

Realce por similaridad local para la segmentación computacional del ventrículo derecho en imágenes de tomografía computarizada cardíaca

Enhancement by local similarity for right ventricular computed segmentation in computed tomography images

Yoleidy Huérfano, MgSc^{1*}, Miguel Vera, MgSc, PhD^{1,2}, Antonio Bravo, MgSc, PhD³, Rubén Medina, MgSc, PhD⁴, Julio Contreras-Velásquez, MgSc², Atilio Del Mar, MD, MgSc⁵, José Chacón, MgSc, PhD², Sandra Wilches-Durán, MgSc², Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD², Daniela Riaño-Wilches, BSc⁶, Joselyn Rojas, MD, MSc⁷, Valmore Bermúdez, MD, MSc, MPH, PhD^{2,8}

¹Grupo de Investigación en Procesamiento Computacional de Datos (GIPCD-ULA) 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

³Coordinación de Investigación Industrial, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela

⁴Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), Universidad de Los Andes- Mérida, Venezuela

⁵Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBIDSA), San Cristóbal, Venezuela

⁶Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia

⁷Pulmonary and Critical Care Medicine Department. Brigham and Women's Hospital. Harvard Medical School. Boston, MA. USA 02115

⁸Centro de Investigaciones Endocrino-Metabólicas "Dr. Félix Gómez" Facultad de Medicina. Universidad del Zulia, Venezuela

Mediante este trabajo se propone una estrategia para segmentar el ventrículo derecho (RV) 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 circundan el RV. 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, del RV, obtenidas automáticamente, con la segmentación del ventrículo derecho 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, Ventrículo derecho, Realce por similaridad local, Segmentación

This work proposes a strategy to segment the right ventricle (RV) into three-dimensional (3-D) multi-layered computed tomography 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 a Region Of Interest definition phase (ROI), filtered images, least squares vector support machines and a priori information are considered to isolate the anatomical structures that surround the RV. 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 of the RV, obtained automatically, with the segmentation of the right ventricle 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 Ventricle, Local Similarity Enhancement, Segmentation

La identificación temprana de la disfunción del músculo miocárdico mediante el análisis cuantitativo, permite realizar un diagnóstico confiable de las enfermedades cardiovasculares (CVD). El mencionado análisis se basa en la estimación de diversos parámetros clínicos entre los que se incluyen los volúmenes ventriculares, la fracción de eyección, el gasto cardíaco, el engrosamiento del miocardio y la masa miocárdica. Para la evaluación de tales parámetros se requiere, generalmente, de la correcta delineación de los contornos endocárdicos y epicárdicos de las cavidades cardíacas¹.

En los contextos clínico y social, revisten gran interés las CVD debido a que, a nivel mundial, cada año mueren más

personas por CVD que por cualquier otra enfermedad². La detección de ciertas CVD y el diagnóstico de la hipertensión pulmonar (PHT), la cual está vinculada con presiones promedio elevadas no sólo del pulmón sino también de la RA, puede llevarse a cabo con exámenes especializados y/o técnicas de imagenología que, por ejemplo, permiten a los cardiólogos extraer las estructuras más relevantes del corazón. Respecto a las mencionadas técnicas, es necesario indicar que existen diversas modalidades de imagenología para analizar los órganos que conforman el cuerpo humano. Una de tales modalidades, que está siendo utilizada para el diagnóstico de la función cardiovascular, es la tomografía computarizada multicapa (MSCT)³.

Los cardiólogos que consideran la MSCT deben analizar un número considerable de imágenes y, para ello, realizan un proceso de segmentación manual que les permite identificar las estructuras anatómicas cardíacas de interés. Entre las dificultades que exhibe la segmentación manual se pueden mencionar: empleo de un tiempo excesivo, proceso de alta concentración muy engorroso y es operador dependiente.

Por lo expresado en el párrafo anterior, 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, permanentemente, 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, poseen imperfecciones tales como ruido denominado Poisson⁴, artefactos denominado escalera⁵ y bajo contraste, que afectan la calidad de la información presente en las imágenes tridimensionales, particularmente, en imágenes MSCT⁶.

Adicionalmente, es necesario señalar que la principal razón por la cual se considera el proceso de segmentación de estructuras cardíacas, es porque el mencionado proceso permite estimar diversos parámetros relacionados con la función cardíaca y posibilita el diagnóstico de enfermedades del corazón sin necesidad de aplicar métodos invasivos como lo sería intervenir, quirúrgicamente, a un paciente para determinar la condición de su corazón.

La motivación generada por este tipo de trabajo se enmarca en el hecho de que las enfermedades del corazón constituyen la principal causa de muerte en el mundo, aunado a los enormes costos que representan la inversión en salud de las personas aquejadas, por una o más enfermedades cardiovasculares, constituyen un potente aliciente para estimular el desarrollo de investigaciones que generen apoyos clínicos para el abordaje de: a) El diagnóstico temprano de las mencionadas enfermedades y b) La planificación de procedimientos de rutinas clínicas tendientes a elevar la calidad de vida de los pacientes cardíacos.

Por otra parte, se han encontrado numerosas investigaciones acerca de la segmentación de estructuras cardíacas

cas. En ese sentido, Wang et al.⁷ proponen un método automático, para segmentar el ventrículo derecho basado en difusión anisotrópica para filtrar las imágenes de resonancia magnética cardíaca. Luego el endocardio es extraído por la segmentación de red neural acoplada a impulsos simplificados. Por último, un conjunto de filtros morfológicos fueron utilizados para obtener el epicardio. Ellos afirman que los resultados del experimento muestran que el método obtiene un buen rendimiento tanto para el endocardio como para la segmentación del epicardio.

También, Ringenberg et al.⁸ presentan un método completamente automático para segmentar el RV con imágenes de resonancia magnética (RM) cardíaca de eje corto. Se utiliza una combinación de una nueva técnica de umbral de acumulación con restricción de ventana, diferencia binaria de filtros gaussianos, umbral óptimo y operadores morfológicos para generar una segmentación preliminar. A priori, se incorporan restricciones de ventana de segmentación para guiar y refinar el proceso, así como para asegurar un confinamiento de área apropiado de la segmentación. Los procesos de entrenamiento y validación se realizaron utilizando un conjunto de 48 bases de datos de pacientes proporcionados por los organizadores del desafío de segmentación de ventrículo derecho denominado MICCAI 2012, lo que permite evaluaciones imparciales y comparaciones de referencia. De acuerdo a los resultados, se observan mejoras marcadas en velocidad y exactitud sobre los métodos existentes.

Seguidamente, Avendi et al.⁹ proponen una técnica para la segmentación automática del ventrículo derecho a partir de las imágenes de RM cardíaca utilizando un método totalmente automático basado en el aprendizaje. El método propuesto utiliza algoritmos de aprendizaje profundo, es decir, redes neuronales convolucionales y autocodificadores apilados, para la detección automática y la segmentación inicial de la cámara RV. La segmentación inicial se combina con los modelos deformables para mejorar la precisión y la robustez del proceso. Entrenaron el algoritmo usando 16 bases de datos de RM cardíaca de la base de datos utilizada en MICCAI 2012 y validaron la técnica utilizando el resto del conjunto de datos (32 sujetos). Para todos los sujetos estudiados se obtuvo un coeficiente de Dice (Dc) promedio de 0.8250 y una distancia Hausdorff promedio de 7.58 mm. Además, considerando el Dc se observó una alta correlación y nivel de concordancia con los contornos de referencia para el volumen diastólico final (0.9800), el volumen sistólico final (0.9900) y la fracción de eyección (0.9300).

Vera⁶ expone una estrategia, identificada como E1, para la segmentación del ventrículo izquierdo (LV) en imágenes de MSCT. E1 se basó en una etapa de pre-procesamiento y una etapa de segmentación. La etapa de preprocesamiento incluye dos fases. En la primera fase, se empleó una estrategia basada en el realce por similitud local

(LSE) con el propósito de disminuir las imperfecciones de las imágenes. En la segunda fase, del pre-procesamiento, se definió una región de interés que aísla el LV de las estructuras anatómicas circundantes utilizando transformada wavelet¹⁰ y máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados¹¹, para localizar las válvulas del LV. En la segmentación, se consideró un algoritmo de agrupamiento, denominado crecimiento de regiones¹², para generar segmentaciones preliminares del LV que fueron afinadas aplicando una técnica variacional, basada en level set¹³. La técnica propuesta fue comparada con otras 9 estrategias de segmentación. Una explicación detallada de E1 puede ser consultada en⁶.

Finalmente, Huérfano¹⁴ propone una estrategia para segmentar estructuras del corazón derecho en imágenes MSCT. Esta estrategia consta de las etapas de pre-procesamiento, segmentación, entonación de parámetros y estimación de descriptores cardíacos. La etapa de pre-procesamiento se divide en dos fases. En la primera, denominada fase de filtrado, en la cual se empleó la técnica de realce por similitud global (GSE). En la segunda, identificada como fase de definición de una región de interés (ROI), que aísla las estructuras anatómicas circundantes al corazón derecho. Durante la etapa de segmentación 3-D se implementó un algoritmo de agrupamiento, denominado crecimiento de regiones (RG). Como resultados se obtuvo un Dc promedio de $0.85 \pm 5.35 \times 10^{-2} \times 10^{-2}$ y un tiempo de computo promedio de 5.15 ± 2.18 minutos para cada instante del ciclo cardíaco completo. Finalmente, usando como referencia las segmentaciones 3-D de los instantes diástole y sístole final, se estimaron los descriptores cardíacos de interés que permiten emitir un juicio de valor preliminar acerca del funcionamiento del RV correspondiente al paciente considerado.

El presente trabajo tiene como objetivo generar una estrategia, basada en una variante de E1, para la segmentación de estructuras cardíacas del corazón derecho. Dicha estrategia se basa en realce por similitud local (LSE) para segmentar el RV, 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 Dice¹⁵ para comparar segmentaciones del RV obtenidas automática y manualmente.

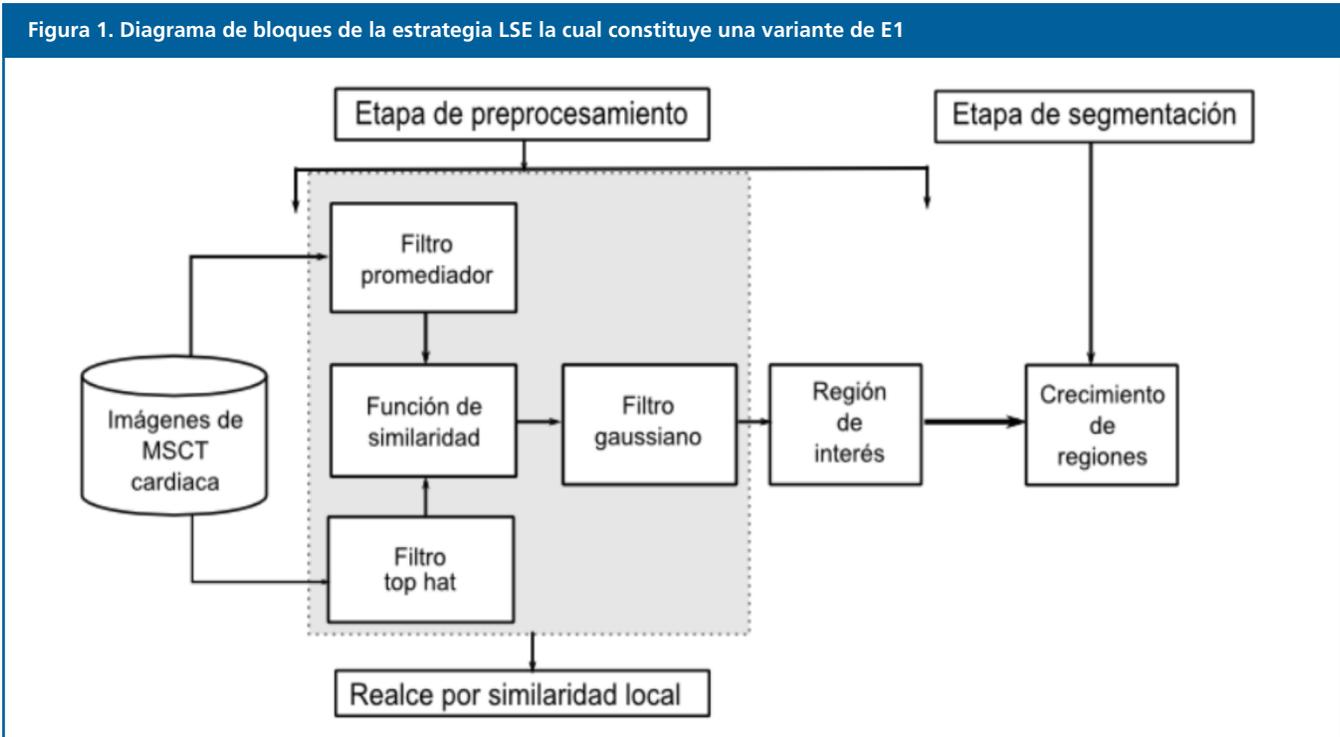
Descripción de las bases de datos

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 cardiaca de un paciente. La DB posee 20 instantes que representan un ciclo cardiaco 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 RV. 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.



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 promediador¹². 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 hat¹⁶. 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 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 gaussiano¹⁷.

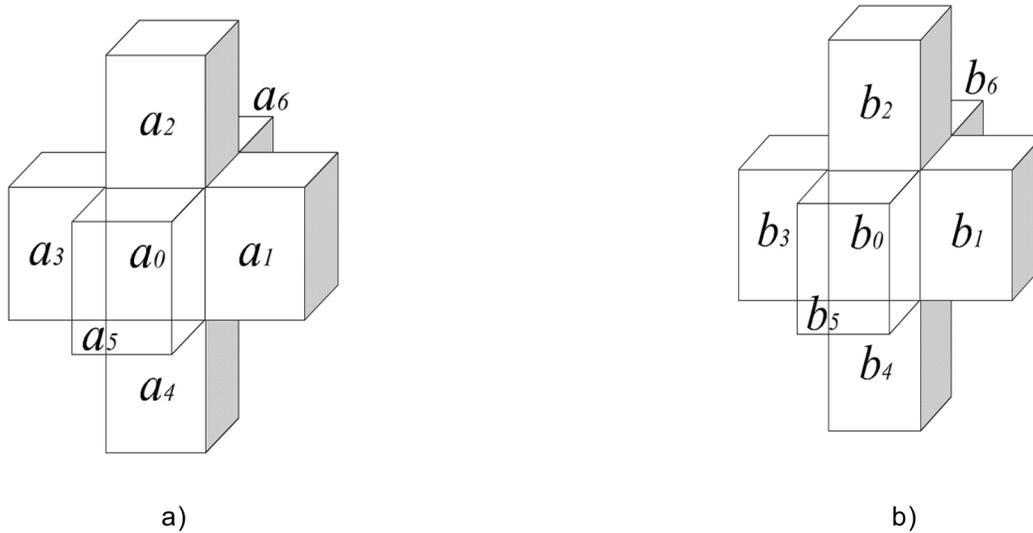


Figura 2: Caso 6 de Similitud que ejemplifica la incorporación de 6 vecinos del vóxel central: a) Vóxeles en I_{bth} . b) Vóxeles en I_p

- 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. En el contexto de la estrategia propuesta, considerando las imágenes filtradas, la fase de definición de una región de interés se basa en la consideración de los aspectos abordados, preliminarmente, en^{18,19} los cuales fueron adaptados en el contexto de la presente investigación, de la siguiente manera:
 - i) Se aplica una técnica de reducción de tamaño, basada en interpolación cúbica, cuyo parámetro se hace coincidir con el factor de reducción óptimo, obtenido en⁶. 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 puntos de referencia dados por: la unión de la válvula tricúspide con el RV (P1) y el ápex del RV (P2). Para ambos 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 y P2. 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 y P2 (marcadores), como regiones que no contienen los referidos puntos (no marcadores).

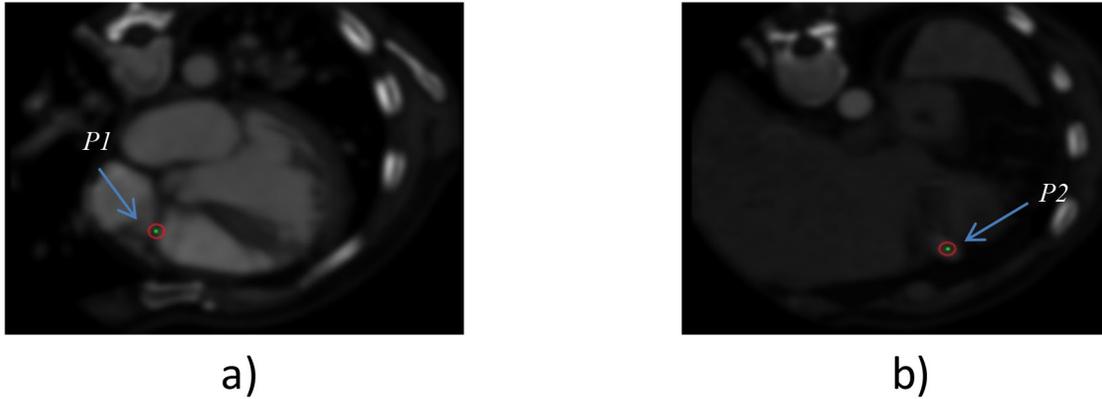
Para los marcadores el centro de sus respectivas vecindades coincide con las coordenadas manuales de P1 y P2, establecidas anteriormente. Tales vecindades son construidas sobre la vista axial de una imagen sub-muestreada de 64x64 píxeles para P1 y otra para P2. La principal razón por la cual se elige 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.

Figura 3. Vista transversal de imágenes sub-muestreadas en las que se identifica mediante un punto verde, encerrado en un círculo rojo: a) La unión de la válvula tricúspide con el RV (P1) y b) El ápex del RV (P2)



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 σ y γ .

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

- I) Reconocimiento de (P1): Una LSSVM entrenada busca este punto 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.
- II) Reconocimiento del ápex (P2): 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 y P2 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 para establecer la dirección (normal) del plano tricúspide y la colocación del referido plano en la base del RV. 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, el RV.

Etapas de segmentación

La ubicación de la semilla, para inicializar el crecimiento de regiones (RG), se calcula usando LSSVM mediante un

proceso análogo al descrito durante la detección de P1 y P2. 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.

Etapas 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:

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, respectivamente⁶.

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, σ y γ , 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. Éstas últimas coordenadas son generadas por la LSSVM.

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

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

En este punto, es necesario enfatizar que:

En el contexto del presente trabajo, el proceso de entonación para la fase de filtrado fue tomada de⁶ 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 en⁶, los cuales serán aplicados a los 19 instantes restantes del ciclo cardiaco completo.

Tabla 1. Parámetros óptimos, reportados en⁶, para los filtros que conforman la estrategia LSE.

Filtros vinculados con la estrategia LSE								
Prom.	Gme1	Gme2	Gme3	Gs	Ero.	Dila.	Bth	Simil
Umbral (e)	*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

*Gm=Filtro Gaussiano multiescala

Gs=Filtro Gaussiano simple

Resultados

Resultados cuantitativos

Respecto a las LSSVM entrenadas se obtuvieron, como parámetros óptimos para γ y σ^2 los valores 9.00 y 2.50, respectivamente. Estos valores están asociados con un error relativo porcentual mínimo de 2.02%. Los parámetros óptimos del RG fueron: $r=15$ píxeles y $m=4.2$ 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 $0.85 \pm 5.35 \times 10^{-2}$ y un tiempo de computo promedio de 10.15 ± 1.43 minutos para cada instante del ciclo cardiaco completo. Este valor para el Dc es comparable con el reportado en las referencias Avendi et al. (2017) y Huérfano (2017) tal y como lo muestra la Tabla 2.

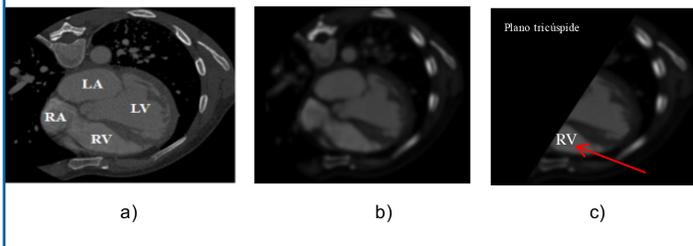
Tabla 2. Comparación del Dc promedio, para el RV, durante la validación intra-sujeto.

Autores	Técnica	Modalidad	Dc promedio
Avendi et al.	Algoritmo de aprendizaje	MRI	0.8255
Huérfano.	GSE + MF + ROI + RG	MSCT	0.8666
Huérfano et al.	LSE + GF + ROI + RG	MSCT	0.8500

Resultados cualitativos

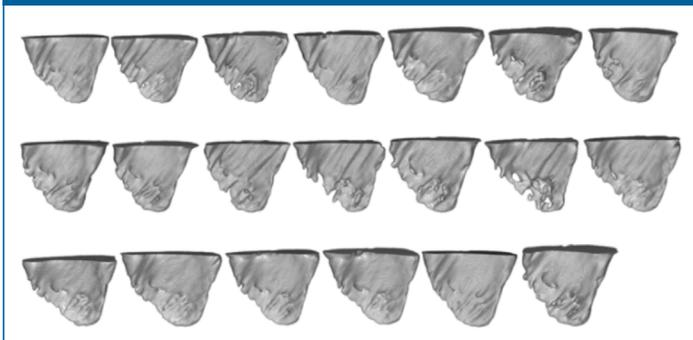
La Figura 4, muestra una vista 2-D del instante de diástole final original, filtrado con la secuencia LSE + GF y cortado con el plano tricúspide. En ellas se aprecia una adecuada definición de las estructuras anatómicas presentes y se muestra el aislamiento del RV(ver flecha).

Figura 4. Vista transversal de: a) Imagen original, identificando las 4 cámaras cardíacas; b) Imagen filtrada con realce por similitud local (LSE); c) Imagen con región de interés definida por el plano tricúspide



Por otra parte, la Figura 5 muestra la vista 3-D de los 20 instantes que conforman el ciclo cardíaco completo del paciente considerado (validación intra-sujeto). En esta figura se aprecia una excelente representación del RV.

Figura 5. Representación 3-D de las 20 segmentaciones del RV, correspondientes a un ciclo cardíaco completo



Conclusiones

Se ha presentado la estrategia LSE cuya entonación permite una segmentación precisa del RV 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 aurículas, válvulas y arterias del corazón.

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 LSE entonada.

Las segmentaciones generadas, mediante la aplicación de la estrategia LSE, fueron consideradas para calcular los

descriptores más importantes de la función cardíaca vinculada con el ventrículo derecho.

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. Frangi A, Rueckert D, Duncan J. "Three-dimensional cardiovascular image analysis," IEEE Transactions on Medical Imaging. 2002; 21(9):1005-1010.
2. World Health Organization. (2010). Global status report on non-communicable diseases.Tech. Rep.
3. Kelly D, Hasegawa I, Borders R, Hatabu H, Boiselle P. High-resolution CT using MDCT: Comparison of degree of motion artifact between volumetric and axial methods," American Journal of Roentgenology. 2004; 182(3): 757-759.
4. Chan R, Chen K. Multilevel algorithm for a Poisson noise removal model with total-variation regularization. International Journal of Computer Mathematics. 2007; 5: 1-18.
5. Kroft L, De Roos A, Geleijns J. Artifacts in ECG-synchronized MDCT coronary angiography. American Journal of Roentgenology. 2007; 189(3):581-591.
6. Vera M. Segmentación de estructuras cardíacas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte [PhD dissertation]. Mérida-Venezuela: Universidad de los Andes; 2014.
7. Wang K, Ma Y, Le R, Yang Z, Ma Y. Automatic right ventricle segmentation in cardiac MRI via anisotropic diffusion and SPCNN. In Eighth International Conference on Graphic and Image Processing (pp. 1022527-1022527). International Society for Optics and Photonics. 2017.
8. Ringenberg J, Deo M, Devabhaktuni V, Berenfeld O, Boyers P, Gold J. Fast, accurate, and fully automatic segmentation of the right ventricle in short-axis cardiac MRI. Computerized Medical Imaging and Graphics. 2014; 38(3): 190-201.
9. Avendi M, Kheradvar A, 2 Jafarkhani H. Automatic segmentation of the right ventricle from cardiac MRI using a learning-based approach. [internet] 16 February 2017. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28205298>
10. Meyer Y. Wavelets and Operators. USA: Cambridge University Press; 1999.
11. Suykens J, Van Gestel T, De Brabanter J. Least Squares Support Vector Machines. LONDON. World Scientific Publishing Co; 2002.
12. Passarielo G, Mora F. Imágenes Médicas, Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación. Venezuela: Equinoccio Universidad Simón Bolívar; 1995.
13. Whitaker R. A level-set approach to 3-D reconstruction from range data, Computer Vision.1998; 29(3): 203-231.

14. Huérfano Y. Segmentación de estructuras del corazón derecho en imágenes de tomografía computarizada cardiaca. Tesis de Maestría. Venezuela: Universidad Nacional Experimental del Táchira; 2017.
15. Dice L. Measures of the amount of ecologic association between species. *Ecology*. 1945; 26(3): 297-302.
16. Yu Z, Wei G, Zhen C, Jing T, Ling L. "Medical images edge detection based on mathematical morphology,". EN: LIBRO DE PONENCIAS: Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai China; 2005: 6492–6495.
17. Meijering, H. Image enhancement in digital X ray angiography [Tesis de Doctorado]. Utrecht University, Netherlands, 2000.
18. Vera M, Medina R, Bravo A. Detección del corazón utilizando máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados. En memorias del X International Conference of Numerical Methods in Engineering and Applied Sciences (Ciménics–2010). Mérida, Venezuela. 2010: 31–36.
19. Bravo A, Clemente J, Vera M, Avila J, Medina R. An hybrid boundary–region left ventricle segmentation in computed tomography. En memorias de la 5th International Conference on Computer Vision Theory and Applications. (Visapp–2010), Angers, France.2010: 107–114.

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