

Tipo de artículo: Artículo original

Temática: Reconocimiento de patrones, Procesamiento de imágenes

Recibido: 01/09/2020 | Aceptado: 20/11/2020

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

Image fusion algorithm for phase-contrast and phase retrieval images

Yusely Ruiz-Gonzalez ^{1*} <https://orcid.org/0000-0002-6011-1947>

Marlen Perez_Diaz ² <https://orcid.org/0000-0002-3706-9154>

Yoandra Arencibia_Guerrero ³ <https://orcid.org/0000-0000-0000-0000>

¹ Centro de Investigaciones de la Informática, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Carretera a Camajuani km 8 ½, Villa Clara, Cuba, yuselyr@uclv.edu.cu

² Departamento de Automática y Sistemas Computacionales, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Carretera a Camajuani km 8 ½, Villa Clara, Cuba, mperez@uclv.edu.cu

³ Departamento de Radiología, Hospital Celestino Hernández Robau, Calle Cuba No 564, santa Clara, Villa Clara, Cuba, yaguerreo@infomed.sld.cu

*Autor para la correspondencia. (yuselyr@uclv.edu.cu)

RESUMEN

En la puesta punto de un tomógrafo de mamas 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. Se programaron algoritmos de fusión de imágenes y se comparó su desempeño. En los experimentos se utilizaron imágenes de un maniquí físico en modalidad

PBI y PRI, adquiridas en las instalaciones SYRMEP, Trieste-Italia. Se seleccionaron regiones de interés y se calcularon indicadores de calidad de imagen como son: relación señal ruido, contraste y visibilidad de los bordes, para comparar el desempeño de los algoritmos. De los tres métodos de fusión programados el de mejores resultados fue el M3, pues establece el mejor compromiso en la mejoría en los índices de calidad utilizados. En la imagen fusionada se reduce el nivel de ruido con respecto al imagen PBI, se aumenta el contraste y se evita el efecto de emborronamiento de los bordes de la imagen PRI, pues se mejora la visibilidad de estos. Esto permite observar mayor cantidad de detalles que en las imágenes PBI y PRI por separado. Lo anterior tiene importancia tanto desde el punto de vista de diagnóstico como de ahorro de tiempo de trabajo para los especialistas.

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

ABSTRACT

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 obtain medical images. It is desirable to merge both image modalities keeping the advantages of each one. Image fusion algorithms were programmed and their performance was compared. The experiments used PBI and PRI images from a physical phantom, acquired at SYRMEP facilities, Trieste-Italy. Regions of interest were selected and image quality indexes were estimated such as: noise signal ratio, contrast and visibility of the edges, to compare the performance of the algorithms. Of the three programmed fusion methods, the one with the best results was the M3, since it established the best compromise in the improvement on the quality indices used. In the merged image the noise level was reduced with respect to the PBI image, the contrast was increased and the edge blurring effect of the PRI image was avoided due to visibility index improvements. This result allowed to observe a greater amount of detail in the merged image than in the PBI and PRI images separately. It is important from the point of view of the diagnosis and also save working time for specialists.

Keywords: Phase Contrast; Phase Retrieval; Image Fusion.

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. El examen de mamas por rayos-X, o mamografía, es la herramienta más utilizada en la detección y seguimiento del cáncer de mamas. El cáncer de mamas es uno de los más comunes en la población femenina a nivel mundial (Cáncer de mama - Estadísticas, 2012).

Diferentes técnicas que mejoran la calidad de las imágenes médicas y por tanto su valor diagnóstico han venido implementándose en los últimos años (Rigon 2014, Pisano y Yaffe 2014; Lindfors et al. 2008). Dentro de estas nuevas técnicas se encuentra el uso de la radiación de sincrotrón como fuente de rayos-X (Castelli et al. 2007). Los rayos-X generados en el sincrotrón poseen mayor calidad que las fuentes convencionales en cuanto a que proporcionan mayor resolución de energía, monocromaticidad y coherencia espacial, lo que permite implementar técnicas con contraste de fase en la obtención de las imágenes. De las diferentes técnicas con contraste de fase que existen (Bravin, Coan y Suortti 2013) el más atractivo para llevar a la práctica, por la posibilidad de su fácil implementación, ha sido el contraste de fase en línea o imagen PBI (de sus siglas en inglés propagation-based imaging) (Dreossi et al. 2008; Olivo et al. 2013). La Imagen PBI consiste en ubicar el objeto en un punto intermedio del campo de radiación, para que se manifiesten tanto los efectos de absorción de la onda electromagnética de rayos X como la interferencia y difracción de dichas ondas. Esto se traduce en una inversión de la fase de la onda. Como, además, el índice de refracción en el medio depende de ambos fenómenos, la intensidad de la señal sobre la imagen contendrá ambos componentes, aumentando el contraste y visibilidad de bordes y detalles en las estructuras.

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). Las técnicas de PRI son algoritmos matemáticos para extraer y cuantificar el mapa de los cambios de fase de la imagen PBI (Davis et al. 1995). El uso de las técnicas de PRI permite reducir el ruido en las imágenes PBI pero introduce efectos de emborronamiento en los bordes (Pacilè et al. 2015; Paganin et al. 2002).

Estas técnicas de contraste de fase y recuperación de fase se han venido utilizando en la puesta a punto de un nuevo tomógrafo (CT) que utiliza radiación de sincrotrón, en las instalaciones del SYRMEP (de su siglas en inglés Synchrotron Radiation for Medical Physics), en Trieste Italia (Pacilè et al. 2015). En estas CT se

obtienen imágenes de contraste de fase que al ser pasadas por el filtro de Paganin (Paganin et al. 2002) recuperan la información de la fase de la onda. En este sentido, se tienen 2 tipos de imágenes 3D, las de PBI y las de PRI. Dadas las diferentes características desde el punto de vista diagnóstico y clínico que poseen cada una de estas imágenes por separado, se desea fusionar ambas imágenes en una sola, lo que permitiría la visualización de una única imagen de mayor calidad y valor diagnóstico, al poseer las ventajas de cada tipo de imagen.

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 (Pappachen y Dasarathy 2014). 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 (Parekh et al. 2014).

El paquete matemático MATLAB cuenta con una función específica para realizar la fusión de imágenes. Esta función crea una imagen compuesta a partir de dos imágenes de entrada y posee varios métodos para realizar la fusión en función de la intensidad de la imagen, las diferencias y las opacidades. Sin embargo, 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 originalmente en 32 bits.

Con este trabajo se desarrolla un algoritmo de fusión de imágenes (M1), 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. Dicho algoritmo, que trabaja en el dominio de la imagen, se compara con un método de fusión de imagen en el dominio de la frecuencia ya establecido (M2) al que también se le realizan modificaciones (M3) para mejorar aún más la calidad de la imagen final fusionada.

Materiales y Métodos

Las imágenes se adquirieron en Trieste-Italia, en los laboratorios SYRMEP, con un tomógrafo experimental con 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 (Longo et al. 2016) y tamaño de píxel de 60 μm .

Se adquirieron imágenes de un maniquí de disco PMMA, de 1 cm de espesor, donde se insertaron 10 pastillas de cera (ver fig. 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 grosor diferente (380, 450, 500, 600 y 700 μm) e inclinación (23 ° en aumento, tomando como referencia la dirección horizontal).

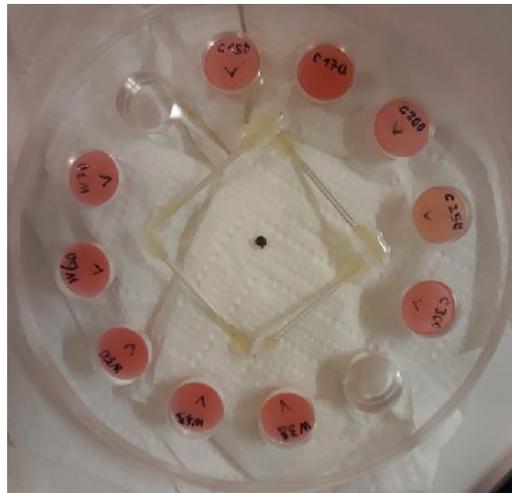


Fig. 1- Maniquí utilizado.

En la adquisición de las imágenes se utilizó una energía de 32 keV con 500, 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”. Generándose un total de 65 cortes que cubren todo el espesor del maniquí. Un segundo grupo de imágenes se generó al aplicar el algoritmo de recuperación de la fase descrito ^{en} (Paganin et al.

²⁰⁰²⁾ las cuales poseen el mapa de perturbaciones de fase de la imagen PBI y en este trabajo son las imágenes PRI;

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 tabla 1).

Tabla 1 - Cortes seleccionados para el estudio de las motas de cuarzo y las fibras de nailon.

Motas	32 KeV	Fibras	32 KeV
A	0013 - 0016	1	0043 - 0047
B	0015 - 0018	2	0026 - 0028
C	0016 - 0017	3	0037 - 0042
		4	0045 - 0052
		5	0059 - 0064

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

Fusión de las imágenes

Se implementaron tres métodos para fusionar las imágenes y comparar tanto la mejoría de calidad con respecto las imágenes originales PBI y PRI, como comparar su desempeño. Todos los métodos cumplen con el requisito de mantener el formato numérico original de las imágenes y su cantidad de bits. Para implementar los diferentes métodos se programaron funciones específicas en el paquete matemático MATLAB®

Método de fusión 1

M1 consiste en la programación en 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 (Ruiz-Gonzalez, et al. 2019).

Método de fusión 2

Se implementó el método de fusión descrito en (Irvine et al. 2014), el cual se resume en la ecuación 1 y no es más que la suma de los espectros de la imagen PRI y una parte de la imagen PBI que se multiplica por el máximo de la imagen PRI.

$$IF = B_{\max} \mathcal{F}^{-1} \{ Wf(k_r, M) \mathcal{F} \{ A / A_{\max} \} + \mathcal{F} \{ B / B_{\max} \} \} \quad (1)$$

Donde A es la imagen PBI y A_{\max} su valor de máxima intensidad y B es la imagen PRI y B_{\max} su valor de máxima intensidad. F y F^{-1} son la transformada y transformada inversa de Fourier.

La cuantía de la imagen PBI adicionada depende de los valores de “ W ” y “ f ”. “ W ” varía de 0 a 1 para definir que porcentaje de la amplitud del espectro de la imagen PBI (0 nada, 1 todo) se adiciona al espectro de la imagen PRI. “ f ” es una función de suavizado que define que parte del espectro se desea adicionar. En este caso se utiliza una función gaussiana de forma tal que “ f ” tenga valor 0 a la frecuencia 0 y aumente asintóticamente hasta 1 en un ancho definido por “ M ”.

Este método (M2) posee dos parámetros ajustables W y M , en función de los resultados deseados estos deben ser fijados. W (en nuestro caso cambiamos la nomenclatura a A de amplitud) puede variar entre 0 y 100 e indica qué porcentaje de la amplitud del espectro de la imagen PRI se adiciona. En nuestros experimentos utilizamos valores entre un 20-100 % en pasos de 20 %. M define que componentes del espectro de la imagen PBI se desean incluir. Debido al tamaño de pixel del detector la máxima frecuencia de muestreo

posible en nuestro caso es 16 lpm por lo que M (en nuestro caso cambiamos la nomenclatura a F de frecuencia) se varió entre 2 y 14 con un paso de 2.

Método de fusión 3

El método de fusión 3 (M3) no es más que una modificación a M2. En la ecuación 1 el término B_{max} , que multiplica a la transformada inversa de Fourier, se cambia por la imagen PRI completa y se realiza la multiplicación matemática de los pares de píxeles en las mismas coordenadas.

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 2-5 (Ruiz-Gonzalez et al. 2016) en la imagen PBI, la imagen PRI y la imagen fusionada. Para el caso de los insertos de motas se calcularon SNR_{area} y Contraste (C), para el caso de los insertos de cable fueron calculadas SNR_{borde} y visibilidad (V).

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

$$SNR_{borde} = \frac{I_{max} - I_{min}}{\sqrt{2} * \sigma_{back}} \quad (3)$$

$$C = \frac{I_{obj} - I_{back}}{I_{back}} * 100 \quad (4)$$

$$V = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} * 100 \quad (5)$$

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.

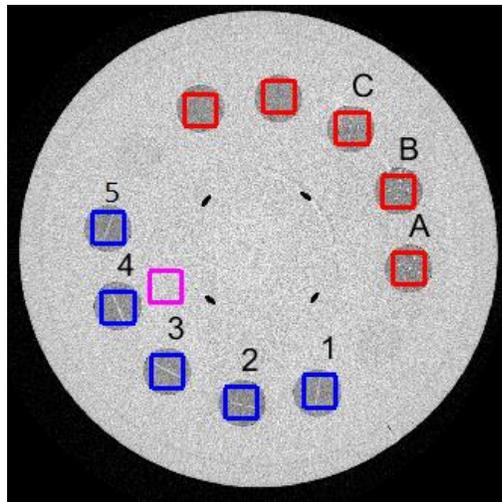
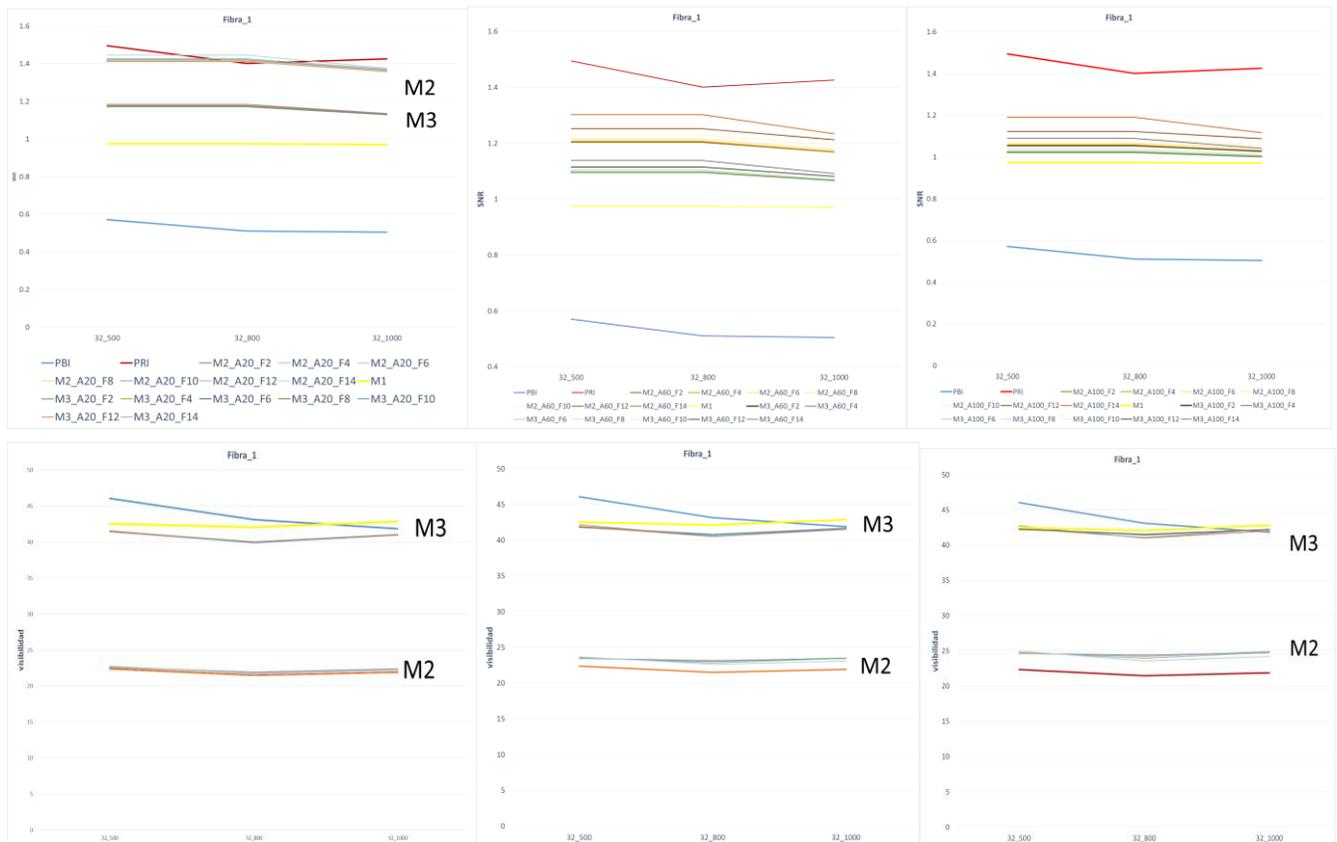


Fig. 2 - Regiones de interés y fondo seleccionadas en el estudio, azul las fibras de nailon, rojo las motas y magenta el fondo.

Resultados y discusión

Los resultados del método de fusión 1 se presentaron en (Ruiz-Gonzalez, et al.2019). De forma general los resultados fueron mejores para la imagen fusionada tanto desde el punto de vista de apreciación visual de la imagen como desde el punto de vista cuantitativo, en las regiones estudiadas. Para todas las regiones de interés estudiadas, el comportamiento fue similar, la relación señal a ruido (SNR) de la imagen fusionada 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.

En las figuras 3 podemos ver los resultados de los tres métodos de fusión. En el caso de M2 y M3 se fijó un porcentaje de la amplitud del espectro de la imagen PBI (20, 60 y 100 % respectivamente) que se adiciona al espectro de la imagen PRI y se estudia cómo se afectan los índices de calidad para los diferentes intervalos de frecuencia que también se adicionan a la imagen PRI.



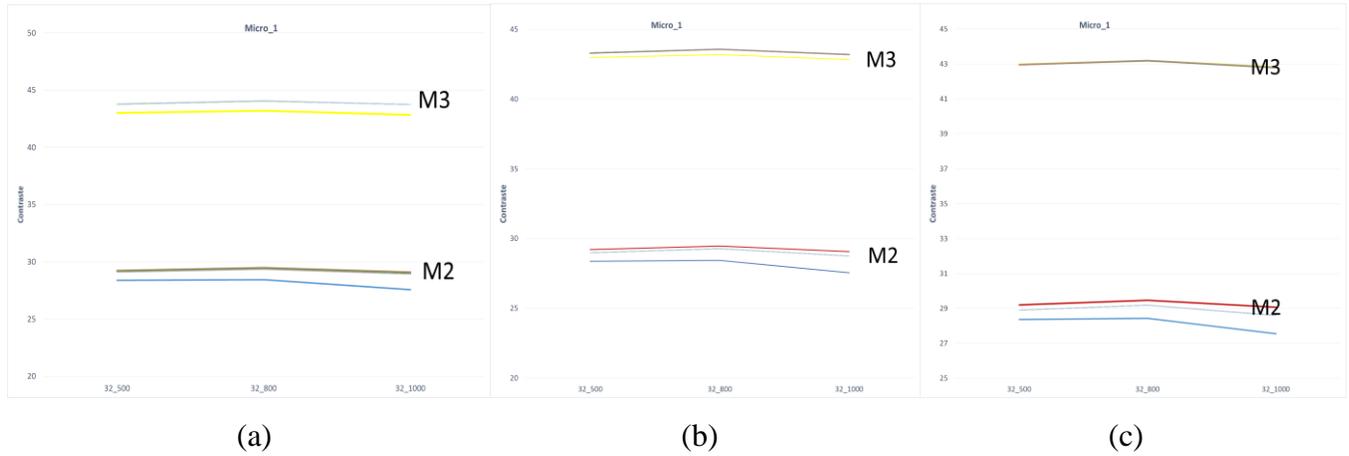


Fig. 3 - Comparación entre los tres métodos de fusión, amplitud de la imagen PBI en M2 y M3 a) 20% b) 60% y c) 100%, frecuencia variable.

Los tres métodos mejoran la relación señal a ruido, siendo el M2 el de mayor incremento. Sin embargo, la visibilidad en M2 a penas mejora con respecto a la imagen PRI y es inferior en comparación con la imagen PBI o cualquiera de los otros dos métodos. El contraste mejora grandemente con el M1 y M3, el M2 logra solamente incrementar el contraste ligeramente quedando este en un rango similar que el contraste en la imagen PBI.

De los índices de calidad de imagen utilizados, el que más se afecta en función de la frecuencia es la relación señal a ruido (SNR) y estos cambios se aprecian más aún cuando aumenta el % de la amplitud del espectro de la imagen PBI que se adiciona a la imagen final. La SNR tiende a disminuir además, a medida que mayor cantidad de componentes de frecuencia se toman en cuenta para formar la imagen final. Las afectaciones en la visibilidad y el contraste son apenas perceptibles tanto para M2 como para M3 a medida que mayor cantidad de componentes de frecuencia se utilizan para formar la imagen final.

En la figura 4 podemos ver también los resultados de los tres métodos; pero en este caso para M2 y M3 se fijó un rango del espectro de la imagen PBI que se adiciona con la imagen PRI y se estudió como se afectan

los índices de calidad evaluados para los diferentes porcentajes de la amplitud del espectro de la imagen PBI que adicionan a la imagen PRI.

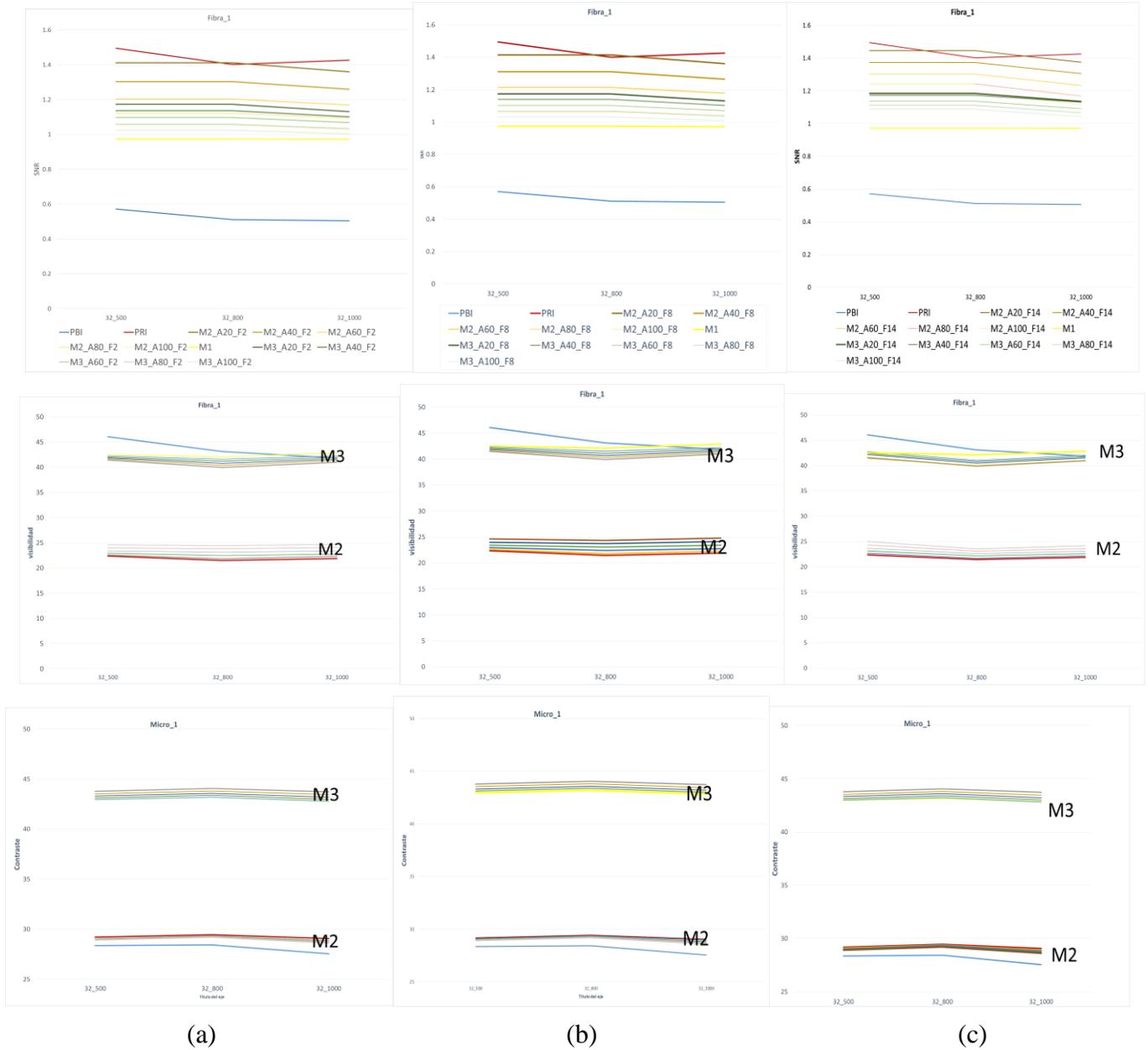


Fig. 4 - Comparación entre los tres métodos de fusión, frecuencia de la imagen PBI en M2 y M3 a) 2 lpm b) 8 lpm

y c) 14 lpm, amplitud variable.

Los resultados son similares a los obtenidos manteniendo fija la amplitud. La SNR mejora y es M2 el de mayor incremento, la visibilidad en M2 es similar a la de imagen PRI y es inferior en comparación con la imagen PBI o cualquiera de los otros dos métodos. El contraste mejora grandemente en el M3 y el M2 logra incrementos de contrastes muy ligeros, manteniéndose en un rango similar la imagen PBI.

El efecto de variar el porcentaje de la amplitud del espectro de la imagen PBI que se adiciona al espectro de la imagen PRI se puede diferenciar más que el efecto de aumentar el ancho del espectro de la imagen PBI que se adiciona con la imagen PRI. La SNR tiende a disminuir al aumentar el porcentaje de la amplitud del espectro de la imagen PBI. En el caso de la visibilidad y el contraste es lo contrario, los índices de calidad aumentan al aumentar el porcentaje de la amplitud del espectro de la imagen PBI, aunque este efecto se va haciendo menos perceptible a medida que aumenta el ancho del espectro de la imagen PBI.

La figura 5 muestra un ejemplo de una región de las motas y de las fibras para las imágenes PBI, PRI y las obtenidas por los diferentes métodos de fusión. En el caso de M2 y M3 se generaron en tres condiciones: amplitud 20% frecuencia 2 lpm, amplitud 60% frecuencia 8 lpm, amplitud 100% frecuencia 14 lpm.

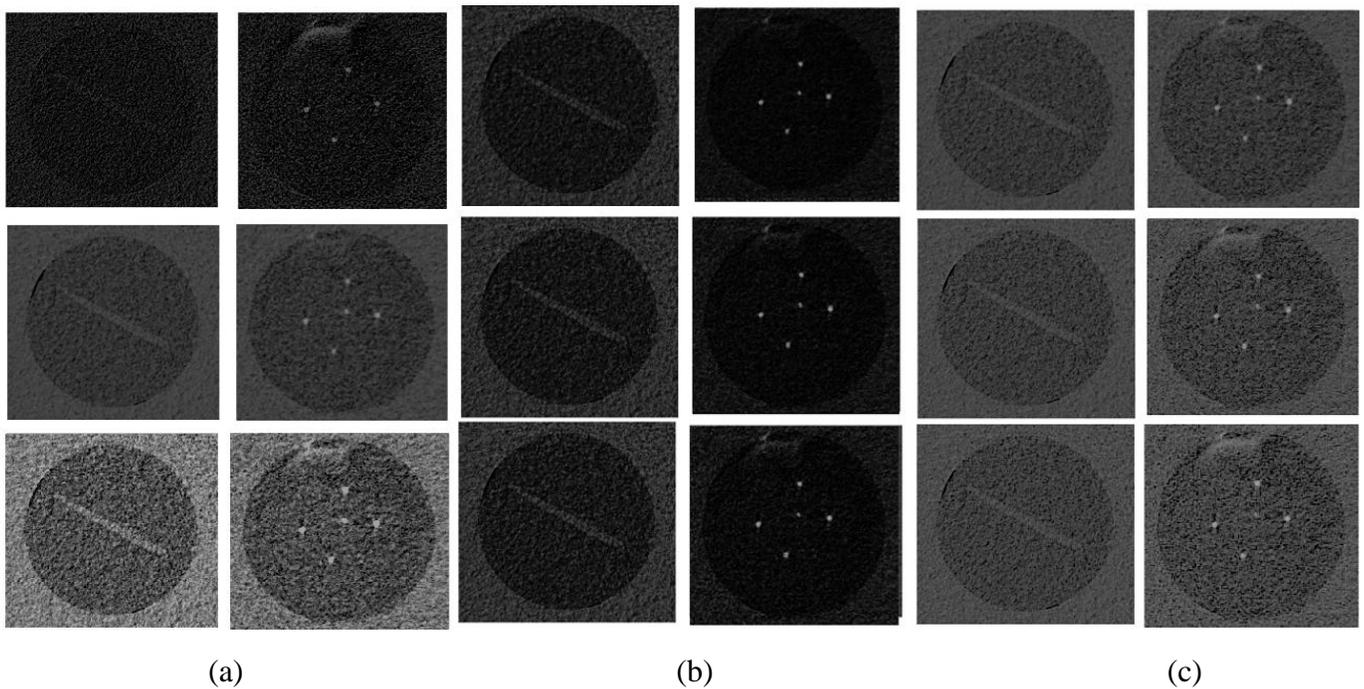


Fig. 9 - Ejemplos de las regiones de interés estudiadas de arriba a abajo a) imágenes PBI, PRI, M1 b) imágenes obtenidas en M2 amplitud 20% frecuencia 2 lpm, amplitud 60% frecuencia 8 lpm, amplitud 100% frecuencia 14 lpm c) imágenes obtenidas en M3 amplitud 20% frecuencia 2 lpm, amplitud 60% frecuencia 8 lpm, amplitud 100% frecuencia 14 lpm

Conclusiones

Se programaron algoritmos de fusión de imágenes 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, pues se mejora la visibilidad de los bordes. 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.

De los tres métodos de fusión programados el de mejores resultados es el M3, pues establece el mejor compromiso en la mejoría en los tres índices de calidad utilizados. La SNR en M3 es superior a M1 e inferior a M2, sin embargo, la visibilidad y contraste de M3 son mucho más altas que los de M2 y similares a M1. Además, M3 permite también el ajuste fino de la amplitud y la frecuencia de la imagen PBI que se utiliza en el proceso de fusión

Referencias

- Bravin, A., Coan, P. Y Suortti, P., 2013. X-Ray Phase-Contrast Imaging: From Pre-Clinical Applications Towards Clinics. *Physics In Medicine And Biology*, Vol. 58, No. 1, Pp. R1-R35. Issn 0031-9155, 1361-6560. Doi 10.1088/0031-9155/58/1/R1.
- Cáncer De Mama - Estadísticas. *Cancer.Net* [En Línea], 2012. [Consulta: 30 Enero 2019]. Disponible En: <https://www.cancer.net/es/tipos-de-cancer/cancer-de-mama/estadisticas>.
- Castelli, E., Et Al., 2007. Clinical Mammography At The Syrmep Beam Line. *Frontier Detectors For Frontier Physics Proceedings Of The 10th Pisa Meeting On Advanced Detectors*, Vol. 572, No. 1, Pp. 237-240. Issn 0168-9002. Doi 10.1016/J.Nima.2006.10.295.
- Davis, T.J., Gao, D., Gureyev, T.E., Stevenson, A.W. Y Wilkins, S.W., 1995. Phase-Contrast Imaging Of Weakly Absorbing Materials Using Hard X-Rays. *Nature*, Vol. 373, No. 6515, Pp. 595-598. Issn 1476-4687. Doi 10.1038/373595a0.
- Dreossi, D. Et Al., 2008. The Mammography Project At The Syrmep Beamline. *European Journal Of Radiology*, Vol. 68, No. 3, Pp. S58-S62. Issn 0720048x. Doi 10.1016/J.Ejrad.2008.04.038.
- Irvine, S., Mokso, R., Modregger, P., Wang, Z., Marone, F. Y Stampanoni, M., 2014. Simple Merging Technique For Improving Resolution In Qualitative Single Image Phase Contrast Tomography. *Optics Express*, Vol. 22, No. 22, Pp. 27257-27269. Issn 1094-4087. Doi 10.1364/Oe.22.027257.
- Lindfors, K.K., Boone, J.M., Nelson, T.R., Yang, K., Kwan, A.L.C. Y Miller, D.F., 2008. Dedicated Breast Ct: Initial Clinical Experience. *Radiology*, Vol. 246, No. 3, Pp. 725-733. Doi 10.1148/Radiol.2463070410.

- Longo, R., Arfelli, F., Bellazzini, R., Bottigli, U., Et Al., 2016. Towards Breast Tomography With Synchrotron Radiation At Elettra: First Images. *Physics In Medicine And Biology*, Vol. 61, No. 4, Pp. 1634-1649. Issn 0031-9155, 1361-6560. Doi 10.1088/0031-9155/61/4/1634.
- Olivo, A., Gkoumas, S., Endrizzi, M., Et Al., 2013. Low-Dose Phase Contrast Mammography With Conventional X-Ray Sources. *Medical Physics*, Vol. 40, No. 9. Doi [Http://Dx.Doi.Org/10.1118/1.4817480](http://dx.doi.org/10.1118/1.4817480).
- Pacilè, S., Brun, F., Dullin, C., Et Al., 2015. Clinical Application Of Low-Dose Phase Contrast Breast Ct: Methods For The Optimization Of The Reconstruction Workflow. *Biomedical Optics Express*, Vol. 6, No. 8, Pp. 3099. Issn 2156-7085, 2156-7085. Doi 10.1364/Boe.6.003099.
- Paganin, D., Mayo, S.C., Gureyev, T.E., Miller, P.R. Y Wilkins, S.W., 2002. Simultaneous Phase And Amplitude Extraction From A Single Defocused Image Of A Homogeneous Object. *Journal Of Microscopy*, Vol. 206, No. 1, Pp. 33-40. Issn 0022-2720. Doi 10.1046/J.1365-2818.2002.01010.X.
- Pappachen, J.A. Y Dasarathy, B.V., 2014. Medical Image Fusion: A Survey Of The State Of The Art. *Information Fusion*, Vol. 19, Pp. 4-19. Issn 1566-2535. Doi 10.1016/J.Inffus.2013.12.002.
- Parekh, P., Patel, N., Macwan, R., Prajapati, P. Y Visavalia, S., 2014. Comparative Study And Analysis Of Medical Image Fusion Techniques. *International Journal Of Computer Applications*, Vol. 90, No. 19, Pp. 12-16. Issn 09758887. Doi 10.5120/15827-4496.
- Pisano, E.D. Y Yaffe, M. J, 2014. Breast Cancer Screening: Should Tomosynthesis Replace Digital Mammography? *Jama*, Vol. 311, No. 24, Pp. 2488-2489. Doi 10.1001/Jama.2014.6421.
- Rigon, L., 2014. 2.08 - X-Ray Imaging With Coherent Sources. En: A. Brahme (Ed.), *Comprehensive Biomedical Physics* [En Línea]. Oxford: Elsevier, Pp. 193-220. Isbn 978-0-444-53633-4. Disponible En: [Http://Www.Sciencedirect.Com/Science/Article/Pii/B9780444536327002094](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444536327002094).
- Ruiz-Gonzalez, Y., Perez-Diaz, M. Y Arencibia-Guerrero, Y., [2019]. Algoritmo De Fusión De Imágenes De Contraste De Fase Y Su Mapa De Perturbaciones De Fase. *Ii Convención Científica Internacional Uclv 2019* [En Línea]. [Consulta: 23 Octubre 2019]. Disponible En: [Https://Convencion.Uclv.Cu/Es_Es/Event/Ii-Conferencia-Internacional-De-Procesamiento-De-La-Informacion-Cipi-Iotai2019-International-Workshop-On-Internet-Of-Things-And-Artificial-Intelligence-2019-06-24-2019-06-29-37/Track/Algoritmo-De-Fusion-De-Imagenes-De-Contraste-De-Fase-Y-Su-Mapa-De-Perturbaciones-De-Fase-1274](https://convencion.uclv.cu/es_es/event/i-conferencia-internacional-de-procesamiento-de-la-informacion-cipi-iotai2019-international-workshop-on-internet-of-things-and-artificial-intelligence-2019-06-24-2019-06-29-37/track/algoritmo-de-fusion-de-imagenes-de-contraste-de-fase-y-su-mapa-de-perturbaciones-de-fase-1274).

Ruiz-Gonzalez, Y., Perez-Diaz, M., Mart?Nez-Aguila, Et Al., 2016. Objective Measurements Of Image Quality In Synchrotron Radiation Phase-Contrast Imaging Versus Digital Mammography. *International Journal Of Computer Assisted Radiology And Surgery*, Vol. 11, No. 2, Pp. 181-188. Issn 1861-6410, 1861-6429. Doi 10.1007/S11548-015-1237-7.

Conflicto de interés

Los autores autorizan la distribución y uso de su artículo.

Contribuciones de los autores

Yusely Ruiz-Gonzalez: Contribuyó en Conceptualización, Análisis formal, Investigación, Metodología, Recursos, Supervisión, Validación, Visualización, Redacción

Marlen Perez_Diaz: Contribuyó en Conceptualización, Adquisición de fondos, Investigación, Administración del proyecto, Recursos, Supervisión, Validación, Visualización, Redacción – revisión y edición

Yoandra Arencibia_Guerrero: Contribuyó en Curación de datos, Análisis formal, Metodología

Financiación

Esta investigación fue financiada por el Proyecto Institucional Procesamiento digital de señales e imágenes, reconocimiento de patrones y visión computacional, UCLV 2018-2021.