

**Análisis para la integración de imágenes obtenidas por la tomografía axial computarizada y la resonancia magnética**

**Analysis for the medical images integration obtained by the computerized axial tomography and the magnetic resonance**

**Lic. Meisbel Daudinot López y Lic. Yoander Estrada Sardina**

Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba.

**RESUMEN**

La integración de imágenes médicas es el proceso de registrarlas y fusionarlas con el fin de conseguir una mayor cantidad de información diagnóstica. En este trabajo se realiza un análisis para la integración de imágenes obtenidas a través de la tomografía axial computarizada y la resonancia magnética, para lo cual se desarrolló una herramienta en el programa Matlab, donde se implementa el registro mediante características equivalentes; además, los pares de imágenes son comparados por varias reglas de fusión, con vistas a identificar el mejor algoritmo en el que la imagen fusionada resultante contenga la mayor cantidad de información de las representaciones originales.

**Palabra clave:** integración de imágenes médicas, programa informático Matlab, registro de imágenes, fusión de imágenes, tomografía axial computarizada, resonancia magnética.

**ABSTRACT**

The medical images integration is the process of register and fuse them with the purpose of getting a higher quantity of diagnostic information. In this work an analysis for images integration obtained through the computerized axial tomography and the magnetic resonance is carried out, for which a tool in the Matlab program was developed, where the registration by means of equivalent characteristic is implemented; also, the couples of images are compared by several fusion rules, aimed at identifying the best algorithm in which the resulting image fused contains the highest quantity of information of the original representations.

**Key words:** medical images integration, Matlab computer programs, images record, images fusion, computerized axial tomography, magnetic resonance.

**INTRODUCCIÓN**

Las imágenes médicas se han convertido en un instrumento fundamental de la práctica clínica en la actualidad, gracias a que permiten detectar enfermedades con una precocidad nunca antes conocida.<sup>1</sup> Con el desarrollo de nuevos métodos en el diagnóstico médico por medio de la imagen surgió la necesidad de combinar con criterio y de forma espacialmente correcta todos los conjuntos de datos de imágenes disponibles.

En ocasiones podría ocurrir que la información facilitada por las distintas técnicas de obtención de imagen o modalidades médicas, fuera confusa o no concluyente. Para estos casos los métodos de integración de imágenes pueden producir resultados clínicos muy interesantes, sobre todo en algunas áreas específicas como la interpretación de imágenes funcionales, la neurocirugía, la radioterapia, entre otras.<sup>2,3</sup>

En el caso de la radioterapia, antes de aplicarla se realiza su planificación, en la cual se busca dirigir la radiación a una parte exacta del cuerpo donde se encuentra el cáncer o tumor, para así reducir su incidencia a las partes sanas cercanas, por lo que en este proceso es necesario la mayor cantidad de información imagenológica sobre el paciente.

Mientras que la tomografía axial computarizada (TAC) es la modalidad principal para la mayoría de las planificaciones radioterapéuticas basadas en imágenes, otras modalidades, como la resonancia magnética (RMI), proporcionan datos importantes que pueden mejorar la manipulación y atención general al paciente.<sup>4</sup> La integración de las imágenes producidas con la TAC y RMI es muy útil porque permite aprovechar lo mejor de ambas modalidades: la TAC aporta rigurosos requisitos de exactitud geométrica y la MRI una óptima diferenciación de tejidos.<sup>5-8</sup>

## **CARACTERÍSTICAS DEL PROCESO DE INTEGRACIÓN DE IMÁGENES**

El proceso de integración de imágenes consta de 2 pasos o etapas: una etapa inicial, donde se realiza la alineación de las imágenes, conocida como registro, y una segunda donde se visualiza el resultado de la integración, conocida como fusión.<sup>9</sup>

Cuando se enumeran las capacidades de un algoritmo de registro, se emplean los términos intramodalidad e intermodalidad, según se aplique a estudios del mismo tipo o de diferentes tipos, así como intrasujeto e intersujeto, según provengan del mismo paciente o de distintos. Los criterios por los que se pueden clasificar los diferentes registros de imágenes son muchos, pero de acuerdo con su naturaleza suelen ser clasificados:<sup>10</sup>

- Métodos de características equivalentes: en donde se agrupan los procedimientos basados en alinear puntos equivalentes en cada una de las imágenes que se registrarán. A partir de sus coordenadas que representan la misma posición en el paciente, se puede calcular la transformación rígida que registrará los 2 estudios.
- Métodos basados en estructuras segmentadas de la imagen: estos algoritmos utilizan los bordes o las superficies que son más distinguibles en las imágenes médicas, de las cuales son extraídos automática o semiautomáticamente. Si se segmentan estructuras equivalentes en varias imágenes, se puede calcular el registro entre ellas haciendo coincidir esas superficies.
- Métodos volumétricos: la base de estos métodos es la presunción de que algún tipo de combinación aritmética de los vóxeles de las imágenes pueda suministrar una medida del parecido entre ellas, que alcanzará un valor óptimo cuando las imágenes están alineadas.

La fusión de imágenes es una técnica digital que pretende mejorar visualmente una representación y así potenciar su uso en diversas aplicaciones.<sup>11</sup> El término fusión alude a la combinación de la información de 2 o más conjuntos de datos relativos a una misma escena, procedentes estos de fuentes distintas, con el objetivo de obtener un nuevo conjunto que proporcione un mejor conocimiento o información, de los que aportaban los 2 conjuntos de datos primitivos por separado.<sup>12</sup>

Al realizar la fusión se puede trabajar sobre 3 niveles distintos de abstracción:

- Nivel de píxel (alto)
- Nivel de característica (medio)
- Nivel de decisión (bajo)

Los algoritmos de nivel de píxel pueden trabajar tanto en el dominio wavelet como en el espacial, aunque sobre escenarios de imagen médica es muy útil trabajar con representaciones definidas en el dominio wavelet.<sup>13</sup>

### **Fusión con wavelet**

Este método consiste en descomponer las imágenes con una transformada de wavelet, y como resultado se obtienen submatrices de coeficientes que se refieren a la imagen aproximada y las de detalles verticales, horizontales y diagonales, para luego combinar los coeficientes de las imágenes. Para el efecto se considera la relación entre los tamaños de píxel de las representaciones originales o de entrada.

Esta combinación de los coeficientes puede ser realizada de 2 formas:<sup>14</sup>

1. Remplazando los coeficientes de detalle de la wavelet de la primera imagen de entrada por los coeficientes correspondientes de la segunda imagen.
2. Adicionando los coeficientes de detalle de la wavelet de la primera imagen de entrada a los coeficientes correspondientes de la segunda imagen.

En el método de sustitución, los planos de wavelet correspondientes a la segunda imagen de entrada, son eliminados y sustituidos por los planos correspondientes a la primera. Sin embargo, en el método de adición toda la información espacial de la segunda imagen es preservada.

Así, la gran ventaja del método de adición es que la información de detalle de ambos sensores se tiene en cuenta y es usada; por tanto, se propone como la forma de seleccionar los coeficientes.

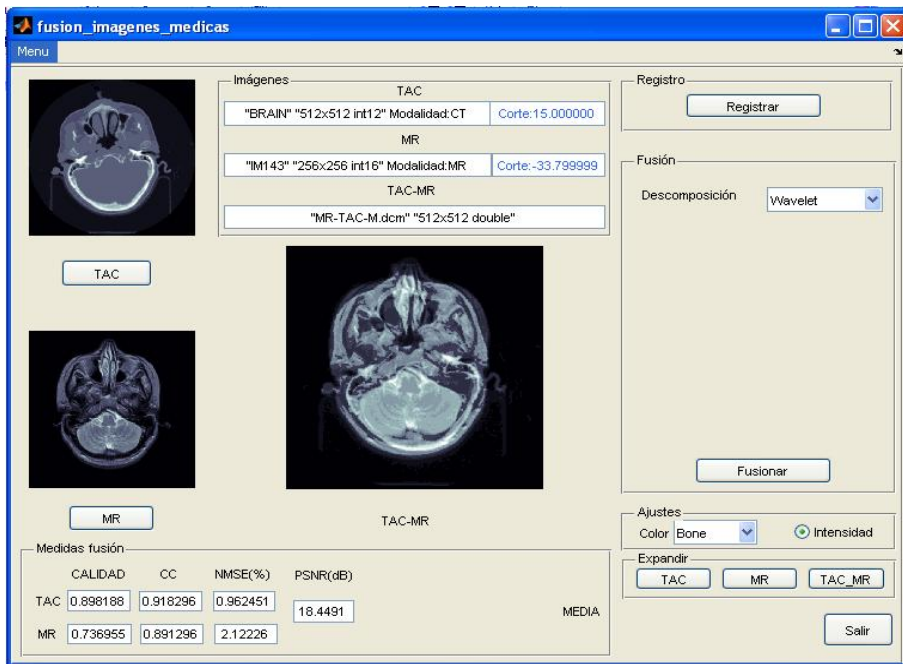
### **Medidas de similitud**

En la integración de imágenes la precisión de los resultados depende mucho de la medida de similitud empleada. Estas medidas pueden ser calculadas sobre imágenes completas o con bloques de ellas.

A grandes rasgos, existen 2 tipos de medidas de similitud: las basadas en métodos geométricos, que utilizan para ello la extracción de distintas características, y las basadas en el nivel de intensidad; estas últimas a su vez también se encuentran divididas en 2 tipos: las de promedios y las estadísticas.

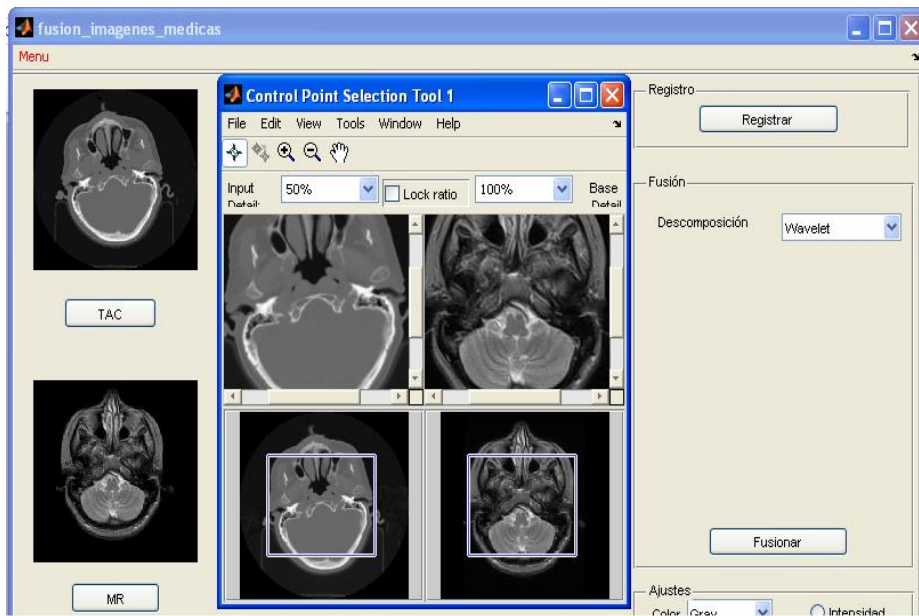
### **Implementación de la herramienta para el estudio de la integración de imágenes**

Para llevar a cabo el estudio de la integración de imágenes producidas con la TAC y la RMI, se desarrolló una herramienta en Matlab, donde se aprovecharon los métodos y las facilidades que provee dicho entorno de desarrollo. En la figura 1 se muestra la interfaz principal de la herramienta.



**Fig. 1.** Vista principal de la herramienta

El registro implementado es por características equivalentes. Para ello este trabajo se apoya en el uso de las funciones *cpselect* e *imtransform* de Matlab. La primera de estas permite seleccionar los puntos que se corresponden en ambas imágenes, para luego usar la segunda y aplicar la transformación geométrica que resulta de hacer corresponder los puntos seleccionados por el usuario con la primera. La figura 2 muestra la selección de los puntos correspondientes entre las imágenes.



**Fig. 2.** Vista de la selección de puntos correspondientes entre las imágenes

En el desarrollo de la herramienta para la integración de imágenes, se implementaron las siguientes reglas de fusión perteneciente a la familia, basadas en la combinación de coeficientes:

- Media aritmética
- Media ponderada gaussiana
- Media ponderada laplaciana
- Media de imágenes multirresolución

Una vez referido lo anterior, y trabajando ya en el entorno Matlab, se explica qué pasos previos se han llevado a cabo en todos los casos para una correcta implementación del mecanismo elegido.

En primer lugar se procedió a leer las imágenes de entrada para luego convertir sus coeficientes al tipo de dato que se requiere, y normalizar toda la matriz pasando todos los valores a positivo y acotándolos entre 0 y 255.

Lo siguiente fue comprobar el tamaño de las imágenes. Si no coincidieran se aumenta el tamaño de la más pequeña interpolando por un factor L. Además se fuerza a que las matrices sean cuadradas en caso de que no lo fueran.

Una vez superados estos pasos previos, se dispuso de las matrices de las imágenes sobre las que se procedió con el tamaño adecuado y en el rango de valores deseado. A continuación se descompusieron las imágenes mediante la transformada wavelet ligera para obtener de cada una de ellas las submatrices de aproximación y de detalles horizontales, verticales y diagonales.

Luego de ejecutado todo lo anterior, se pudieron aplicar los algoritmos de fusión. Por último, a partir de la variable que contiene la matriz resultante de las operaciones realizadas por el mecanismo de fusión, se generó una nueva imagen, que constituye la imagen final resultante.

### **Reglas de fusión implementadas**

A continuación se describen brevemente las reglas de fusión o los algoritmos de la familia de combinación de coeficientes. Estos algoritmos a su vez pueden clasificarse como: en el dominio espacial y sobre dominios wavelets.

- Media aritmética

La regla de fusión basada en la media aritmética puede implementarse tanto en el dominio espacial, en el cual no se descompone la imagen y la media se calcula directamente sobre los niveles de gris, promediando los coeficientes de las imágenes en posiciones correspondientes, como en el dominio wavelet, en cuyo caso se procede de igual forma en el de la media aritmética que en el dominio espacial, con la salvedad de que la media se calcula una vez que se ha realizado la descomposición de las imágenes, promediando las submatrices de aproximación y de detalles de cada una.

- Media ponderada gaussiana

Este mecanismo de fusión está definido en el dominio de wavelet y calcula la media aritmética de las submatrices de aproximación, mientras que para las submatrices de

detalles realiza una ponderación mediante una matriz o máscara de pesos gaussianas  $W$ , previa al promediado.

Con esa matriz  $W$  se ponderan y promedian las ventanas de tamaño  $S$  que rodean al coeficiente  $(m,n)$  de interés en cada una de las submatrices de detalles, y queda una única matriz de tamaño  $S$ , cuyos coeficientes se dividen por la suma de todos los de la matriz gaussiana, y los coeficientes resultantes se suman para obtener un único coeficiente que será el que ocupe la posición  $(m,n)$  en la imagen fusionada.

- Media ponderada laplaciana

Este algoritmo también está definido en el dominio de wavelet y calcula la media aritmética de las submatrices de aproximación, mientras que para las submatrices de detalles realiza una ponderación mediante una matriz o máscara de pesos laplaciana  $L$ , previa al promediado. Dicha matriz de pesos tendrá un tamaño de  $3 \times 3$ , y se caracteriza por dar una ponderación mucho mayor al píxel central de la ventana, mientras que la suma de todos los coeficientes de dicha máscara suma cero. Actúa como filtro de paso alto.

La suma de los coeficientes de la matriz obtenida tras la ponderación y el promediado será el coeficiente que irá en la posición  $(m,n)$  en la imagen final fusionada.

- Media aritmética de imágenes multiresolución

Este algoritmo es otro que también está definido en el dominio wavelet y calcula la media aritmética entre la submatriz de aproximación obtenida al descomponer una de las imágenes y la matriz original de la otra imagen en el dominio espacial. El único inconveniente encontrado para esta implementación es que una de las matrices a fusionar está formada por coeficientes wavelet, mientras que los coeficientes de la otra son directamente los niveles de intensidad en la escala de grises; luego sus rangos de valores difieren. Para ello se ha tenido que "forzar" que los rangos de valores de los coeficientes sean similares.

### **Obtención de las medidas de similitud**

Para poder comparar y evaluar los distintos algoritmos de fusión de una manera cuantitativa, se calculan una serie de medidas de similitud que en función de distintas evaluaciones pretenden hacer ver qué técnicas de fusión ofrecen los mejores resultados respecto a otras.

Las medidas numéricas implementadas son:

- Calidad: esta medida hace referencia en este caso a la calidad de la resolución espacial de las imágenes. El rango de posibles valores que puede tomar va desde 0 hasta 1. Los resultados serán mejores cuanto más se aproximen a 1.
- Coeficiente de correlación (CC): es una medida estadística que cuantifica la relación entre 2 señales, e indica la similitud a nivel estructural entre la imagen de referencia y la fusionada. Los resultados serán mejores cuanto más se aproximen a 1.
- Error cuadrático medio normalizado (NMSE): cuantifica la diferencia existente entre la señal deseada o esperada y la obtenida. A partir de la expresión del error cuadrático medio. Se normaliza y se expresa en tanto por ciento. Será mejor cuanto menor sea su valor.

- Relación señal a ruido (PNSR): define la relación existente entre la energía máxima de una señal y el ruido que afecta a su correcta representación. Su unidad de medida es el decibelio, y es mejor cuanto mayor es su valor.

## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Cuando se habla de fusionar imágenes mediante algoritmos wavelet en el contexto de la imagen médica, no interesa profundizar más allá del primer nivel en la descomposición wavelet, puesto que los resultados empeoran significativamente según se va pasando al siguiente nivel. En este estudio se ha llegado hasta el tercer nivel de descomposición, si bien solo en el primero se han obtenido unos resultados útiles para un examen diagnóstico.

En el cuadro se muestra una comparación entre las reglas de fusión y las medidas de similitud implementadas, en la integración de una imagen producida por la TAC y la RM. Los resultados de este estudio permitieron arribar a las siguientes conclusiones:

- Calcular la media aritmética sobre coeficientes wavelet no aporta ninguna ventaja respecto de dicho promedio calculado en el dominio espacial directamente sobre los niveles de intensidad de gris.
- La media ponderada gaussiana se calcula ponderando con una ventana de pesos gaussiana, lo que deja paso a las bajas frecuencias y da como resultado una imagen visualmente "suavizada", por decirlo de alguna manera. Es el algoritmo que parece ofrecer menos nivel de detalle, aunque los resultados numéricos han sido bastante buenos para los 3 tipos de fusión.
- La media ponderada laplaciana arroja unos resultados muy pobres; de hecho, son los peores del grupo, con mucha diferencia. Esto se debe a que al actuar la matriz de pesos laplaciana como un filtro de paso alto, conserva las altas frecuencias, que no son otra cosa que cambios abruptos de los niveles de intensidad, lo que provoca, por tanto, un realce de los bordes de la imagen. Para otros campos del procesamiento de imagen puede ser de gran utilidad, pero desde luego no para un estudio de fusión de imágenes médicas.
- Calcular la media entre la matriz de aproximación en el dominio wavelet de una de las imágenes junto con la matriz original de la otra imagen en el dominio espacial, ofrece valores peores que el cálculo de la media aritmética con las 2 imágenes en un mismo dominio.
- La media ponderada gaussiana ofrece unos valores muy similares a la media aritmética, y es muy poco sensible a los cambios en el tamaño de ventana. Si acaso los valores son algo mejores para la ventana más pequeña. La media en imágenes multirresolución empeora los datos de las 2 últimas.
- Las medidas de similitud ofrecen mejores resultados cuando se compara la imagen fusionada con la TAC respecto a la resonancia magnética.

**Cuadro.** Comparación entre las reglas de fusión y las medidas de similitud

Regla de fusión	Calidad		CC		NMSE (%)		PNSR (dB)
	TAC	MR	TAC	MR	TAC	MR	
Media aritmética en el dominio espacial	0,898188	0,736955	0,918296	0,891296	0,962451	2,12226	18,4491
Media aritmética en el dominio wavelet	0,898188	0,736955	0,918296	0,891296	0,962451	2,12226	18,4491
Media ponderada gaussiana ventana: 3	0,895649	0,729278	0,918282	0,891299	0,986279	2,20609	18,3119
Media ponderada gaussiana ventana: 5	0,892254	0,71856	0,918063	0,891115	1,004335	2,31117	18,1714
Media ponderada gaussiana ventana: 11	0,896736	0,731159	0,917612	0,890525	0,962368	2,16662	18,4044
Media ponderada gaussiana ventana: 21	0,89626	0,732077	0,917368	0,890235	0,976799	2,16915	18,3695
Media ponderada laplaciana	0,511876	0,377916	0,902037	0,874698	10,1409	14,1194	9,22054
Media aritmética de imágenes multirresolución	0,842843	0,625043	0,925931	0,878429	1,71326	3,85103	15,903

La lista de algoritmos para una fusión RMI-TAC quedó ordenada del mejor al peor en resultados, a saber:

- Media aritmética (espacial y wavelet)
- Media ponderada gaussiana (tamaño de ventana 11)
- Media en imágenes multirresolución.
- Media ponderada laplaciana.

## CONCLUSIONES

La integración de imágenes médicas es un proceso de extremada utilidad y con múltiples aplicaciones clínicas. Sin embargo, quedan aspectos técnicos por resolver para que su utilización diaria sea una realidad. La dificultad para identificar puntos comunes en los estudios conduce a recomendar el uso de marcadores externos, que deben ser optimizados para que la interferencia con la imagen y su disponibilidad y facilidad de uso sean aceptables. Idealmente se puede prescindir de ellos en un futuro, de manera que el registro se realice de forma automática y con la mínima intervención del operador, siempre y cuando el registro efectuado sea completamente fiable. También debe mejorarse la coordinación entre los diferentes especialistas involucrados, donde es



imprescindible la instalación de redes de imagen que agilicen la transmisión de estudios al lugar donde se efectúa la integración.

Con este trabajo se logró realizar un análisis de métodos para registrar y fusionar imágenes obtenidas con la TAC y la RMI, y se destaca la importancia de la integración de imágenes en el contexto médico. Además se determinó el mejor método de fusión en un grupo de cuatro, sin restarle importancia a ninguno, puesto que no existe un método que sea el mejor de manera general.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. García Fenol I. Aportaciones a la segmentación y caracterización de imágenes médicas 3D [tesis]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2010 [citado 24 Sep 2015]. Disponible en: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11854/>
2. Ballester F, Udías JM. Física Nuclear y Medicina. Rev Esp Fís. 2008 [citado 24 Sep 2015]; 22(1). Disponible en: [http://nuc1.fis.ucm.es/webgrupo\\_2007/publicaciones/PDFS%20PUBLICACIONES%202008/CON%20UDIAS/Rev-Esp-Fisi-1-2008.pdf](http://nuc1.fis.ucm.es/webgrupo_2007/publicaciones/PDFS%20PUBLICACIONES%202008/CON%20UDIAS/Rev-Esp-Fisi-1-2008.pdf)
3. Lampreave JL, Desco M, Benito C, Domínguez P, López J, Bittini A, et al. Integration of multimodal medical images. Rev Esp Med Nucl. 1998; 17(1): 27-34.
4. Cabrea Pazos A, Palacios Fornell MP, Gil Ramírez MI. Fundamentos teóricos-prácticos en Radioterapia. Málaga: Fesitess Andalucía (ES); 2011 [citado 24 Sep 2015]. Disponible en: <http://www.fatedocencia.info/5001/5001.pdf>
5. Rodríguez M. Física médica. En Miramontes O, Volka K. Fronteras de la Física en el siglo XXI. México, D.F.: Editorial Coplit-ArXives; 2013. p. 359-81.
6. Medina R, Bellera J. Bases del Procesamiento de Imágenes Médicas. Mérida: Universidad de los Andes; [s.a.] [citado 20 Ene 2015]. Disponible en: [http://www.saber.ula.ve/redtelemedicina/TallerTelemedicina/j\\_bellera-01.pdf](http://www.saber.ula.ve/redtelemedicina/TallerTelemedicina/j_bellera-01.pdf)
7. Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. Handbook of MRI Pulse Sequences. London: Elsevier Academic Press; 2004.
8. Calzado A, Geleijns J. Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Rev Fis Med. 2010 [citado 20 Ene 2015]; 11(3): 163-180. Disponible en: <http://revistadefisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/article/view/115/115>
9. Castellanos Abrego N. Métodos robustos para la alineación no rígida de imágenes [tesis doctoral]. Iztapalapa: Universidad Autónoma Metropolitana; 2005 [citado 24 Sep 2015]. Disponible en: <http://148.206.53.84/tesiuami/UAMI14828.pdf>
10. Pascau González Garzón J. Integración de imágenes biomédicas: técnicas basadas en teoría de la información [tesis doctoral]. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid; 2006 [citado 24 Sep 2015]. Disponible en: [http://oa.upm.es/1106/1/JAVIER\\_PASCAU\\_GONZALEZ\\_GARZON.pdf](http://oa.upm.es/1106/1/JAVIER_PASCAU_GONZALEZ_GARZON.pdf)

11. Marín García A. Implementación y evaluación de algoritmos de fusión de imagen en el contexto de la imagen médica [tesis]. Cartagena: Universidad Politécnica de Cartagena; 2013 [citado 24 Sep 2015]. Disponible en: <http://repositorio.bib.upct.es/dspace/bitstream/10317/3429/1/pfc5406.pdf>
12. Kessler ML, Li K. Image fusion for conformal radiation therapy. Utah: 43rd Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine; 2001 [citado 30 Jun 2015]. Disponible en: <http://sandbox.aapm.org/meetings/2001AM/pdf/7213-95766.pdf>
13. Cova WJD, Caballero RA. Sobre wavelets e imágenes. Buenos Aires: Universidad Tecnológica Nacional; 2006 [citado 30 Jun 2015]. Disponible en: [http://www.edutecne.utn.edu.ar/DOCUMENTOS/Sobre%20Wavelets%20e%20Imagenes\\_R1.pdf](http://www.edutecne.utn.edu.ar/DOCUMENTOS/Sobre%20Wavelets%20e%20Imagenes_R1.pdf)
14. Nuñez J, Otazu X, Fors O, Prades A, Pala V, Arbiol R. Multiresolution-based image fusion with additive wavelet decomposition. IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing. 1999; 37(3): 1204-11.

Recibido: 9 de diciembre de 2015.

Aprobado: 16 de marzo de 2016.

*Meisbel Daudinot López.* Universidad de Oriente, Ave. Patricio Lumumba s/n Altos de Quintero, Santiago de Cuba, Cuba. Correo electrónico: [meisbel@gmail.com](mailto:meisbel@gmail.com)