotron radiation at Elettra: first images,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 61, no. 4, pp. 1634–1649, Feb. 2016.
- [15] “MATLAB Documentation.” <https://www.mathworks.com>.
- [16] Y. Ruiz-Gonzalez *et al.*, “Objective measurements of image quality in synchrotron radiation phase-contrast imaging versus digital mammography,” *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 11, no. 2, pp. 181–188, Feb. 2016.