

Realce por similaridad local para la segmentación computacional de la aurícula derecha en imágenes de tomografía computarizada cardiaca

Local similarity enhancement for the computational segmentation of the right atrium in cardiac computed tomography

62

Yoleidy Huérfano, MgSc^{1*}, Miguel Vera, MgSc. PhD^{1,2}, Julio Contreras-Velásquez, MgSc², Atilio Del Mar, MD, MgSc³, José Chacón, MgSc, PhD², Sandra Wilches-Durán, MgSc², Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD², Daniela Riaño-Wilches, BSc⁴, Joselyn Rojas, MD, MSc⁵, Valmore Bermúdez, MD, MSc, MPH, PhD^{2,6}

¹Grupo de Investigación en Procesamiento Computacional de Datos (GIPCD-UULA) Universidad de Los Andes-Táchira, Venezuela.

*E-mail de correspondencia: yoleidyfismat@gmail.com

²Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera (ALEF), Universidad Simón Bolívar, Cúcuta, Colombia

³Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBDSA), San Cristóbal, Venezuela.

⁴Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia

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

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

Resumen

M

ediante este trabajo se propone una estrategia para segmentar la aurícula derecha (RA) en imágenes tridimensionales (3-D) de tomografía computarizada multicapa. Esta estrategia consta de las etapas de pre-procesamiento, segmentación y entonación de parámetros. La etapa de pre-procesamiento se divide en dos fases. En la primera, denominada fase de filtrado, se emplea una técnica denominada realce por similaridad local (LSE) con el propósito de disminuir el impacto de los artefactos y atenuar el ruido en la calidad de las imágenes. Esta técnica, combina un filtro promediador, un filtro detector de bordes (denominado black top hat) y un filtro gaussiano (GF). En la segunda, identificada como fase de definición de una región de interés (ROI), se consideran las imágenes filtradas, máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados e información a priori para aislar las estructuras anatómicas que circun-

dan la RA. Por otra parte, durante la etapa de segmentación 3-D se implementa un algoritmo de agrupamiento, denominado crecimiento de regiones (RG), el cual es aplicado a las imágenes pre-procesadas. Durante la entonación de parámetros de la estrategia propuesta, el coeficiente de Dice (Dc) es utilizado para comparar las segmentaciones, de la RA, obtenidas automáticamente, con la segmentación de la aurícula derecha generada, manualmente, por un cardiólogo. La combinación de parámetros 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 0.85 lo cual indica una buena correlación entre las segmentaciones generadas por el experto cardiólogo y las producidas por la estrategia desarrollada.

Palabras clave: Tomografía, Aurícula Derecha, Realce por similaridad local, Segmentación

This work proposes a strategy to segment the right atrium (RA) into three-dimensional (3-D) multi-layer Computed Tomography (CT) images. This strategy consists of the stages of pre-processing, segmentation and intonation of parameters. The pre-processing stage is divided into two phases. In the first one, called the filtering phase, a technique called Local Similarity Enhancement (LSE) is used in order to reduce the impact of artifacts and attenuate noise in the quality of the images. This technique combines an averaging filter, an edge detector filter (called black top hat) and a Gaussian Filter (GF). In the second, identified as the phase of definition of a Region Of Interest (ROI), we consider filtered images, least squares vector support machines and a priori information to isolate the anatomical structures that surround the RA. On the other hand, a clustering algorithm, called Region Growth (RG), is implemented during the 3-D segmentation stage, which is applied to the pre-processed images. During the intonation of parameters of the proposed strategy, the Dice coefficient (Dc) is used to compare the segmentations, obtained automatically, with the segmentation of the right atrium generated manually by a cardiologist. The combination of parameters that generated the highest Dc considering the instant of diastole is then applied to the remaining 19 three-dimensional images, obtaining an average Dc higher than 0.85 which indicates a good correlation between the segmentations generated by the expert cardiologist and those produced by the strategy developed.

Keywords: Tomography, Right atrium, Local similarity enhancement, Segmentation

El corazón es el órgano encargado de impulsar, mediante vasos sanguíneos, la sangre hacia el cuerpo. Este órgano se divide anatómicamente en dos mitades laterales izquierda y derecha las cuales están compuestas por dos cavidades, cada una, denominadas aurículas y ventrículos. Cada aurícula se comunica con el ventrículo correspondiente por medio de una válvula. La sangre fluye de las aurículas a los ventrículos a través de las válvulas mitral y tricúspide y, posteriormente, es direccionada a través de las válvulas aórtica y pulmonar hacia la arteria aorta y pulmonar¹.

Las aurículas son cavidades de paredes delgadas. Su superficie es lisa aunque en sus prolongaciones, denominadas orejuelas, aparecen formaciones carnosas y rugosas. El corazón posee dos aurículas, denominadas derecha e izquierda. La aurícula derecha, es una cavidad de forma irregular compuesta por paredes delgadas. En ella se observa la desembocadura de las venas cavas (superior e inferior) y el seno coronario. Mientras que la aurícula izquierda, tiene forma de ampolla cuyo eje mayor está ubicado en el plano transversal. Recibe la sangre proveniente de las cuatro venas pulmonares². Al igual que la aurícula derecha está, predominantemente, constituida por un conjunto de paredes lisas.

Adicionalmente, es importante identificar las enfermedades que se puede producir debido al funcionamiento inadecuado de la aurícula derecha. Entre las enfermedades cardiacas vinculadas con la RA, se encuentran la hipertensión pulmonar, la cual está vinculada con presiones promedio elevadas no sólo del pulmón sino también de la RA, la disfunción de la RA, el aumento de tamaño de las aurículas y la fibrilación auricular. Estas enfermedades cardiacas pueden ser abordadas usando procedimientos clínicos cuya planificación requiere modelos 3-D, usualmente, construidos a partir de la segmentación de la RA^{3,4}.

La segmentación es un proceso que se basa en la organización o agrupamiento de un conjunto de formas, donde las principales características usadas en esta organización son la proximidad y similitud entre tales formas⁵. La principal razón por la cual se recurre a la segmentación de la RA, es porque posibilita el diagnóstico de diversas enfermedades cardiacas, sin necesidad de aplicar métodos invasivos extremos como lo sería intervenir, quirúrgicamente, a un paciente para determinar la condición de dicha aurícula.

Por otra parte, se han encontrado numerosas investigaciones acerca de la segmentación de estructuras cardiacas. A continuación se presenta una síntesis de tales investigaciones. En ese sentido, Chen et al.⁴, proponen una técnica basada en modelos de apariencia activa y level set, para segmentar la RA en imágenes de resonancia magnética (MRI). En esta investigación, los parámetros de forma, del análisis de componentes principales, se optimizaron utilizando un modelo energético basado en histogramas globales. Sin embargo, ya que los parámetros de forma abarcan un espacio mucho más pequeño, no pueden capturar los detalles finos de los objetos presentes en las imágenes consideradas. Por lo tanto, realizaron una segunda etapa de segmentación, basada en level set, para refinar la segmentación generada mediante el modelo de apariencia activa. Estos autores no reportaron ninguna métrica que permita inferir la calidad de la técnica propuesta.

Además, Shahzad et al.⁶, proponen una técnica, considerando imágenes no contrastadas de tomografía computarizada y un enfoque multi atlas, cuyo propósito fue

investigar la viabilidad de la segmentación y cuantificación automáticas de las siguientes estructuras anatómicas cardíacas: aurícula izquierda (LA), ventrículo izquierdo (LV), aurícula derecha, ventrículo derecho (RV) y la raíz aórtica. Los resultados mostraron que la superposición de las segmentaciones obtenidas mediante el método automático y las segmentaciones manuales de referencia tiene un coeficiente de Dice promedio de 0.91 para la aurícula derecha. El error medio de superficie a superficie sobre todas las estructuras cardíacas es de 1.4 ± 1.7 mm. Los volúmenes de cámara cardíaca obtenidos automáticamente utilizando las exploraciones de tomografía computarizada tienen una excelente correlación cuando se comparan con los volúmenes en las exploraciones de angiografía por tomografía computarizada cardíaca con contraste correspondientes, se obtuvo un coeficiente de correlación de Pearson de 0.95. Este método totalmente automático permitió la evaluación a gran escala de estructuras cardíacas en tomografías computarizadas sin contraste.

Por otra parte, Huérfano et al.⁷, proponen una estrategia para la segmentación automática de la RA aplicada sobre imágenes cardíacas 3-D, de tomografía computarizada multi-corte, pertenecientes a un mismo paciente. Tal estrategia consta de las etapas de preprocesamiento y segmentación. La etapa de preprocesamiento incluye dos fases. En la primera, para elevar la calidad de las imágenes, se emplea una técnica denominada realce por similitud. En la segunda, se utilizan paradigmas de aprendizaje para definir una región de interés que aísla la RA de estructuras anatómicas circundantes. La etapa de segmentación considera las imágenes preprocesadas y una técnica variacional basada en conjunto de nivel (level set) para generar la morfología 3-D de la RA. Desde la óptica cualitativa, ellos afirmaron que la estrategia propuesta permitió obtener las segmentaciones de la RA, a lo largo de todo el ciclo cardíaco (desempeño intra-sujeto). Tales segmentaciones pueden ser útiles para la planificación de procedimientos clínicos diseñados para abordar ciertas enfermedades cardíacas.

Finalmente, Huérfano et al.⁸, proponen una estrategia para la segmentación automática de la RA usando los 20 instantes del ciclo cardíaco de un paciente en imágenes cardíacas 3-D, de tomografía computarizada multi-corte. Tal estrategia está basada en la técnica de similitud global y consta de las etapas de preprocesamiento, 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 aplicó luego a las 19 imágenes tridimensionales restantes, obteniéndose un Dc promedio superior a 0.82 lo cual indicó una buena correlación entre las segmentaciones generadas por un experto cardiólogo y las producidas por la estrategia desarrollada.

El presente trabajo es una extensión de Huérfano et al.⁷, el cual tiene como objetivo generar una estrategia, basada en una variante de E1 reportado en Vera⁹, para la segmentación de la aurícula derecha. Dicha estrategia se basa en realce por similitud local (LSE) para segmentar la RA, tomando en cuenta el enfoque intra-sujeto, y considerando las etapas de pre-procesamiento, segmentación y entonación de parámetros. Estas etapas se someten a un proceso de validación que considera el coeficiente de Dice¹⁰ para comparar segmentaciones del RA obtenidas automática y manualmente.

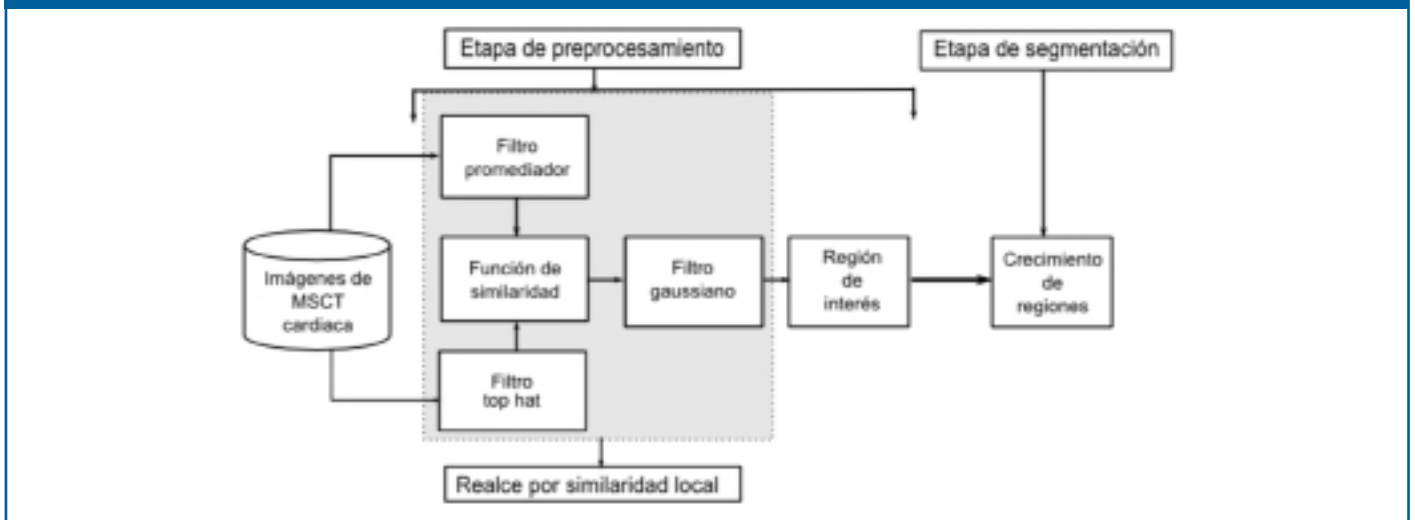
Descripción de las bases de datos

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 cardíaca de un paciente. La DB posee 20 instantes que representan un ciclo cardíaco completo. Cada instante tiene 326 imágenes de resolución espacial 512x512 píxeles, muestreadas a 12 bits por píxel, con vóxeles de tamaño 0.488 mm x 0.488 mm x 0.393 mm. También se cuenta con la segmentación manual del instante diástole final, generada por un cardiólogo, la cual representa el ground truth del RV que servirá como referencia para validar los resultados.

Estrategia propuesta para la segmentación del ventrículo derecho LSE

La Figura 1 muestra la estrategia propuesta para generar la morfología del RA. Debido a que tal estrategia está basada en un tipo de realce por similitud de tipo local, en el contexto del presente artículo, será utilizado el acrónimo LSE para hacer referencia a ella.

Figura 1. Diagrama de bloques de la estrategia LSE la cual constituye una variante de E1¹⁰



Etapa de pre-procesamiento

- Fase de filtrado:

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

- a. Generación de una imagen promediada (I_p), procesando cada imagen original (I_o) con un filtro denominado promediador¹¹. El papel de este filtro es minimizar el ruido Poissoniano presente en las imágenes.
- b. Obtención de una imagen denominada black top hat (I_{bth}), procesando cada imagen original (I_o) con un filtro denominado black top hat¹². El papel de este filtro es detectar los bordes de las cavidades cardiacas.
- c. Aplicación de una función de similitud local. La función de similitud local utiliza una vecindad en forma de cruz 3-D en la cual se considera, sucesivamente, la incorporación de cada uno de los seis vecinos directos del voxel central en cada volumen de entrada, que se presentan mediante la Figura 2. La finalidad de la similitud local es minimizar el efecto de los artefactos y preservar la información interna a los bordes.

Esta función de similitud local genera una imagen de similitud (I_s) utilizando la Ecuación (1). Esta imagen representa una medida del contraste entre los valores del nivel de gris de dos imágenes que representan versiones filtradas de la imagen de entrada, como lo son las I_p e I_{bth} .

$$I_s = \sum_{i=1}^n [(a_0 - a_i)^2 + (a_0 - b_i)^2 + (b_0 - a_i)^2] \quad (1)$$

- d. Generación de una imagen gaussiana (I_g). Debido a que el filtro denominado black top hat puede reforzar el ruido Poisson, presente en las imágenes de MSCT, se aplica a la imagen I_s un suavizado basado en el filtro gaussiano¹³.

- Fase de definición de una región de interés (ROI):
 La similitud de los niveles de gris de los vóxeles que conforman las estructuras del corazón derecho exige la colocación de superficies que faciliten su segmentación. 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 discriminante 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. Para ello, se aplica el siguiente procedimiento:

- i) Se considera una técnica de reducción de tamaño, basada en interpolación cúbica, cuyo parámetro se hace coincidir con el factor de reducción óptimo, obtenido en Vera⁹. Esto permite generar imágenes sub-muestreadas de 64x64 píxeles a partir de imágenes filtradas de 512x512, es decir, el mencionado factor fue de 8.

Figura 2

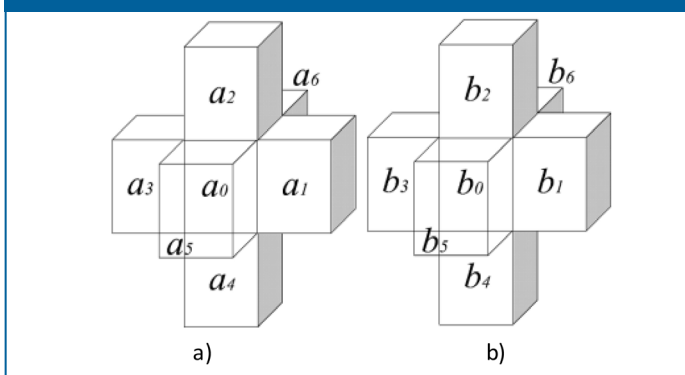


Figura 2: Caso 6 de Similitud que ejemplifica la incorporación de 6 vecinos del vóxel central: a) Vóxeles en I_{bth} . b) Vóxeles en I_p

ii) Sobre las imágenes sub-muestreadas un cardiólogo selecciona puntos de referencia dados por: la unión de la RA con la vena cava superior (P2), y el ápex del ventrículo derecho (P3). Para estos puntos se establecen las coordenadas manuales que establecen sin ambigüedad su ubicación espacial en cada imagen considerada. En la Figura 3, se identifican los puntos P1 y P2, en dos vistas transversales de imágenes sub-muestreadas.

iii) Se implementa una LSSVM para reconocer y detectar a P1, P2 y P3. Para ello se desarrollan los procesos de:

A) Entrenamiento: Se selecciona como conjunto de entrenamiento vecindades circulares de radio 10 píxeles, trazadas manualmente por un cardiólogo, que contienen tanto los puntos P1, P2 y P3 (marcadores), como regiones que no contienen los referidos puntos (no marcadores). Para los marcadores el centro de sus respectivas vecindades coincide con las coordenadas manuales de P1, P2 y P3, establecidas anteriormente. Tales vecindades son construidas sobre la vista axial de una imagen sub-muestreada de 64x64 píxeles, por cada punto de referencia. 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 (μ), varianza (σ^2), desviación estándar (σ) 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, γ y σ^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 o no marcadores. Posteriormente, debido a la presencia de falsos positivos y negativos, se aplica un proceso que permite incorporar al conjunto de entrenamien-

to 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 σ^2 y γ .

B) Validación: Las LSSVM entrenadas se utilizan para detectar a P1, P2 y P3, en imágenes no usadas durante el entrenamiento. Para ello, se ejecutan las siguientes tareas:

I) Reconocimiento de (P1 y P2): Una LSSVM entrenada busca estos puntos de referencia, en el plano axial, desde la primera imagen ubicada en la base del corazón, hasta la imagen que representa la mitad del volumen considerado (ecuador de la base de datos).

II) Reconocimiento del ápex (P3): Una LSSVM entrenada empieza a buscar el ápex desde la imagen que representa la mitad de la base de datos (aproximadamente el ecuador del corazón) hasta la última imagen que conforma dicha base.

El proceso de validación efectuado con LSSVM permite identificar las coordenadas automáticas para P1, P2 y P3 las cuales son multiplicadas por un factor de 8 unidades, a fin de poder ubicarlas, en las imágenes de tamaño original. De esta forma, las referidas coordenadas se utilizan tanto para establecer la dirección de los planos (tricúspide y cava), como para la colocación de los referidos planos en la base de la RA. Luego, mediante un proceso de discriminación, se seleccionan o se excluyen los puntos de las bases de datos procesadas que sean de interés, de acuerdo con la estructura anatómica del corazón derecho que se desee segmentar, en este caso, la RA.

Etapa de segmentación

La ubicación de la semilla, para inicializar el crecimiento de regiones¹¹ (RG), se calcula usando máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados¹⁴ (LSSVM) mediante un proceso análogo al descrito durante la detección de los puntos de referencia. 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 Ecuación 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.

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 asocia-

dos con la técnica que se desee entonar recorriendo, sistemáticamente, los valores pertenecientes a ciertos rangos tal y como se describen a continuación:

Los parámetros asociados al filtro promediador son (ϵ y R_p). Aquí, ϵ se hace coincidir con la desviación estándar de la imagen 3-D de entrada al filtro promediador; mientras que, para el radio (R_p) de la vecindad, sobre la cual se calcula el promedio de los niveles de gris, fueron consideradas vecindades 3-D de tamaño impar, dado por las combinaciones: (3x3x3), (5x5x5), (7x7x7), (9x9x9) y (11x11x11).

Los filtros de dilatación y erosión tienen como parámetros la forma y el tamaño del elemento estructurante. Con el propósito de reducir el número de posibles combinaciones, se consideró un enfoque isotrópico para establecer el rango de valores, que controlan el tamaño del elemento estructurante, el cual viene dado por las combinaciones: (1x1x1), (2x2x2), (3x3x3), (4x4x4), (5x5x5), (6x6x6), (7x7x7), (8x8x8) y (9x9x9).

Seguidamente, para el filtro de realce por similitud local el único parámetro, requerido por esta función, es el caso que debe elegirse para generar la imagen de similitud. Se puede elegir cualquiera de las posibilidades dada por los casos: 1, 2, 3, 4, 5, 6; correspondientes a la consideración simultánea de 1, 2, 3, 4, 5 y 6 vecinos, del vóxel objeto de estudio, respectivamente¹⁰.

Posterior a ellos, para entonar el filtro gaussiano se debe considerar un parámetro identificado como desviación estándar (σ). 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. De forma que, σ se hace coincidir con todos los valores comprendidos en el intervalo real^{1,4} con un tamaño de paso de 0.25. El otro parámetro del filtro gaussiano, es el tamaño de la vecindad. Tales tamaños son (3x3x3), (5x5x5), (7x7x7) y (9x9x9).

Los parámetros de las LSSVM, γ y σ , se entonan suponiendo que la función de costo es convexa y desarrollando ensayos basados en los siguientes pasos:

Para entonar el parámetro γ se fija arbitrariamente el valor de σ y se asignan, sistemáticamente, valores al parámetro γ . El valor de σ se fija inicialmente en 25. Ahora, se varía γ considerando el rango [0, 100] y un tamaño de paso de 0.25.

Un proceso análogo se aplica para entonar el parámetro

σ , es decir, se le asigna a γ el valor óptimo obtenido en el paso anterior y, se considera un tamaño de paso de 0.25 para asignarle a σ el rango de valores contenidos en el intervalo [0,50].

Los parámetros óptimos de las LSSVM son aquellos valores de γ y σ que corresponden al error relativo porcentual mínimo, calculado considerando las coordenadas manuales y automáticas de los puntos de referencia. Estas últimas coordenadas son generadas por la LSSVM.

Durante la entonación de los parámetros del RG, cada una de las segmentaciones automáticas del RA correspondientes al instante diástole final se compara, usando el Dc, con la segmentación manual del RA 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 Dc.

El Dc es una métrica que permite comparar segmentaciones de una misma imagen 3-D obtenida por diversas metodologías. En el contexto cardiaco, usualmente, el Dc 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 Dc 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 Dc son números reales comprendidos entre 0 (mínimo) y 1 (máximo). Entre más cercano a 1 se encuentre el valor del Dc, mejor será el desempeño del procedimiento que no es manual. El modelo matemático que define el Dc, viene dado por la Ecuación 3.

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

En este punto, es necesario enfatizar que:

En el contexto del presente trabajo, el proceso de entonación para la fase de filtrado fue tomada de Dice¹⁰ por ser LSE una variante de E1. Para el caso de ROI y RG se hará su respectiva entonación de parámetros. En la Tabla 1, se reportan los parámetros fijos optimizados en Dice¹⁰, los cuales serán aplicados a los 19 instantes restantes del ciclo cardiaco completo.

Tabla 1. Parámetros óptimos, reportados en ¹⁰, para los filtros que conforman la estrategia LSE

Filtros vinculados con la estrategia LSE								
Promediador	*Gme1	Gme2	Gme3	**Gs	Erosión	Dilatación	Bth	Similaridad
Umbral (ϵ)	Desviación estándar (enf. isotrópico)				Forma del SE			Tipo
σ_0	(1,1,1)	(3,3,3)	(5,5,5)	($\sigma_s, \sigma_s, \sigma_s$)	Esférica			No Ponderada
Tamaño de vecindad								Caso
3x3x3	3x3x3	3x3x3	3x3x3	3x3x3	3x3x3	7x7x7	Mixto	4

*Gme: Filtro Gaussiano multi-escala.

**Gs: Filtro Gaussiano simple.

Resultados cuantitativos

Respecto a las LSSVM entrenadas se obtuvieron, como parámetros óptimos para γ y σ^2 los valores 3.25 y 1.50, respectivamente. Estos valores están asociados con un error relativo porcentual mínimo de 2.37%.

Para la estrategia LSE los parámetros óptimos del RG fueron: $r= 10$ píxeles y $m= 3.5$ y corresponden a un Dc máximo de 0.8500.

Las segmentaciones que se obtuvieron con la combinación LSE + GF + ROI + RG reportaron un Dc promedio de $0.85 \pm 4.52 \times 10^{-2}$ y un tiempo de computo promedio de 9.23 ± 2.17 minutos para cada instante del ciclo cardiaco completo.

Este valor para el Dc es comparable con el reportado en las referencias Shahzad et al.⁶ y Huérfano et al.⁷ tal y como lo muestra la Tabla 2.

Como se aprecia en la tabla 2, el trabajo de Shahzad et al.⁶, superó el resto de trabajos. Además, el resultado reportado en la referencia⁹ y los obtenidos mediante la estrategia propuesta en el presente trabajo (LSE), están altamente correlacionados y, por tanto, se puede afirmar que son comparables entre sí.

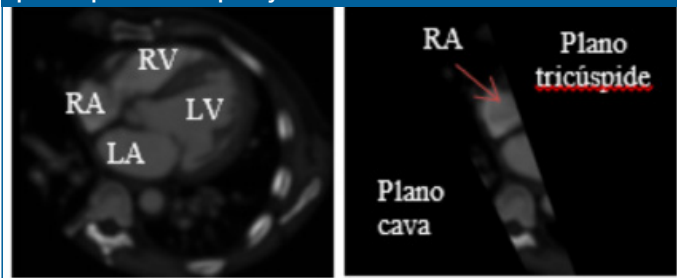
Tabla 2. Comparación del Dc promedio, para el RA, durante la validación intra-sujeto.

Autores	Técnica	Modalidad	Dc promedio
Shahzad <i>et al.</i>	Multi-atlas	MSCT	0.9100
Huérfano <i>et al.</i>	GSE + MF + ROI + RG	MSCT	0.8200
Huérfano <i>et al.</i>	LSE + GF+ ROI + RG	MSCT	0.8500

Resultados cualitativos

La Figura 3, muestra una vista 2-D del instante de diástole final original, filtrado con la secuencia LSE + GF y cortado con el plano tricúspide.

Figura 3. Vista transversal de: a) Imagen filtrada con realce por similitud local (LSE). b) Imagen con región de interés definida por los planos tricúspide y cava

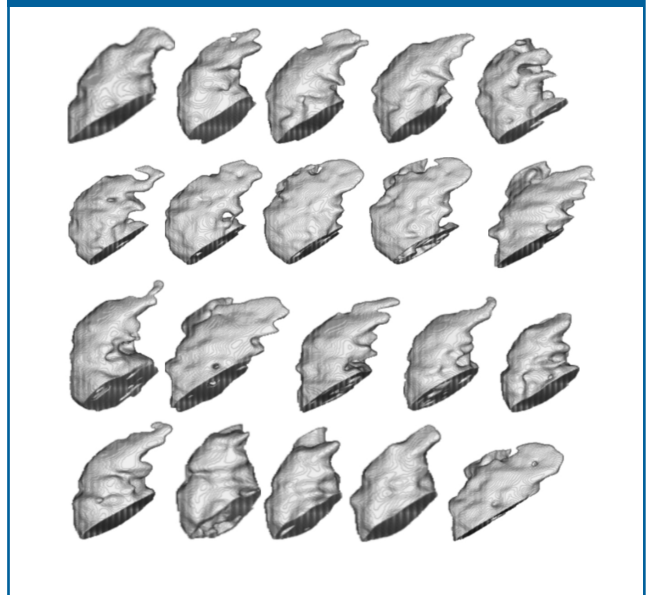


a)

b)

Por otra parte, la Figura 4 muestra la vista 3-D de los 20 instantes que conforman el ciclo cardiaco completo del paciente considerado (validación intra-sujeto). En esta figura se aprecia una excelente representación del RA.

Figura 4. Representación 3-D de las 20 segmentaciones del RA, correspondientes a un ciclo cardiaco completo



Conclusiones

Se ha presentado la estrategia LSE cuya entonación permite una segmentación precisa del RA ya que el Dc obtenido, durante la validación intra-sujeto, es comparable con el reportado en la literatura.

Esta estrategia puede ser aplicada, con parámetros fijos, en futuras investigaciones, para la segmentación de la aurícula izquierda, válvulas y arterias del corazón.

En el futuro inmediato, se tiene previsto realizar una validación más completa que permita, por una parte, analizar el desempeño de la estrategia propuesta ante la variabilidad inter-sujeto y, por la otra, evaluar la función auricular derecha mediante la estimación de descriptores cardiacos tales como los volúmenes diastólico y sistólico final, el volumen latido, la fracción de eyección y el gasto cardiaco.

Agradecimientos

Los autores agradecen por el apoyo financiero al Consejo de Desarrollo Científico Humanístico Tecnológico y de las Artes (CDCHTA) de la Universidad de Los Andes-Venezuela, (a través del proyecto código NUTA-C-29-15-07-C), a la Universidad Simón Bolívar de Cúcuta-Colombia (a través del proyecto código C2011520216), y al Decanato de Investigación de la Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal-Venezuela.

Referencias

1. Latarjet M, Ruíz A. Anatomía Humana. Volumen 2. Buenos Aires: Panamericana; 1983.
2. Barrett KE. Ganong fisiología médica. México: McGraw Hill; 2013.
3. Tazar J, Álvarez, M. Quantification of Right Ventricular Function in Pulmonary Hypertension. Rev. Fed. Arg. Cardiol. 2012; 41(2): 89-95.
4. Chen S, Kohlberger T, Kirchberg K. Advanced level set segmentation of the right atrium in magnetic resonance. in: Proceedings of the SPIE The International Society for Optical Engineering, Volume 7964, (SPIE Homepage). New York, USA. 2011: 89-92.
5. Shapiro L, Stockman G. Computer Vision. New Jersey, USA: Prentice Hall; 2001.
6. Shahzad R, Bos D, Budde R, Van T. Automatic segmentation and quantification of the cardiac structures from non-contrast-enhanced cardiac CT scans. Physics in Medicine and Biology; 62(9): 3798-3813.
7. Huerfano Y, Vera M, Bravo A, Del Mar A, Medina R. Estrategia para la segmentación de la aurícula derecha en tomografía cardiaca. En: Memorias de V Congreso Venezolano de Bioingeniería; 2015: 102-105.
8. Huérfano Y, Vera M, Del Mar A, Vera M, Salazar W, Chacón J. et al. "Segmentación computacional de la aurícula derecha en imágenes de tomografía cardiac". Revista Latinoamericana de Hipertensión. 2015; 10(4):79-84.
9. Vera M. "Segmentación de estructuras cardiacas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte," Ph.D. dissertation. Mérida: Universidad de los Andes; 2014.
10. Dice, L. Measures of the amount of ecologic association between species. Ecology.1945; vol. 26(3): 297-302.
11. Passarielo G, Mora F. Imágenes Médicas, Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación. Venezuela: Equinoccio Universidad Simón Bolívar; 1995.
12. Yu Z, Wei G, Zhen C, Jing T, Ling L. Medical images edge detection based on mathematical morphology. En: Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai China. 2005: pp. 6492-6495.
13. Meijering, H. Image enhancement in digital X ray angiography. Tesis de Doctorado. Utrecht University. Netherlands. 2000.
14. Fischer M, Paredes JL, Arce GR. Weighted median image sharpeners for the world wide web.[Tesis doctoral]. IEEE Transactions on Image Processing; 2002.

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, **SCIENCE CITATION INDEX EXPANDED (SciSearch)**



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



cdch-ucv.net



publicaciones@cdch-ucv.net

www.revistahipertension.com.ve

www.revistadiabetes.com.ve

www.revistasindrome.com.ve

www.revistaavft.com.ve