

Segmentación automática tridimensional de estructuras pulmonares, en imágenes de tomografía computarizada

Three-dimensional automatic segmentation of pulmonary structures in computed tomography images

85

Miguel Vera, MgSc, PhD^{2,3*}, Valentin Molina, MgSc¹, Yoleidy Huérfano, MgSc³, María Vera, BSc⁵, Atilio Del Mar, MD¹³, Williams Salazar, MD⁵, Armando Peña, MgSc², Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD⁷, Sandra Wilches-Duran, MgSc, PhD(c)², José Chacón, MgSc, PhD², Joselyn Rojas, MD, MgSc^{8,9}, Carlos Garicano, MD, MgSc², Julio Contreras-Velásquez, MgSc, PhD(c)², Victor Arias, Ing2, Maritza Torres, MD, PhD(c)¹⁰, Carem Prieto, MgSc, hD(c)⁹, Diana Rojas-Gomez, MD, PhD¹², Wilson Siguencia, MD, PhD(c)¹⁰, Lisse Angarita, MD, PhD(c)¹², Rina Ortiz, MD, PhD(c)¹¹, Valmore Bermúdez, MD, MPH, MgSc, PhD⁹

¹Universidad ECCI. Grupo de investigación en Ingeniería Clínica del Hospital Universitario de la Samaritana (GINIC-HUS). Bogotá, Colombia

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

³Grupo de Investigación en Procesamiento Computacional de Datos (GIPCD-ULA) Universidad de Los Andes-Táchira, Venezuela.

⁴Grupo de Física Nuclear de la Universidad Nacional de Colombia (GFNU). Bogotá, Colombia

⁵Escuela de Medicina, Universidad de Los Andes, Hospital Central de San Cristóbal- Edo. Táchira, Venezuela

⁶Instituto Nacional de Cancerología, Bogotá, Colombia.

⁷Centro de Estudios de la Empresa. Universidad del Zulia, Venezuela.

⁸Pulmonary and Critical Care Medicine Department. Brigham and Women's Hospital. Harvard Medical School. Boston, MA, USA 02115.

⁹Centro de Investigaciones Endocrino-Metabólicas "Dr. Félix Gómez" Facultad de Medicina. Universidad del Zulia, Venezuela.

¹⁰Ministerio de Salud Pública del Ecuador. Distrito de Salud 01D02. Posgrado de Medicina Familiar. Universidad de Cuenca. Cuenca, Ecuador.

¹¹Departamento de Internado Anatomía III. Facultad de Medicina. Universidad Católica de Cuenca. Cuenca, Ecuador.

¹²Escuela de Nutrición y Dietética. Facultad de Medicina. Universidad Andrés Bello, Sede Concepción, Chile.

¹³Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBIDSA), San Cristóbal, Estado Táchira, Venezuela.

Resumen

Se propone una técnica para la segmentación automática 3D de estructuras pulmonares (tráquea, bronquios y pulmones) usando imágenes cardiacas, de tomografía computarizada multicapa. La técnica se fundamenta en el realce por similitud global y se divide en 2 etapas: Filtrado y Segmentación. Mediante el filtrado se utilizan filtros no lineales para abordar los problemas de ruido y artefactos presentes en las imágenes. Durante la segmentación de las mencionadas estructuras se consideran las imágenes filtradas 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. Este tipo de segmentaciones puede ser útil en la detección de ciertas enfermedades que afectan el sistema respiratorio humano vinculadas con diversos tipos de cáncer.

Palabras clave: Imágenes cardiacas, Estructuras pulmonares, Filtrado, Segmentación.

Abstract

A technique for pulmonary structures 3-D segmentation is proposed using multilayer computed tomography images. This technique is global similarity enhancement-based technique and it comprises two stages: Filtering and Segmentation. During filtering a non-linear filters is used to address the noise y artifacts images problems. During segmentation, the region growing algorithm is applied to the pre-processed images and it is initialized using a voxel detected with least squares support vector machines. This kind of segmentation may be useful in the detection of several cancers that impact the human respiratory system.

Keywords: Cardiac images, Pulmonary structures, Filtering, Segmentation.

La Tomografía Computarizada Multicapa (MSCT), se basa en la adquisición simultánea de más de un plano tomográfico, usando un sistema helicoidal y está, íntimamente, relacionada con los sistemas de adquisición que emplean múltiples detectores. Generalmente, un sistema básico de MSCT consta de un gantry, una mesa para ubicar al paciente, una consola de control y una computadora. El gantry posee la fuente de Rayos X, el sistema de adquisición de información y el arreglo de detectores. El término helicoidal se acuñó dentro del ámbito de la tomografía multicapa debido a que, cuando el paciente se traslada en dirección horizontal el gantry, simultáneamente, rota de manera continua lo cual produce una trayectoria helicoidal¹. La literatura especializada reporta la tomografía computarizada como la modalidad imagenológica de elección al momento de estudiar digitalmente las estructuras pulmonares¹.

Los nuevos equipos, de tomografía multicapa, pueden generar bases de datos de imágenes de distintos órganos del cuerpo humano, compuesta por volúmenes isotrópicos o anisotrópicos de alta resolución. Así, un tomógrafo actual de MSCT, está en la capacidad de producir imágenes torácicas compuesto por un número variable y, generalmente, elevado de cortes (capas) con una resolución espacial de 512 x 512 píxeles y con una profundidad, relativa a los niveles de gris, de 16 bits. Mediante la aplicación de métodos de reconstrucción de los planos transaxiales, obtenidos durante el proceso de adquisición, el sistema puede generar, por ejemplo, una representación volumétrica de las estructuras pulmonares sometidas a estudio².

No obstante, la generación de un número elevado (de imágenes de alta resolución espacial) trae como consecuencia que los expertos clínicos desarrollen procesos de segmentación manual de las estructuras pulmonares, que se convierten en tareas engorrosas y tienen, adicionalmente, la desventaja de ser operador-dependiente. Por lo que, en general, tales segmentaciones pueden orientarse a técnicas que las simplifiquen, sin dejar de lado la robustez de los nuevos métodos sugeridos³.

El desarrollo de métodos automáticos de segmentación tiene el potencial de reducir, sustancialmente, el tiempo empleado por algunos procedimientos médicos, que podrían llevarse a cabo con mayor efectividad y menor riesgo, por ejemplo, la planificación de cirugías o de tratamientos complejos como los de radioterapia, entre otras^{4,5}.

Por esta razón, a fin de superar los problemas que implican los procesos de segmentaciones manuales, se han propuesto algunos enfoques para la segmentación de los

pulmones con diversos propósitos. Así⁶, proponen una técnica basada en procesos de umbralización y análisis de texturas para la segmentación automática de los pulmones, en imágenes de tomografía computarizada (CT). Ellos consideran 76 bases de datos de sujetos sanos y enfermos reportando excelentes valores para las métricas establecidas, entre las que se incluye la comparación de volúmenes ocupados por segmentaciones manuales, generadas por un oncólogo y las segmentaciones automáticas generadas por el método que ellos presentan⁷.

También² consideran imágenes de CT para segmentar, automáticamente, los pulmones mediante una metodología basada en umbralización + level set. Estos autores no presentan métricas que permitan inferir la calidad de su trabajo desde la óptica cuantitativa.

Adicionalmente⁸, generan la morfología pulmonar presente en imágenes de CT utilizando una técnica basada en métodos de multi-umbralización, morfología matemática e interpolación polinomial. Estos investigadores reportan una correspondencia de volúmenes automáticos y manuales superiores al 95%.

Recientemente, se ha desarrollado la segmentación de pulmones presentes en imágenes en otras modalidades como PET y SPECT^{9,10}, reportando resultados satisfactorios para los autores de los mismos.

Todos estos antecedentes están direccionados hacia la detección de diversos tipos de enfermedades que afectan directa o indirectamente el funcionamiento de los pulmones y por ende del sistema respiratorio humano y requieren como modelo inicial la morfología 3D de los pulmones.

Por otra parte, este trabajo es una extensión de¹¹. Los principales aportes son: a) Uso de una técnica de agrupamiento, basada en crecimiento de regiones, para la segmentación eficiente de estructuras pulmonares. b) Segmentación automática de ciertas estructuras vinculadas con el sistema respiratorio humano, sin el uso de planos aislantes.

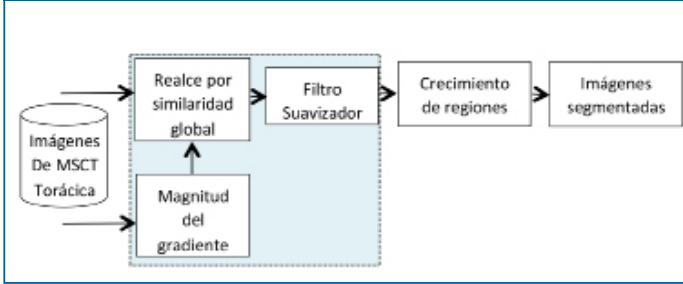
Descripción de las bases de datos

La base de datos (DB) utilizada fue suministrada por el Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBIDSA) ubicado en San Cristóbal, Estado Táchira, Venezuela, y está constituida por imágenes de MSCT de tórax de un sujeto sano. La DB consta de 129 imágenes de resolución espacial 512x512 píxeles, muestreadas a 12 bits por píxel, con vóxeles de tamaño 0.977 mm x 0.977 mm x 3.00 mm.

Descripción de la técnica utilizada para la segmentación de algunas estructuras pulmonares.

La Figura 1, muestra la estrategia propuesta para generar la morfología de ciertas estructuras pulmonares. Debido a que tal estrategia está basada en realce por similitud¹¹ de tipo global, en el contexto del presente artículo, será utilizado el acrónimo Egs para hacer referencia a ella.

Figura 1. Diagrama de bloques de la estrategia Egs



Para una explicación detallada de los fundamentos y aplicaciones de la técnica basada en realce por similitud se pueden consultar las referencias^{11,12,13,14}. A continuación se describen las etapas que conforman la estrategia Egs.

Etapas de filtrado

En la Figura 1, se ha destacado mediante un recuadro gris la etapa de filtrado basada en realce por similitud global (GSE). Este tipo de realce consiste en:

- a) Generar una imagen gradiente (I_g) procesando cada imagen original (I_o) con un filtro denominado magnitud del gradiente¹⁵. El papel de este filtro es detectar los bordes de las estructuras presentes en las imágenes.
- b) Aplicar una función de similitud global considerando I_o e I_g para generar una imagen (I_{gs}) cuyos niveles de gris se hacen coincidir con el valor absoluto de la resta aritmética de todos los niveles de gris de I_o y de I_g. De esta manera, el modelo matemático que rige la similitud global viene dado por la Ec. (1).

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

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

- c) Debido a que el filtro denominado magnitud del gradiente puede reforzar el ruido Poisson, presente en las imágenes de MSCT, se aplica a la imagen I_{gs} un filtro suavizador, en este caso particular, el filtro de mediana (MF)¹⁶.

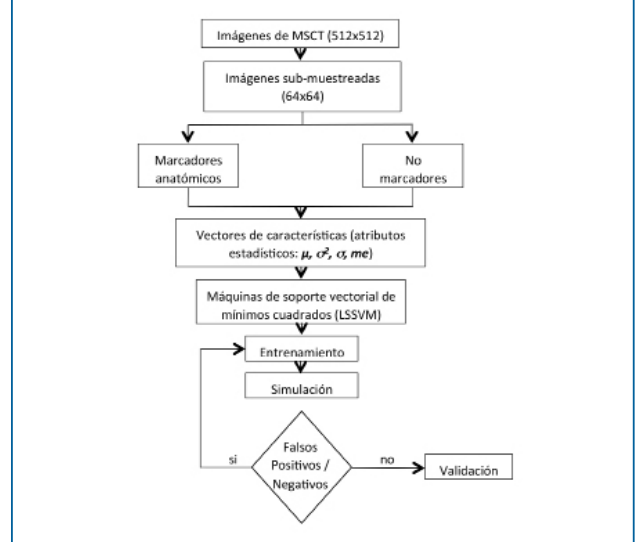
Etapas de segmentación

La ubicación de la semilla, para inicializar el crecimiento de regiones¹⁵ (RG), se calcula usando máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados¹⁷ (LSSVM), el proceso de la misma se muestra en la figura 2. Para aplicar el RG, a las imágenes filtradas, 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 valor óptimo para el parámetro r se obtiene heurísticamente. b) Como criterio pre-definido, se elige el modelado mediante la Ec. (2).

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

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

Figura 2. Diagrama sintético de la operatividad de las LSSVM



Resultados

Los parámetros óptimos que se obtuvieron para r y m, se obtuvieron de manera heurística, fueron 2 y 5, respectivamente. Tales valores, permitieron generar un cubo de lado 2 píxeles y realizar la segmentación de los pulmones, considerando 5 veces la desviación estándar de la imagen. Luego, al analizar cuál de las imágenes pre-procesadas correspondía a los parámetros óptimos del RG, se identificó que la imagen pre-procesada con el filtro de mediana con tamaño de vecindad (5x5x5) fue la que correspondía a tales parámetros. Además, para las LSSVM, entrenadas para la detección de los vóxeles "semilla", se obtuvieron como parámetros óptimos (para g y σ²) los valores de 2.5 y 0.50, respectivamente. A continuación, se presentan los resultados cualitativos correspondientes a las etapas de filtrado y segmentación. En este sentido, la figura 3, muestra una vista axial de la imagen original. Adicionalmente, mediante la figura 4 se presenta una vista axial de la imagen procesada con un filtro denominado magnitud del gradiente. En ella se aprecia, claramente, una excelente definición de los bordes que delimitan los objetos presentes en la imagen, particularmente, se observan con facilidad los contornos que contienen los pulmones.

Además, en la figura 5 se presenta el resultado de la aplicación de la función de similitud global.

En ella, se observa una minimización del problema de ruido y una definición apropiada de las estructuras que conforman el tórax lo cual facilita la segmentación de los

pulmones. De manera complementaria, en la figura 6, se aprecia el efecto de utilizar un filtro de mediana como suavizador aplicado sobre la imagen de similaridad global.

Como se aprecia, en la figura 6, se logra generar una imagen en la cual se preservan los bordes y se agrupa, adecuadamente, la información contenida en su interior.

También, se presentan las segmentaciones tridimensionales de las estructuras pulmonares que se identifican a continuación. Así, mediante la figura 7 se muestra una representación tridimensional correspondiente a la tráquea y bronquios.

Como se aprecia, en la figura 7, se obtuvo una adecuada representación 3D de la morfología tanto de la tráquea

como de los bronquios. Estas estructuras son claves en los procesos que apuntalan el sistema respiratorio del ser humano. Finalmente, la figura 8 presenta los resultados correspondientes a las segmentaciones tanto del pulmón derecho como del izquierdo del sujeto considerado; mientras que la figura 9, muestra una visión integrada de todas las estructuras segmentadas que muestran la excelente correspondencia existente entre ellas.

En ambas figuras se logra ver una excelente representación tridimensional tanto de los pulmones como de la tráquea y bronquios lo cual indica que la técnica propuesta arroja resultados aceptables desde el contexto cualitativo.

Figura 3. Vista axial de la imagen original

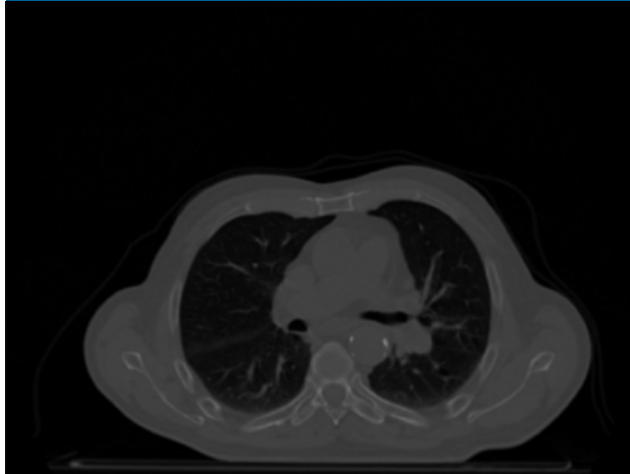


Figura 5. Vista axial de imagen filtrada mediante la función de similaridad global (GSE).

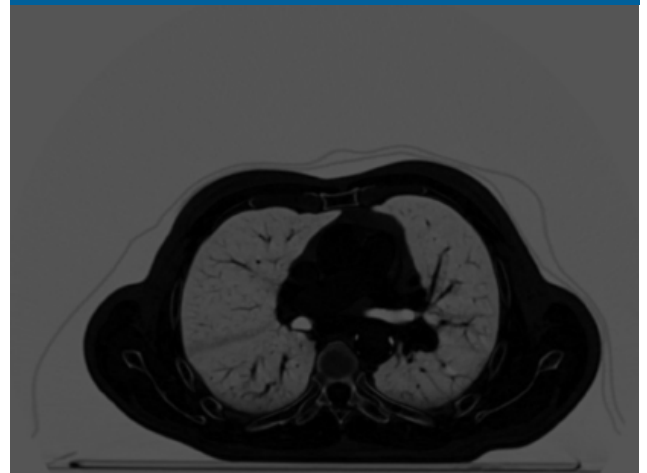


Figura 4. Vista axial de imagen procesada con el filtro de magnitud del gradiente el cual detecta los contornos de los objetos presentes en la imagen.

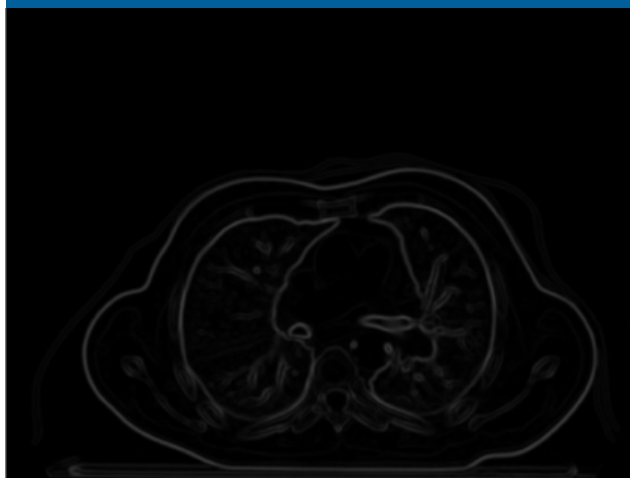


Figura 6. Vista axial de la imagen de similaridad global suavizada mediante la aplicación de un filtro de mediana de tamaño (5x5x5)

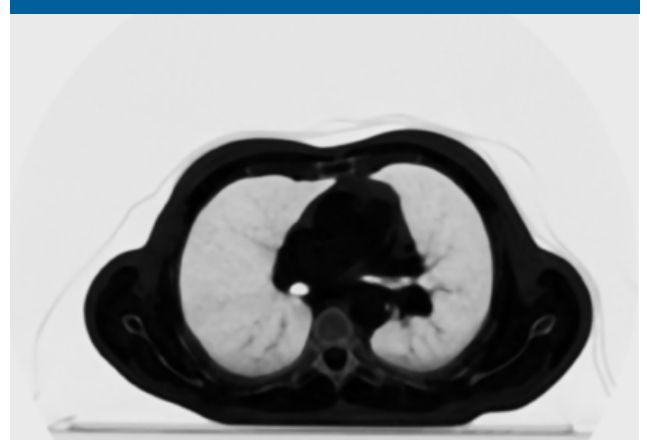


Figura 7. Superficie tridimensional correspondiente a tráquea y bronquios luego de aplicar el método de crecimiento de regiones a las imágenes filtradas.

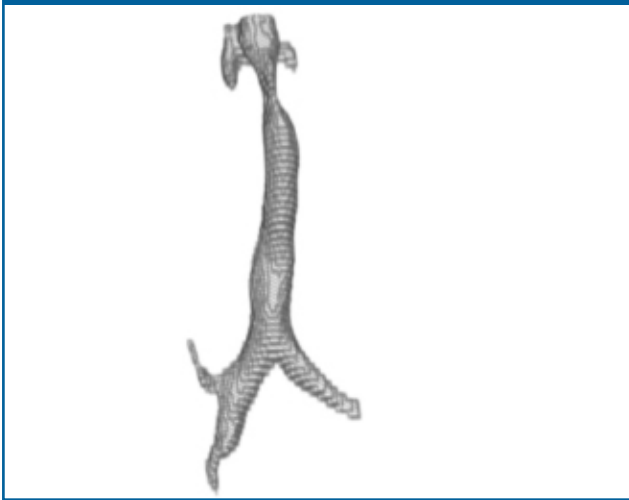


Figura 8. Superficie tridimensional correspondiente a: a) Pulmón derecho. b) Pulmón izquierdo.

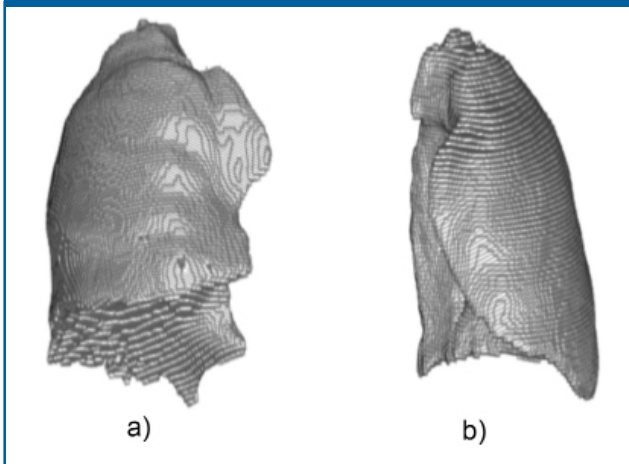


Figura 9. Superficie tridimensional correspondiente a la integración de las estructuras pulmonares segmentadas (tráquea + bronquios + pulmones)



Conclusiones

Se ha presentado una técnica basada en realce por similitud global que genera excelentes segmentaciones de ciertas estructuras vinculadas con el sistema respiratorio humano. Tales segmentaciones pueden ser útiles en diversos contextos como el académico-didáctico (estudio de la anatomía pulmonar), investigativo (modelos de segmentación robustos, automáticos y eficientes), clínico (planeación de procesos terapéuticos y quirúrgicos) y empresarial (producción y comercialización de modelos realísticos, vía impresión 3D, de los pulmones).

En el corto plazo, se tiene previsto utilizar esta técnica en un número importante de bases de datos multimodalidad para la detección del mayor número posible de enfermedades vinculadas con el sistema respiratorio humano como, por ejemplo, identificación, cuantificación y monitoreo de tumores intra o extra pulmonares.

También se pretende validar esta técnica considerando un número importante de bases de datos multimodalidad (PET-CT) e introduciendo métricas que permitan cuantificar el volumen que ocupan los pulmones y/o tumores de tal forma que se pueda establecer, con precisión, el espacio que estas estructuras ocupan contextualmente. La obtención de este tipo de dato facilita la adecuada aplicación de procesos de radioterapia en aquellos casos en los cuales se detecte la presencia de tumores cancerígenos tratando de afectar (lo menos posible) órganos circundantes tales como el corazón.

En el área terapéutica se puede partir de las mencionadas segmentaciones para la aplicación de fármacos, radioterapias y/o quimioterapias como parte integral de un plan que aborde la problemática que supone la presencia de tales tumores. Además, se pueden considerar las segmentaciones generadas para la planificación de cirugías, virtuales y/o reales, con fines terapéuticos.

Referencias

1. Croft B, Tsui B. Nuclear medicine. In: Bronzino JD, editor. The Biomedical Engineering Handbook. Vol. 1. 2a ed. Boca Raton: CRC Press LLC; 2000. 1215-46.
2. Silveira M, Marques J. Automatic segmentation of the lungs using multiple active contours and outlier model. En: Engineering in Medicine and Biology Society, 2006 EMBS'06 28th Annual International Conference of the IEEE. IEEE; 2006:3122-25.
3. Lange K, Carson R, others. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. Journal of Computer Assisted Tomography. 1984;8(2):306-16.

4. Olabbarriaga SD, Smeulders AW. Interaction in the segmentation of medical images: A survey. *Medical image analysis*. 2001;5(2):127-42.
5. Bouma H, Sonnemans JJ, Vilanova A, Gerritsen FA. Automatic Detection of Pulmonary Embolism in CTA Images. *IEEE transactions on medical imaging*. 2009;28(8):1223-30.
6. Cai W, Walter S, Karangelis G, Sakas G. Collaborative Virtual Simulation Environment for Radiotherapy Treatment Planning. *Computer Graphics Forum*. 2000;19(3):379-90.
7. Wang J, Li F, Li Q. Automated segmentation of lungs with severe interstitial lung disease in CT. *Medical physics*. 2009;36(10):4592-99.
8. Prasad MN, Brown MS, Ahmad S, Abtin F, Allen J, da Costa I, et al. Automatic Segmentation of Lung Parenchyma in the Presence of Diseases Based on Curvature of Ribs. *Academic radiology*. 2008;15(9):1173-80.
9. Mi H, Petitjean C, Dubray B, Vera P, Ruan S. Automatic lung tumor segmentation on PET images based on random walks and tumor growth model. En: 2014 IEEE 11th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI). IEEE; 2014: 1385-88.
10. Grigorios-Aris C, Mariam A-M, Kostas H, Anthony AH, Jonas J, Marika B, et al. Automatic segmentation of lungs in SPECT images using active shape model trained by meshes delineated in CT images. En: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the. IEEE; 2016: 1280-83.
11. Vera M. Segmentación de estructuras cardiacas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte [Tesis doctoral]. Mérida-Venezuela: Universidad de los Andes, 2014.
12. Vera M, Bravo A, Garreau M, Medina R. Similarity enhancement for automatic segmentation of cardiac structures in computed tomography volumes. En: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE; 2011: 8094-97.
13. Vera M, Bravo A, Medina R. Improving Ventricle Detection in 3-D Cardiac Multislice Computerized Tomography Images. *Theory and Applications, Communications in Computer and Information Science*. 2011;229(1):170-83.
14. Bravo A, Vera M, Garreau M, Medina R. Three-dimensional segmentation of ventricular heart chambers from multi-slice computerized tomography: An hybrid approach. En *memorias del Digital Information and Communication Technology and Its Applications*. 2011;166:287-301.
15. Passarielo G, Mora F. *Imágenes Médicas, Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación*. Venezuela: Equinoccio Universidad Simón Bolívar; 1995.
16. Fischer M, Paredes JL, Arce GR. Weighted median image sharpeners for the World Wide Web. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2002;11(7):717-27.
17. Pelckmans K, Suykens JA, Van Gestel T, De Brabanter J, Lukas L, Hamers B, et al. LS-SVMLab: a matlab/c toolbox for least squares support vector machines. *Tutor KULeuven-ESAT Leuven Belg*. 2002;142:1-2.

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.



cdch-ucv.net



publicaciones@cdch-ucv.net