

# Segmentación computacional de la aurícula derecha en imágenes de tomografía cardiaca

*Right atrium computational segmentation in cardiac tomography images*

Yoleidy Huérfano, MgSc<sup>1</sup>, Miguel Vera, MgSc, PhD<sup>2,1\*</sup>, Atilio Del Mar, MD<sup>3</sup>, María Vera, BSc<sup>4</sup>, Williams Salazar, MD<sup>4</sup>, José Chacón, MgSc, PhD<sup>2</sup>, Sandra Wilches-Duran, MgSc, PhD(c)<sup>2</sup>, Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD<sup>5</sup>, Maritza Torres, MD, PhD(c)<sup>9</sup>, Víctor Arias, Ing<sup>2</sup>, Joselyn Rojas, MD, MgSc<sup>6,7</sup>, Carem Prieto, MgSc, PhD(c)<sup>7</sup>, Wilson Siguencia, MD, PhD(c)<sup>9</sup>, Lisse Angarita, MD, PhD(c)<sup>11</sup>, Rina Ortiz, MD, PhD(c)<sup>10</sup>, Diana Rojas-Gomez, MD, PhD<sup>11</sup>, Carlos Garicano, MD, MgSc<sup>2</sup>, Maricarmen Chacín, MD, MgSc<sup>2</sup>, Julio Contreras-Velásquez, MgSc, PhD(c)<sup>2</sup>, Valmore Bermúdez, MD, MPH, MgSc, PhD<sup>7</sup>, Antonio Bravo, MgSc, PhD<sup>8</sup>

<sup>1</sup>Grupo de Investigación en Procesamiento Computacional de Datos (GIPCD-ULA) Universidad de Los Andes-Táchira, Venezuela

<sup>2</sup>Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera (ALEF), Universidad Simón Bolívar, Cúcuta, Colombia. E-mail de correspondencia: m.avera@unisimonbolivar.edu.co, veramig@gmail.com\*

<sup>3</sup>Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBIDSA), San Cristóbal, Venezuela. e-mail: atiliodelmar@yahoo.com.

<sup>4</sup>Escuela de Medicina, Universidad de Los Andes, Hospital Central de San Cristóbal- Edo. Táchira, Venezuela

<sup>5</sup>Centro de Estudios de la Empresa. Universidad del Zulia, Maracaibo, Venezuela.

<sup>6</sup>Pulmonary and Critical Care Medicine Department. Brigham and Women's Hospital. Harvard Medical School. Boston, MA, USA 02115.

<sup>7</sup>Centro de Investigaciones Endocrino-Metabólicas "Dr. Félix Gómez" Facultad de Medicina. Universidad del Zulia, Venezuela.

<sup>8</sup>Coordinación de Investigación Industrial, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, Venezuela.

<sup>9</sup>Ministerio de Salud Pública del Ecuador. Distrito de Salud 01D02. Posgrado de Medicina Familiar. Universidad de Cuenca. Cuenca, Ecuador.

<sup>10</sup>Departamento de Internado Anatomía III. Facultad de Medicina. Universidad Católica de Cuenca. Cuenca, Ecuador.

<sup>11</sup>Escuela de Nutrición y Dietética. Facultad de Medicina. Universidad Andrés Bello, Sede Concepción, Chile.

## Abstract

**S**e propone una estrategia para la segmentación automática de la aurícula derecha (RA) usando los 20 instantes del ciclo cardiaco de un paciente en imágenes cardiacas 3-D, de tomografía computarizada multi-corte. Tal estrategia está basada en la técnica de similaridad glogló y consta de las etapas de preprocesamiento y segmentación y entonación de parámetros. La etapa de preprocesamiento se divide en dos fases denominadas filtrado y definición de una región de interés. Estas fases son aplicadas, preliminarmente, al instante de diástole final y son las encargadas de abordar los problemas de ruido, artefactos y bajo contraste, presentes en las imágenes Durante la segmentación de la RA se consideran las imágenes preprocesadas y una técnica basada en crecimiento de regiones (RG) la cual es inicializada usando un vóxel detectado con máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados. Durante la entonación de parámetros, se usa el coeficiente de Dice (Dc) para comparar las segmentaciones de la RA y la segmentación generada, manualmente, por un cardiólogo. La combinación de técnicas de filtrado que generó el Dc más elevado considerando el instante de diástole se aplica luego a las 19 imágenes tridimensionales restantes, obteniéndose un Dc promedio superior a 0.82 lo cual indica una buena correlación entre las segmentaciones generadas por un experto cardiólogo y las producidas por la estrategia desarrollada.

**Palabras clave:** Imágenes cardiacas, Aurícula derecha, Realce por Similaridad global, Segmentación.

## Introduction

**A** strategy for right atrium (RA) three-dimensional segmentation is proposed using 20 cardiac imaging multilayer computed tomography, for entire cardiac cycle of a subject. This strategy is global similarity enhancement-based technique and it comprises of pre-processing, segmentation and parameter tuning stages. The pre-processing stage is split into two phases called filtering and definition of a region of interest. These phases are preliminarily applied to end-diastole cardiac-phase and they address the noise, artifacts and low contrast images problems. During RA segmentation, the region growing algorithm is applied to the pre-processed images and it is initialized using a voxel detected with least squares support vector machines. During the parameters tuning, the Dice score (Ds) is used to compare the RA segmentations, obtained by the proposed strategy, and manually RA segmentation, generated by a cardiologist. The combination of filtering techniques that generated the highest Ds considering the end-diastole phase is then applied to the others 19 3-D images, yielding more than 0.82 average Ds indicating a good correlation between the segmentations generated by an expert cardiologist and those produced by the strategy developed.

**Keywords:** Cardiac images, Right atrium, Global similarity enhancement, Segmentation.

**E**n la actualidad reviste gran interés y relevancia las múltiples enfermedades vinculadas con el corazón. En particular, las enfermedades cardiovasculares (CVD), las cuales son un grupo de desórdenes del corazón y de los vasos sanguíneos. Las CVD son la principal causa de muerte a nivel mundial, cada año mueren más personas por CVD que por cualquier otra enfermedad<sup>1</sup>.

El monitoreo y la cuantificación de la función cardiovascular es muy importante en el diagnóstico y tratamiento de las enfermedades cardíacas, consideradas como la primera causa de muerte en el mundo<sup>2</sup>. Entre tales enfermedades se tiene la hipertensión pulmonar (PHT) la cual está vinculada con presiones medias elevadas (tanto para el pulmón como para la RA), disminución del índice cardíaco y disfunción tanto del ventrículo derecho (RV) y como de la RA<sup>3</sup>. Así mismo, enfermedades tales como el aumento de tamaño de las aurículas y la fibrilación auricular pueden ser abordadas usando procedimientos clínicos cuya planificación requiere modelos 3-D, usualmente, contruidos a partir de la segmentación de las aurículas<sup>4</sup>.

En el contexto clínico, la detección de ciertas enfermedades cardiovasculares (CVD) y el diagnóstico de la PHT pueden llevarse a cabo con el apoyo de exámenes especializados y/o técnicas de imagenología que, por ejemplo, permite a los cardiólogos extraer las estructuras más relevantes del corazón humano. Respecto a tales técnicas, es necesario indicar que existen diversas modalidades de imagenología para analizar la fisiología y/o anatomía de los órganos que conforman el cuerpo humano. Una de tales modalidades, que está siendo utilizada para el diagnóstico y monitoreo de la función cardiovascular, es la tomografía computarizada (CT). En este orden de ideas, los cardiólogos que consideran la CT deben analizar un número considerable de imágenes y, para ello, realizan un proceso de segmentación manual que permite identificar estructuras anatómicas cardíacas de interés. Entre las dificultades que exhibe la segmentación manual se pueden mencionar: a) Empleo de un tiempo excesivo para generar la estructura cardíaca de interés. b) Por ser un proceso operador dependiente, exige alto poder de concentración por parte del cardiólogo. c) Consideración de un número elevado de imágenes 2-D para generar la morfología de las cámaras cardíacas lo cual, lo convierte en un proceso muy engorroso. Además, la mayoría de métodos propuestos para la segmentación de estructuras cardíacas, reportados en la literatura, no han sido validados clínicamente. Por lo expresado, anteriormente, se puede afirmar que la segmentación de estructuras cardíacas es un problema abierto y muy desafiante debido, entre otras razones, a

que tales estructuras exhiben, de manera permanente, un movimiento altamente complejo. Además la realización de tales segmentaciones se hace aún más difícil debido a que las imágenes provenientes de un estudio clínico, generadas mediante cualquier modalidad imagenológica, poseen imperfecciones las cuales se transforman en serios problemas que afectan la calidad de la información presente en las imágenes 3D, particularmente, en imágenes de tomografía computarizada multicapa (MSCT) cardíacas<sup>4</sup>.

Por otra parte, el estado del arte relativo a la segmentación de estructuras cardíacas incluye numerosas publicaciones en las que se proponen metodologías para segmentar imágenes cardíacas y para extraer descriptores de la función cardíaca lo cual, ha contribuido a prolongar las fronteras del diagnóstico clínico de enfermedades cardiovasculares. Una síntesis de tales investigaciones se presenta a continuación.

En primer lugar, Zhuang et al.<sup>6</sup>, proponen un método automático, basado en técnicas de registro de tipo local afín y deformaciones libres dotadas de control adaptativo, para segmentar el corazón en imágenes de resonancia magnética (MRI) cardíaca. La técnica de registro ofrece la correspondencia de sub-estructuras anatómicas como las cuatro cámaras y los grandes vasos del corazón, mientras que las deformaciones libres afinan los detalles locales utilizando un esquema de optimización. Ellos validan el método propuesto considerando 37 volúmenes cardíacos correspondientes a la fase diastólica final. Tales volúmenes exhiben una amplia diversidad de morfología y anatomía patológica, y logran un error cuadrático medio de  $2.14 \pm 0.63\text{mm}$ . Además, ellos reportan un coeficiente de Dice promedio de 0.84, para la segmentación del ventrículo izquierdo (LV). Una de las características mejorables del enfoque presentado por estos investigadores es el elevado costo computacional por volumen, el cual supera las 2 horas. Este tiempo es típico en los procesos de segmentación basados en técnicas clásicas de registro.

Chen et al.<sup>7</sup>, proponen una técnica, basada en modelos de apariencia activa y level set, para segmentar la RA en imágenes de RMI. Estos autores no reportaron ninguna métrica que permita inferir la calidad de la técnica propuesta. En<sup>8</sup>, se propone una técnica automática para segmentar las aurículas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte (MSCT) cardíaca, utilizando atlas y técnicas de registro. El error promedio de correspondencia entre superficies fue de 0.43mm y de 0.18mm para la aurícula izquierda y derecha, respectivamente. Así mismo, Avendi et al.<sup>9</sup>, reportan un método para la segmentación de los 2 ventrículos, en imágenes de resonancia magnética cardíaca, utilizando una técnica automática basada en aprendizaje de máquina profundo, generando un coeficiente de Dice promedio de 0.81 para el ventrículo derecho. Por otra parte, este trabajo es una extensión de<sup>4</sup>. Los principales aportes son: a) Definición automática de una región de interés para aislar la RA. b) Segmentación automática

la RA. c) Evaluación de la robustez, ante la variabilidad intra- sujeto, de la técnica propuesta.

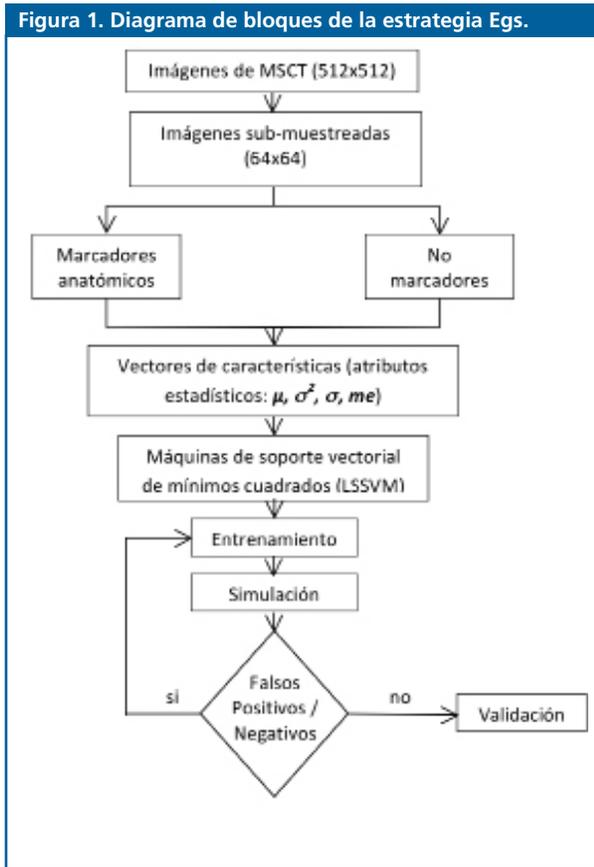
**Descripción de las bases de datos**

La base de datos (DB) utilizada fue suministrada por el Laboratoire de Traitement du Signal et de L'Image (LTSI) de la Université de Rennes I, en Francia, y está constituida por imágenes de MSCT cardiaca de un paciente. La DB posee 20 instantes que representan un ciclo cardiaco completo. Cada instante tiene 326 imágenes de resolución espacial 412x412 píxeles, muestreadas a 12 bits por píxel, con vóxeles de tamaño 0.488 mm x 0.488 mm x 0.393 mm.

Descripción de la estrategia utilizada para la segmentación de la aurícula derecha.

La Figura 1 muestra la estrategia propuesta para generar la morfología de la vena cava superior. Debido a que tal estrategia está basada en un tipo de realce por similitud<sup>7</sup> de tipo global, en el contexto del presente artículo, será utilizado el acrónimo Egs para hacer referencia a ella.

Figura 1. Diagrama de bloques de la estrategia Egs.



Para una explicación detallada de los fundamentos y aplicaciones de la técnica basada en realce por similitud se pueden consultar las referencias <sup>4, 10, 11 y 12</sup>. A continuación se describen las etapas que conforman la estrategia Egs.

**Etapas de pre-procesamiento**

- Fase de filtrado:

En la Figura 1, se ha destacado mediante un recuadro gris la fase de filtrado basada en realce por similitud global (GSE). Este tipo de realce se aplica, preliminarmente, sobre el instante de diástole final y consiste en:

a) Generar una imagen gradiente (I<sub>g</sub>) procesando cada imagen original (I<sub>o</sub>) con un filtro denominado magnitud del gradiente<sup>13</sup>. El papel de este filtro es detectar los bordes de las estructuras presentes en las imágenes.

b) Aplicar una función de similitud global considerando I<sub>o</sub> e I<sub>g</sub> para generar una imagen (I<sub>gs</sub>) cuyos niveles de gris se hacen coincidir con el valor absoluto de la resta aritmética de todos los niveles de gris de I<sub>o</sub> y de I<sub>g</sub>. De esta manera, el modelo matemático que rige la similitud global viene dado por la Ec. (1).

$$I_{gs} = |I_o - I_g| \quad (1)$$

La finalidad de la similitud global es realzar la información contenida dentro de las cavidades cardiacas.

c) Debido a que el filtro denominado magnitud del gradiente puede reforzar el ruido Poisson, presente en las imágenes de MSCT, se aplica a la imagen I<sub>gs</sub> un suavizado en este caso particular el filtro de mediana (MF)<sup>14</sup>.

- Fase de definición de una región de interés (ROI):

Considerando vistas coronales de las imágenes filtradas, un cardiólogo identifica, visualmente, 3 puntos de referencia dados por: la unión de la aurícula derecha con el ventrículo derecho (P1), la unión de la RA con la vena cava superior (P2), y el ápex del ventrículo derecho (P3). Para tales puntos se identifican las coordenadas manuales que establecen sin ambigüedad su ubicación espacial en cada imagen considerada. Luego se implementa, computacionalmente, una función de discriminación que permite aislar la aurícula derecha de otras estructuras anatómicas circundantes mediante la incorporación de dos planos denominados: a) Plano Tricúspide y b) Plano Cava.

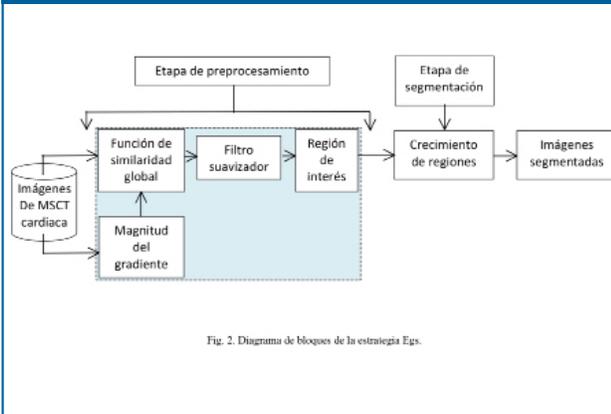
**Etapas de segmentación**

La ubicación de la semilla, para inicializar el crecimiento de regiones<sup>13</sup> (RG), se calcula usando máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados<sup>14</sup> (LSSVM), el proceso de la misma se muestra en la figura 2. Para aplicar el RG, a las imágenes pre-procesadas, se hicieron las siguientes consideraciones: a) A la vecindad inicial, que se construye a partir de la semilla, se le asigna forma cúbica cuyo lado depende de un escalar arbitrario r. El parámetro r requiere de un proceso de entonación. b) Como criterio pre-definido, se elige el modelado mediante la Ec. (2).

$$|I(x) - \mu| < m\sigma \quad (2)$$

siendo: I(x) la intensidad del vóxel semilla, μ y σ la media aritmética y la desviación estándar de los niveles de gris de la vecindad inicial y m un parámetro que requiere entonación.

Figura 2. Diagrama sintético de la operatividad de las LSSVM



Etapa de entonación de parámetros: obtención de parámetros óptimos

Esta etapa permite la obtención de los parámetros óptimos que garantizan un buen desempeño de la estrategia propuesta. Para ello, se modifican los parámetros asociados con la técnica que se desee entonar recorriendo, sistemáticamente, los valores pertenecientes a ciertos rangos tal y como se describen a continuación:

- a) Para entonar el filtro de mediana se hace coincidir el parámetro denominado tamaño de la vecindad 3D, requerido por este filtro, con los valores: 3x3x3, 4x4x4, 7x7x7 y 9x9x9. Estos tamaños se eligen tomando como criterio un enfoque isotrópico y en atención al hecho, comprobado experimentalmente, que vecindades más pequeñas no tienen efectos perceptibles sobre la imagen; mientras que tamaños superiores pueden, teóricamente, producir un deterioro importante de los bordes que delimitan las estructuras anatómicas de interés.
- b) Los parámetros de las LSSVM,  $g$  y  $\sigma^2$ , se entonan suponiendo que la función de costo es convexa y desarrollando ensayos heurísticos.
  - Durante la entonación de los parámetros del RG, cada una de las segmentaciones de la válvula pulmonar correspondientes al instante diástole final se compara, usando el coeficiente de Dice<sup>16</sup> ( $D_c$ ), con la segmentación manual de la SVC, generada por un cardiólogo. Los valores óptimos para los parámetros del RG ( $r$  y  $m$ ), se hacen coincidir con aquel experimento que genera el valor más alto para el  $D_c$ .
  - El  $D_c$  es una métrica que permite comparar segmentaciones de una misma imagen 3D obtenida por diversas metodologías<sup>4</sup>. En el contexto cardiaco, usualmente, el  $D_c$  es considerado para establecer que tan similares son, espacialmente, la segmentación manual (RD) y la segmentación automática (RP) que genera la morfología de cualquier estructura cardiaca. Adicionalmente, el  $D_c$  es máximo cuando se alcanza un perfecto solapamiento

entre RD y RP pero es mínimo cuando RD y RP no se solapan en absoluto. Además, los valores esperados para el  $D_c$  son números reales comprendidos entre 0 (mínimo) y 1 (máximo). Entre más cercano a 1 se encuentre el valor del  $D_c$ , mejor será el desempeño del procedimiento que no es manual<sup>4</sup>. El modelo matemático que define el  $D_c$ , viene dado por la Ec. (3).

$$D_c = \frac{2|RD \cap RP|}{|RD| + |RP|} \quad (3)$$

En este punto, es necesario enfatizar que:

- En el contexto del presente trabajo, el proceso de entonación para un filtro particular se detiene cuando se identifican los valores de sus parámetros, asociados con la segmentación que genera el  $D_c$  de mayor valor. Es decir, la obtención de parámetros óptimos para los filtros se hace de manera indirecta.
- Una vez que se identifican los parámetros óptimos de cada filtro se puede establecer cuál fue el filtro suavizador que generó los mejores resultados y así establecer, formalmente, una estrategia Egs que se aplica, con parámetros fijos optimizados, a los 19 instantes restantes del ciclo cardiaco. La segmentación de la válvula pulmonar considerando todos los instantes del mencionado ciclo constituye lo cual se reporta en la literatura como desempeño o validación intra-sujeto.

## Resultados

Los parámetros óptimos que se obtuvieron para  $r$  y  $m$  fueron 3 y 2.8, respectivamente, y corresponden a un  $D_c$  máximo de 0.84. Tales valores, permitieron generar un cubo de lado 2.8 píxeles y realizar la segmentación de la RA, considerando 3 veces la desviación estándar de la imagen. Luego, al analizar cuál de las imágenes pre-procesadas correspondía a los parámetros óptimos del RG, se identificó que la imagen pre-procesada con el filtro de mediana con tamaño de vecindad (7x7x7) fue la que correspondía a tales parámetros. Además, para las LSSVM entrenadas se obtuvieron como parámetros óptimos, para  $g$  y  $\sigma^2$ , los valores de 4.0 y 2.40, respectivamente. Seguidamente, se presentan los resultados cualitativos correspondientes a las etapas de preprocesamiento y segmentación provenientes de la secuencia que generó el mejor coeficiente de Dice, es decir, la combinación: GSE + MF + ROI + RG. La figura 3, muestra una vista 2-D del instante de diástole final original y filtrado con la secuencia GSE + MF.

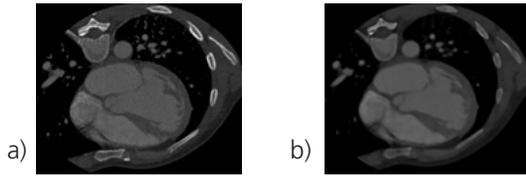


Figura 3. Vista axial de una imagen a) Original. b) Filtrada con relace por similitud global (GSE) + Filtro de Mediana (MF) con tamaño de vecindad 7x7x7.

En la figura 3.b se observa una minimización del problema de ruido, una definición apropiada de las estructuras que conforman el corazón y el establecimiento de una ROI que facilita la segmentación de la RA.

La figura 4, muestra una vista 2D del instante de diástole final filtrado en el que se ha definido una región de interés, es decir, esa figura representa una imagen pre-procesada en la cual se aprecia un aislamiento adecuado de la aurícula derecha lo cual facilita su segmentación.

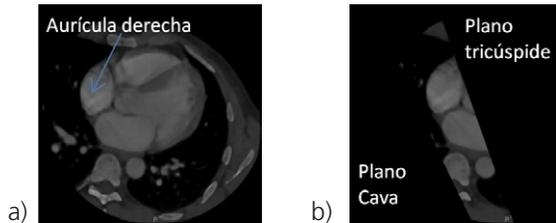


Figura 4. a) Imagen filtrada. b) Región de interés.

Adicionalmente, las segmentaciones tridimensionales de la RA se muestran mediante la secuencia de imágenes pertenecientes a la figura 4. Además, el coeficiente de Dice promedio obtenido para los 20 instantes del ciclo cardiaco completo fue de  $0.83 \pm 3.76$ , lo cual demuestra una excelente correlación con las segmentaciones manuales disponibles.

Figura 4. Segmentaciones 3D correspondientes a las 20 bases de datos segmentadas.

Como se aprecia, en la figura 4, se obtuvo una adecuada representación 3D de la morfología de la aurícula derecha a lo largo de todo el ciclo cardiaco.



Figura 5

Conclusiones

Se ha presentado la estrategia Egs cuya entonación permite una segmentación precisa del RA. La Egs puede ser aplicada, con parámetros fijos en futuras investigaciones, para la segmentación de las válvulas y arterias.

En el corto plazo, se tiene previsto realizar una validación intra e inter sujeto, considerando un número importante de bases de datos, para establecer la robustez de la Egs entonada. Tales validaciones permiten extraer la morfología de las estructuras vinculadas con el corazón derecho.

Referencias

1. World Health Organization. Global status report on non communicable diseases. Tech. Rep. 2010. Geneva: WHO Library;2011.
2. Allender S, Scarborough P, Peto V, Rayner M, Leal J, Luengo-Fernandez R, Gray A. European cardiovascular disease statistics. Brussels:European Heart Network;2008.
3. Tazar J, Álvarez M. Quantification of Right Ventricular Function in Pulmonary Hypertension. Revista de la Federación Argentina de Cardiología. 2012;41(2):89-94.
4. Galiè N, Hoeper MM, Humbert M, Torbicki A, Vachiery JL, Barbera JA, et al. Guidelines for the diagnosis and treatment of pulmonary hypertension. European heart journal. 2009;30(20):2493-2537.
5. Vera M. Segmentación de estructuras cardiacas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte [Tesis doctoral]. Mérida-Venezuela: Universidad de los Andes, 2014.
6. Zhuang X, Rhode KS, Razavi RS, Hawkes DJ, Ourselin S. A Registration-Based Propagation Framework for Automatic Whole Heart Segmentation of Cardiac MRI. IEEE transactions on medical imaging. 2010;29(9):1612-25.
7. Chen S, Kohlberger T, Kirchberg KJ. Advanced level set segmentation of the right atrium in MR. In: Wong KH, Holmes DR, editors. Proceedings of the SPIE The International Society for Optical Engineering, Volume 7964. Lake Buena Vista: 2011: 89-92.

8. Neher P, Barschdorf H, Dries S, Weber FM, Krueger MW, Dössel O, Lorenz C. Automatic segmentation of cardiac CTs-personalized atrial models augmented with electrophysiological structures. In: Metaxas DN, Axel L, editors. *Functional Imaging and Modeling of the Heart*. Berlin:Springer; 2011:80-87.
9. Carneiro G, Nascimento JC, Freitas A. The segmentation of the left ventricle of the heart from ultrasound data using deep learning architectures and derivative-based search methods. *IEEE Transactions on Image Processing* 2012;21(3):968-82.
10. Vera M, Bravo A, Garreau M, Medina R. Similarity enhancement for automatic segmentation of cardiac structures in computed tomography volumes. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 2011:8094-97.
11. Vera M, Bravo A, Medina R. Improving Ventricle Detection in 3-D Cardiac Multislice Computerized Tomography Images. In: Richard P, Braz J. *Theory and Applications, Communications in Computer and Information Science*. Berlin:Springer;2011:170-83.
12. Bravo A, Vera M, Garreau M, Medina R. Three-dimensional segmentation of ventricular heart chambers from multi-slice computerized tomography: An hybrid approach. In: Cherifi H, Zain JM, El-Qawasmeh E. *Digital Information and Communication Technology and Its Applications*. Berlin:Springer;2011:287-301.
13. Passarielo G, Mora F. *Imágenes Médicas, Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación*. Venezuela:Equinoccio Universidad Simón Bolívar;1995.
14. Fischer M, Paredes JL, Arce GR. Weighted median image sharpeners for the world wide web. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2002;11(7):717-27.
15. Suykens JA, Vandewalle J. Least squares support vector machine classifiers. *Neural processing letters*. 1999;9(3):293-300.
16. Dice, LR. Measures of the amount of ecologic association between species. *Ecology*. 1945;26(3):297-302.

Manuel Velasco (Venezuela) **Editor en Jefe** - Felipe Alberto Espino Comercialización y Producción

Reg Registrada en los siguientes índices y bases de datos:

**SCOPUS**, EMBASE, Compendex, GEOBASE, EMBiology, Elsevier BIOBASE, FLUIDEX, World Textiles,

**OPEN JOURNAL SYSTEMS (OJS)**, REDALYC (Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal),

LATINDEX (Sistema Regional de Información en Línea para Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal)

LIVECS (Literatura Venezolana para la Ciencias de la Salud), LILACS (Literatura Latinoamericana y del Caribe en Ciencias de la Salud)

PERIÓDICA (Índices de Revistas Latinoamericanas en Ciencias), REVENCYT (Índice y Biblioteca Electrónica de Revistas Venezolanas de Ciencias y Tecnología)

SCIELO (Scientific Electronic Library Online), SABER UCV, DRJI (Directory of Research Journal Indexing)

CLaCaLIA (Conocimiento Latinoamericano y Caribeño de Libre Acceso), EBSCO Publishing, PROQUEST.



Esta Revista se publica bajo el auspicio del  
Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico  
Universidad Central de Venezuela.

