

# Segmentación automática de la arteria aorta torácica en imágenes de tomografía computarizada cardiaca

Automatic segmentation of the thoracic aorta in cardiac computed tomography images

110

Miguel Vera, MgSc, PhD<sup>1,2\*</sup>, Yoleidy Huérfano, MgSc<sup>1</sup>, Julio Contreras, MgSc<sup>2</sup>, María Vera, BSc<sup>1</sup>, Atilio Del Mar<sup>3</sup>, José Chacón, MgSc, PhD<sup>2</sup>, Sandra Wilches-Durán, MgSc<sup>2</sup>, Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD<sup>2</sup>, Daniela Riaño-Wilches, BSc<sup>4</sup>, Joselyn Rojas, MD, MSc<sup>5</sup>, Valmore Bermúdez, MD, MSc, MPH, PhD<sup>6</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. Autor responsable de correspondencia: 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>Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

<sup>5</sup>Pulmonary and Critical Care Medicine Department, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, USA 02115.

<sup>6</sup>Centro de Investigaciones Endocrino-Metabólicas "Dr. Félix Gómez" Facultad de Medicina, Universidad del Zulia, Venezuela.

## Resumen

**E**l artículo propone una técnica para la segmentación automática de la arteria aorta torácica (TAA), denominada también aorta externa descendente, en 10 imágenes cardiacas tridimensionales (3-D) de tomografía computarizada multi-corte, pertenecientes a un mismo sujeto. La mencionada técnica consta de las etapas de filtrado y segmentación. La etapa de filtrado, denominada realce por similitud global, se utiliza con el propósito de minimizar tanto el ruido Poisson como el impacto del artefacto escalera en la calidad de las imágenes. Este tipo de realce consiste en la aplicación de un banco de filtros, suavizadores y un detector de bordes, cuya finalidad es generar una imagen en la cual se agrupa la información de las estructuras anatómicas, que conforman las imágenes originales. Por otra parte, para generar la morfología 3-D de la TAA, se aplica una etapa de segmentación la cual considera las imágenes filtradas y un algoritmo de agrupamiento basado en crecimiento de regiones. La estrategia propuesta genera las segmentaciones 3-D de la TAA en todas las imágenes que conforman el ciclo cardiaco completo del sujeto considerado. Para cuantificar el desempeño de la referida técnica se consideró el coeficiente de Dice obteniéndose una buena correlación entre las segmentaciones automáticas y las manuales generadas por un cardiólogo. Las segmentaciones generadas automáticamente pueden ser útiles en la detección de ciertas patologías que afectan tanto la arteria aorta como estructuras anatómicas, asociadas con ella, tales como la válvula aorta y el ventrículo izquierdo.

**Palabras clave:** Arteria aorta externa descendente, Tomografía computarizada, Realce por similitud global, Segmentación

## Abstract

**T**he article proposes a technique for automatic segmentation of the thoracic aorta (TAA), also called the descending external aorta, in 10 three-dimensional (3-D) cardiac images of multi-cut computed tomography, belonging to the same subject. The mentioned technique consists of the stages of filtering and segmentation. The filtering step, called global similarity enhancement, is used to minimize both Poisson noise and the impact of the ladder artifact on image quality. This type of enhancement consists in the application of a bank of filters, softeners and a border detector, whose purpose is to generate an image in which the information of the anatomical structures that make up the original images are grouped together. On the other hand, to generate the 3-D morphology of the TAA, a segmentation stage is applied which considers the filtered images and a clustering algorithm based on regions growth. The proposed strategy generates the 3-D segmentations of TAA in all the images that make up the complete cardiac cycle of the subject considered. In order to quantify the performance of the referred technique, the Dice coefficient was considered, obtaining a good correlation between the automatic segmentations and the manual ones generated by a cardiologist. Automatically generated segmentations may be helpful in detecting certain pathologies that affect both the aorta and anatomical structures associated with it, such as the aorta and left ventricle.

**Keywords:** Aortic descending external artery, Computed tomography, Global similarity enhancement, Segmentation

**E**l corazón está conformado por dos partes anatómicas. La parte derecha, relacionada con la sangre venosa, y la parte izquierda, relacionada con la sangre arterial. Estas mitades se dividen en otras dos, situadas una encima de otra: la cavidad superior llamada aurícula y la cavidad inferior denominada ventrículo. Cada aurícula está conectada con el ventrículo correspondiente a través de una válvula<sup>1</sup>. Además, la válvula aórtica y la arteria aorta sirven de canal para que la sangre oxigenada, proveniente del ventrículo izquierdo (LV) se distribuya a diversas partes del cuerpo humano.

La aorta es la arteria de mayor calibre del cuerpo y tiene su origen en la válvula aortica, en la salida del LV. La mencionada arteria se sitúa en la región anterior del tórax, inmediatamente detrás del esternón, y se denomina aorta ascendente. Después realiza una curvatura en forma de semicircunferencia (cayado aórtico) y se localiza en la región posterior del tórax (aorta torácica), justo a la izquierda de la columna vertebral<sup>2</sup>.

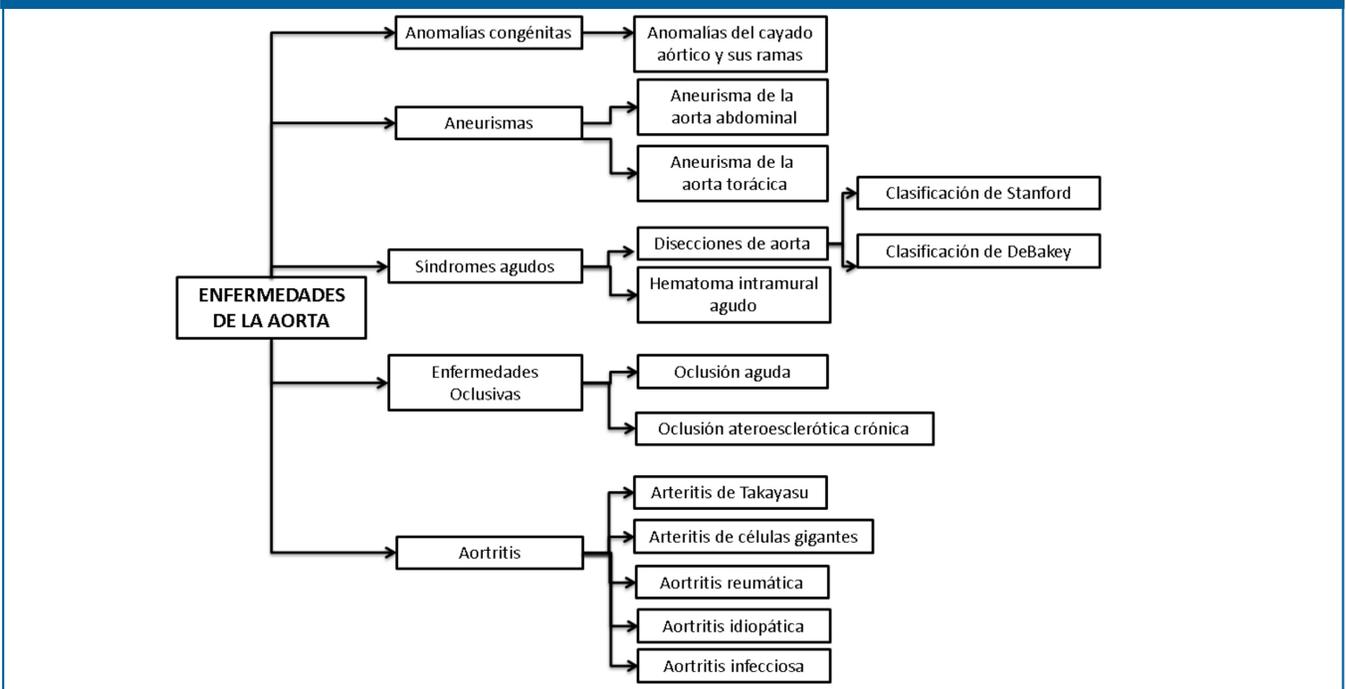
Por otra parte, la aorta puede experimentar una serie de enfermedades<sup>3,4,5</sup> sintetizadas, en el presente trabajo, mediante la Figura 1.

Como se observa en la Figura 1, la arteria aorta puede sufrir una variedad de patologías que hace de la caracterización de tal arteria un hecho relevante en el contexto clínico. A manera de ejemplo, con la extensión retrógrada de un aneurisma disecante torácico a la válvula aórtica se puede provocar insuficiencia valvular aguda o rotura supra-perivalvular<sup>5</sup>.

Adicionalmente, realizar segmentaciones vinculadas con la TAA es una tarea compleja debido a que las imágenes, provenientes de cualquier estudio imagenológico, poseen imperfecciones las cuales se transforman en problemas que afectan la calidad de la información presente en las imágenes cardiacas. Particularmente, en imágenes cardiacas de tomografía computarizada multicapa (MSCT), tales problemas están vinculados con ruido Poisson, artefacto escalera y bajo contraste entre las estructuras del corazón<sup>6</sup>.

Una síntesis de las investigaciones orientadas hacia la segmentación de la arteria aorta se presentan en el Cuadro 1.

Figura 1. Síntesis de las enfermedades que experimenta la arteria aorta



Cuadro 1. Investigaciones orientadas hacia la segmentación de la arteria aorta

Autores	Descripción del estudio
Kurogol <i>et al.</i> [7]	Segmentan, en el espacio tridimensional, la aorta utilizando una técnica que incluye transformada de Hough y el método de level set considerando 45 imágenes 3-D de MSCT. Ellos reportan un error promedio, de correspondencia punto a punto, de $0.52 \pm 0.10$ mm lo cual muestra la excelente correlación entre las segmentaciones generadas por la técnica propuesta y las manuales generadas por un cardiólogo.
Avila <i>et al.</i> [8]	Presentan un enfoque bidimensional, basado en programación dinámica, para la segmentación de la TAA en imágenes no contrastadas de MSCT. Tal segmentación se realiza con el propósito de detectar la calcificación de la aorta. Estos autores no mencionan ninguna métrica que permita inferir el nivel de desempeño del enfoque presentado.
Kurogol <i>et al.</i> [9]	Proponen una metodología computacional 3-D que explota la robustez del level set y técnicas de umbralización para caracterizar la morfología de la aorta e identificar la presencia de acumulaciones de calcio en 2500 imágenes de CT. La referida metodología genera un coeficiente de Dice promedio de $0.92 \pm 0.01$ indicando una altísima correspondencia entre las segmentaciones manuales y automáticas.

## 2.1. Descripción de las bases de datos

La base de datos (DB) utilizada fue suministrada por el Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBIDSA), San Cristóbal, Venezuela, y está constituida por imágenes de MSCT cardiaca de un paciente. La DB posee 10 instantes que representan un ciclo cardiaco completo. Cada instante tiene 324 imágenes de resolución espacial 512x512 píxeles, muestreadas a 12 bits por píxel, con vóxeles de tamaño 0.4297 mm x 0.4297 mm x 0.4000 mm. También se cuenta con las segmentaciones manuales del ciclo cardiaco completo, generadas por un cardiólogo, las cuales representan los ground truth de la TAA que servirán como referencia para validar los resultados.

## 2.2. Descripción de la estrategia propuesta para la segmentación de la aorta torácica

La Figura 2 muestra la estrategia propuesta para generar la morfología de la TAA. Debido a que tal estrategia está basada en un tipo de realce por similaridad global, en el presente artículo, será utilizado el acrónimo Egs para hacer referencia a ella.

Es importante señalar que, en el contexto de Egs, las técnicas que conforman las etapas de filtrado y segmentación se implementaron considerando las siguientes herramientas de software: Lenguaje C++<sup>10</sup>, Matlab<sup>11</sup>, Insight toolkit (ITK)<sup>12</sup>, y Visualization toolkit (VTK)<sup>13</sup>.

### Etapa de filtrado

En la Figura 2, se ha destacado mediante un recuadro azul la etapa de filtrado basada en realce por similaridad global (GSE). Este tipo de realce se aplica, preliminarmente, sobre el instante de diástole final y consiste en:

- Generar una imagen gradiente (Igm): A cada imagen original (I<sub>o</sub>) se le aplica un filtro basado en el cálculo de la magnitud del gradiente<sup>14</sup>. El papel de este filtro es detectar los bordes de las estructuras presentes en las imágenes. La magnitud del gradiente se utiliza ampliamente en el análisis de imágenes, principalmente, para identificar los contornos de objetos y la separación de regiones homogéneas. La detección de bordes es la detección de discontinuidades significativas en el nivel de gris o color de una imagen<sup>14</sup>. Esta técnica calcula la magnitud del gradiente

usando las primeras derivadas parciales direccionales de una imagen. El modelo matemático 3-D clásico, para obtener una imagen filtrada por magnitud del gradiente se presenta mediante la Ecuación 1.

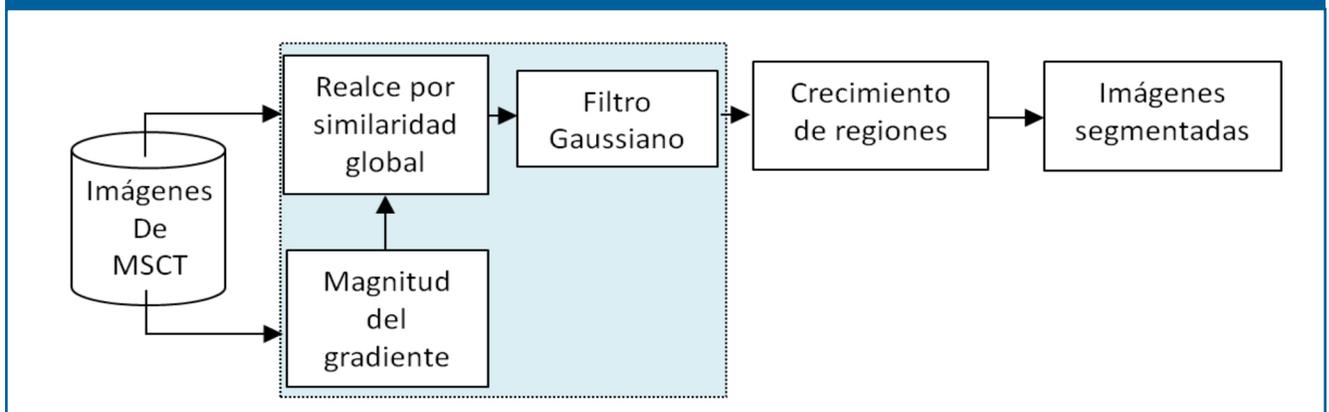
$$I_{GM} = \sqrt{\left(\frac{\partial I}{\partial i}\right)^2 + \left(\frac{\partial I}{\partial j}\right)^2 + \left(\frac{\partial I}{\partial k}\right)^2}$$

donde: i, j, k representa las direcciones espaciales en las que se calcula el gradiente.

En la práctica, la magnitud del gradiente de la imagen en cada posición del vóxel, objeto de estudio, se calcula utilizando un enfoque basado en diferencias finitas. Teóricamente, el filtro de magnitud del gradiente basado en los valores de intensidad es muy susceptible al ruido<sup>14</sup>, por ello, se recomienda filtrar la imagen inicialmente para mejorar el rendimiento del detector con respecto al ruido.

- Aplicar una función de similaridad global: Los volúmenes de entrada de esta función son las imágenes Igm e I<sub>o</sub>. La finalidad de la similaridad global es abordar el problema de los artefactos. Para ello, se considera la información proveniente de los niveles de gris de vóxeles vecinos, del vóxel actual, en los volúmenes de entrada. La mencionada función produce una imagen de similaridad global (Igs) la cual se calcula mediante el valor absoluto de la resta aritmética de los vóxeles correspondientes a Igm e I<sub>o</sub><sup>6</sup>. El tamaño óptimo de la vecindad 3-D para cada uno de los filtros fue obtenido de manera heurística como se explica en la sección denominada etapa de entonación de parámetros.
- Obtener una imagen gaussiana (I<sub>g</sub>): Para producir este tipo de imagen se utiliza un filtro gaussiano cuya función es abordar el problema del ruido. El filtro gaussiano está caracterizado como una técnica espacial lineal que se ha utilizado clásicamente para minimizar el ruido presente en imágenes. Existe una relación entre la cantidad de ruido que se atenúa mediante la aplicación de este filtro y el desenfoque de la imagen<sup>6</sup>. Este tipo de filtro emplea una distribución gaussiana discreta la cual puede expresarse mediante una máscara o kernel gaussiano, de tamaño ar-

Figura 2. Diagrama de bloques de la estrategia Egs



bitrario. Si se pretende suavizar, por ejemplo, una imagen 3-D los escalares que conforman el referido kernel pueden obtenerse de acuerdo con la Ecuación 2.

$$G(i, j, k) = \frac{1}{(\sqrt{2\pi})^3 \sigma_i \sigma_j \sigma_k} e^{-\left(\frac{i^2}{2\sigma_i^2} + \frac{j^2}{2\sigma_j^2} + \frac{k^2}{2\sigma_k^2}\right)} \quad (2)$$

Siendo:  $0 \leq i, j, k \leq (n - 1)$ ,  $n$  el tamaño del kernel gaussiano,  $\sigma_i$ ,  $\sigma_j$  y  $\sigma_k$  las desviaciones estándar para cada dimensión espacial.

En la práctica, en el presente trabajo, el filtrado gaussiano se implementa mediante la convolución de la imagen Igs con el referido kernel gaussiano<sup>6</sup>. Los parámetros de este filtro son: la desviación estándar de cada una de las dimensiones espaciales y el radio ( $r$ ) que define el tamaño ( $n$ ) de la máscara, dado por la Ecuación 3.

$$n = 2r + 1, \quad (3)$$

Siendo  $r$  un escalar arbitrario.

### Etapa de segmentación

A fin de obtener la segmentación de la TAA a las imágenes filtradas les fue aplicado un algoritmo, basado en técnicas de agrupamiento, que considera un enfoque basado en crecimiento de regiones<sup>15</sup>. El crecimiento de regiones (RG) es una técnica que permite extraer de una imagen regiones que son conectadas de acuerdo a un criterio predefinido. El RG requiere de un vóxel semilla que puede ser seleccionado manual o automáticamente, de forma que se pueda extraer todos los vóxeles conectados a la semilla<sup>16</sup>. En este artículo, la mencionada semilla es detectada mediante el uso de una LSSVM siguiendo un procedimiento que se describe posteriormente. Adicionalmente, para efectos del presente trabajo, se consideró como criterio predefinido el dado por la Ecuación 4.

$$|I(x,y,z) - \mu| > m \cdot \sigma \quad (4)$$

Siendo:  $I(x,y,z)$  el nivel de gris del vóxel objeto de estudio,  $\mu$  y  $\sigma$  la media aritmética y la desviación estándar de los niveles de gris de la vecindad (de tamaño arbitrario  $r$ ), seleccionada alrededor del vóxel semilla y  $m$  un número natural arbitrario.

Como se aprecia, el desempeño del RG depende, operativamente, de 2 parámetros. Ellos son: aquel que controla el tamaño de la vecindad inicial ( $r$ ) y el parámetro  $m$  que controla la amplitud del rango de intensidades considerado para aceptar o rechazar un vóxel en una región. Tales parámetros deben someterse a un proceso de entonación<sup>16</sup>.

### Selección de la semilla para el RG

En el contexto de la estrategia Egs, considerando las imágenes filtradas, la selección de la semilla para inicializar el RG se basa en los siguientes aspectos:

i) Se aplica una técnica de reducción de tamaño, basada en transformada wavelet<sup>17</sup>, cuyo parámetro se hace coincidir con el factor de reducción óptimo, obtenido en<sup>6</sup>. Esto permite generar imágenes sub-muestreadas de 64x64 píxeles a partir de imágenes filtradas de 512x512, es decir, el mencionado factor fue de 8.

ii) Sobre las imágenes sub-muestreadas un cardiólogo selecciona las coordenadas manuales que establecen sin ambigüedad la ubicación espacial, en cada imagen considerada, del centroide de la TAA. A este centroide se le asigna la etiqueta P1.

iii) Se implementa una LSSVM para reconocer y detectar a P1. Para ello se desarrollan los procesos de:

a) Entrenamiento. Se selecciona como conjunto de entrenamiento vecindades circulares de radio 20 píxeles, trazadas manualmente por un cardiólogo, que contienen tanto a P1 (marcadores), como regiones que no contienen a P1 (no marcadores). Para los marcadores el centro de sus respectivas vecindades coincide con las coordenadas manuales de P1, establecidas anteriormente. Tales vecindades son construidas sobre la vista axial de una imagen sub-muestreada de 64x64 píxeles para P1. La principal razón por la cual se elige una única imagen, por cada punto de referencia, es porque se desea generar una LSSVM con alto grado de selectividad, que detecte sólo aquellos píxeles que posean un alto grado de correlación con el patrón de entrenamiento.

Luego, cada vecindad es vectorizada y, considerando sus niveles de gris, se calculan los atributos: media ( $\mu$ ), varianza ( $\sigma^2$ ), desviación estándar ( $\sigma$ ) y mediana ( $me$ ). Así, tanto los marcadores como los no marcadores se describen mediante vectores ( $V_a$ ) de atributos estadísticos, dado por:  $V_a = [\mu, \sigma^2, \sigma, me]$ .

Adicionalmente, la LSSVM es entrenada considerando como patrón de entrenamiento los vectores  $V_a$  y entonando los valores de los parámetros que controlan su desempeño,  $\mu$  y  $\sigma^2$ . Este enfoque, basado en atributos, permite que la LSSVM realice su trabajo con mayor eficiencia, que cuando se utiliza el enfoque basado en vectores de mayor tamaño, que sólo considera el nivel de gris de los elementos de una imagen.

El conjunto de entrenamiento se construye con una relación de 1:10, lo cual significa que por cada marcador se incluyen 10 no marcadores. La etiqueta +1 se asigna a la clase conformada por los marcadores; mientras la etiqueta -1 se asigna a la clase de los no marcadores, es decir, el trabajo de entrenamiento se hace con base en una LSSVM binaria.

Durante el entrenamiento, se genera un clasificador dotado de una frontera de decisión para detectar los patrones de entrada a la LSSVM como marcadores ó no marcadores. Posteriormente, debido a la presencia de falsos positivos y negativos, se aplica un proceso que permite incorporar al conjunto de entrenamiento los patrones que la LSSVM clasifica, inicialmente, de manera inapropiada. En este sentido, se consideró, un toolbox denominado LS-SVMLAB y la aplicación Matlab para implementar un clasificador LSSVM basado en un kernel gaussiano de base radial con parámetros  $\sigma^2$  y  $g$ .

b) Validación: Las LSSVM entrenadas se utilizan para detectar a P1, en imágenes no usadas durante el entrenamiento. Para ello, una LSSVM entrenada empieza a buscar a P1 desde la imagen que representa la mitad de la base de datos (ecuador del corazón) hasta la última imagen que conforma dicha base.

El proceso de validación efectuado con LSSVM permite identificar, automáticamente, las coordenadas para P1 las

cuales son multiplicadas por un factor de 8 unidades, a fin de poder ubicarlas, en las imágenes de tamaño original obteniéndose de esta forma la mencionada semilla.

### 2.3. 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 describe a continuación:

a) Para entonar el filtro gaussiano se debe considerar un parámetro identificado como desviación estándar ( $\sigma$ ). En el contexto del presente trabajo, se hace uso de un enfoque isotrópico que asigna el mismo valor de desviación a cada una de las direcciones en las que se aplica el filtro gaussiano y se considera como  $\sigma$  el valor de la desviación estándar de la imagen original. El otro parámetro del filtro gaussiano, vinculado con el tamaño de la vecindad se fijó en  $3 \times 3 \times 3$ , debido a que ese fue el tamaño de vecindad óptimo, para este filtro, reportado en<sup>6</sup>.

b) Los parámetros de las LSSVM,  $g$  y  $\sigma^2$

, se entonan suponiendo que la función de costo es convexa y desarrollando ensayos basados en los siguientes pasos: 1. Para entonar el parámetro  $g$  se fija arbitrariamente el valor de  $\sigma^2$  y se asignan, sistemáticamente, valores al parámetro  $g$ . El valor de  $\sigma^2$  se fija inicialmente en 25. Ahora, se varía  $g$  considerando el rango  $[0, 100]$  y un tamaño de paso de 0.25; 2. Un proceso análogo se aplica para entonar el parámetro  $\sigma^2$ , es decir, se le asigna a  $g$  el valor óptimo obtenido en el paso anterior y, se considera un tamaño de paso de 0.25 para asignarle a  $\sigma^2$  el rango de valores contenidos en el intervalo  $[0, 50]$ ; 3. Los parámetros óptimos de las LSSVM son aquellos valores de  $g$  y  $\sigma^2$  que corresponden al error relativo porcentual mínimo, calculado considerando las coordenadas manuales y automáticas de los puntos de referencia. Éstas últimas coordenadas son generadas por la LSSVM.

c) Durante la entonación de los parámetros del RG, cada una de las segmentaciones automáticas de la aurícula izquierda correspondiente al instante diástole final se compara, usando el coeficiente de Dice ( $D_c$ )<sup>18</sup>, con la segmentación manual de la LA 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  $D_c$ . Para  $r$  y  $m$  se considera el rango de valores establecido en<sup>236</sup>, para aplicaciones prácticas que consideran imágenes médicas. En este sentido,  $m$  toma valores que pertenecen a los números reales comprendidos entre 0 y 10, mientras que  $r$  considera valores enteros entre 1 y 20.

El  $D_c$  es una métrica que permite comparar segmentaciones de una misma imagen 3-D obtenida por diversas metodologías. En el contexto cardíaco, usualmente, el  $D_c$  es considerado para establecer que tan similares son, especialmente, la segmentación manual (RD) y la segmentación automática (RP) que genera la morfología de cualquier estructura cardia-

ca. 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. El modelo matemático que define el  $D_c$ , viene dado por la Ecuación 5.

$$D_c = \frac{2|RD \cap RP|}{|RD| + |RP|} \quad (5)$$

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.

## Resultados

### 3.1. Resultados cuantitativos

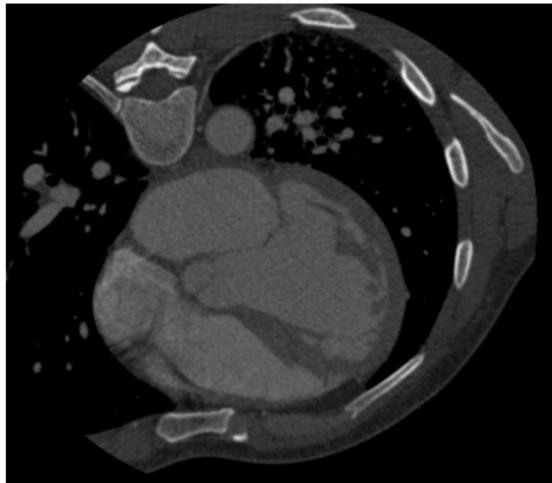
Respecto a las LSSVM entrenadas se obtuvieron, como parámetros óptimos para  $g$  y  $\sigma^2$  los valores 1.25 y 0.50, respectivamente. Estos valores están asociados con un error relativo porcentual mínimo de 1.46%. Los parámetros óptimos del crecimiento de regiones fueron:  $m = 6.0$  y  $r = 2$  y corresponden a un  $D_c$  máximo de 0.9361.

### 3.2 Resultados cualitativos

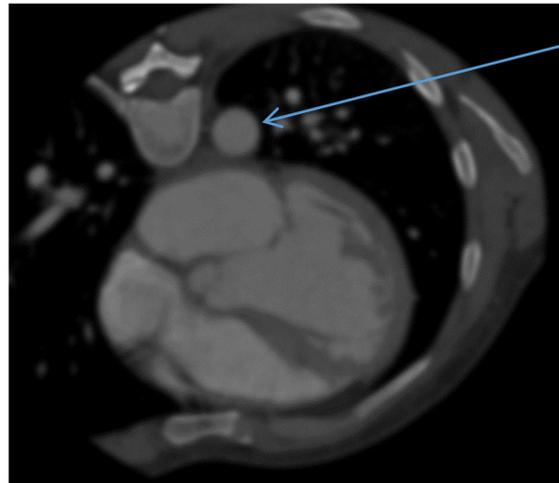
La Figura 3, presenta una vista 2-D (axial) relativa a: a) Imagen original. b) Imagen filtrada, en la cual se ha identificado la arteria aorta torácica. En esta figura, se observa una importante disminución del ruido y un agrupamiento adecuado de las estructuras anatómicas presentes en la imagen. Por otra parte, la Figura 4 muestra la vista 3-D de los 10 instantes que conforman el ciclo cardíaco completo del paciente considerado (validación intra-sujeto).

En la figura 4, se aprecia una buena representación de la TAA para la cual se obtuvo un  $D_c$  promedio de  $0.9154 \pm 0.2751$ . Este valor para el coeficiente de Dice expresa una adecuada correlación entre las segmentaciones manuales, generadas por un cardiólogo, y las automáticas producidas por la técnica propuesta en la presente investigación.

Figura 3. Vista 2D axial para: a) Imagen original. b) Imagen filtrada



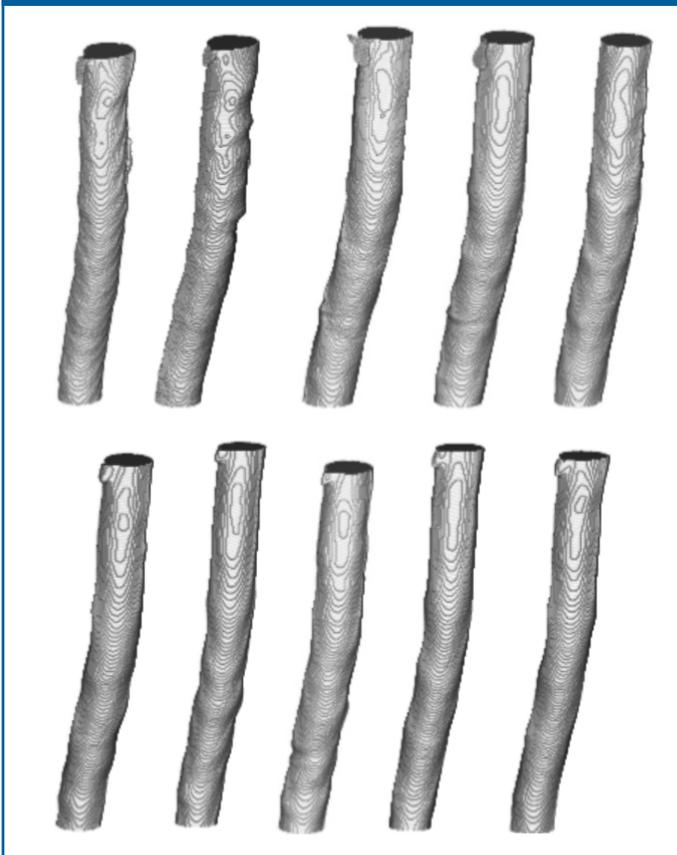
a)



Aorta  
torácica

b)

Figura 4. Representación 3-D de las segmentaciones de la aorta torácica correspondiente a un ciclo cardiaco completo



### Conclusiones

**S**e ha presentado la estrategia Egs cuya entonación permite una segmentación adecuada de la arteria aorta torácica y que además permite generar un Dc promedio elevado. En un corto plazo, se tiene previsto realizar una validación inter-sujeto, considerando un número importante de bases de datos, para establecer la robustez de la Egs. Las segmentaciones obtenidas, automáticamente, pueden ser útiles para determinar si el paciente sufre o no enfermedades tales como aneurismas, aterosclerosis, arteriosclerosis y/o estenosis. Además, la segmentación 3-D de la TAA, mediante la aplicación de Egs, puede ser considerada para el diseño de modelos 3-D que permitan la planificación de cirugías y/o procesos terapéuticos asociados con las enfermedades que afectan la mencionada arteria.

### Referencias

1. Latarjet M, Ruíz A. Anatomía Humana. Volumen 2. Argentina: Panamericana; 1983.
2. Barrett K, Brown S, Biotano S, Brooks H. Fisiología Médica. New York: MacGraw-Hill; 1986.
3. Griep R, Ergin M, Galla J, Lansman S, McCullough J, Nguyen K, Klein J, Spielvogel D. Natural History of Descending Thoracic and Thoracoabdominal Aneurysms. The Annals of Thoracic Surgery. 1999;67(6):1927-30.
4. Coady M, Graeme L, Elefteriades J. Surgical Intervention Criteria for Thoracic Aortic and Thoracoabdominal Aneurysms. The Annals of Thoracic Surgery. 1999;67(6):1922-28.
5. Estrera A, Rubenstein F, Miller C, Huynh T, Letsou G, Safi H. Descending Surgical thoracic aortic aneurysm: surgical approach and treatment using the adjuncts cerebrospinal fluid drainage and distal aortic perfu-

sion. The Annals of Thoracic Surgery. 2001;72(2):481-6.

6. Vera M. Segmentación de estructuras cardiacas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte [Tesis doctoral]. Mérida-Venezuela: Universidad de los Andes, 2014.
7. Kurugol S, San Jose R, Ross J, Washko G. Aorta segmentation with a 3D level set approach and quantification of aortic calcifications in non-contrast chest CT. In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE. 2012: 2343-6.
8. Avila O, Kurkure U, Nakazato R, Berman D, Dey D, Kakadiaris I. Segmentation of the thoracic aorta in noncontrast cardiac CT images. IEEE journal of biomedical and health informatics. 2013; 17(5):936-49.
9. Kurugol S, Come C, Diaz A, Ross J, Kinney G, Black-Shin J, Hokanson J, Budoff M, Washko G, San Jose R. Automated quantitative 3D analysis of aorta size, morphology, and mural calcification distributions. Medical physics. 2015;42(9):5467-78.
10. Stroustrup B. The C++ Programming Language. Michigan:Addison-Wesley;2000.
11. Chapman S. MATLAB Programming for Engineers. Toronto:Thomson;2004.
12. Ibanes L, Schroeder W, Ng L. Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK) Software Guide. 2003. Available in: <http://www.itk.org/>
13. Schroeder W, Martin K, Lorensen B. The Visualization Toolkit, An Object-Oriented Approach to 3D Graphics. New Jersey:Prentice Hall;2001.
14. W Pratt. Digital Image Processing. New Jersey: John Wiley & Sons Inc; 2007.
15. Passarielo G, Mora F. Imágenes Médicas, Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación. Baruta, Venezuela: Equinoccio Universidad Simón Bolívar;1995.
16. Huérfano Y, Vera M, Segundo A, Chacón J, Vera MI, Bautista N, et al. Método de segmentación de imágenes cardiacas: Fundamentos y alcance. Revista Latinoamericana de Hipertensión. 2015;10(3):77-87.
17. Meyer Y. Wavelets and Operators. New York:Cambridge University Press;1999.
18. Dice L. 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.

