

Segmentación automática tridimensional de estructuras ventriculares cerebrales en imágenes de resonancia magnética

Three-dimensional automatic segmentation of ventricular brain structures in magnetic resonance imaging

20

Miguel Vera, MgSc. PhD^{1*}, Valentín Molina, MgSc², Yoleidy Huérfano, MgSc³, María Vera, MD⁴, Atilio Del Mar, MD⁵, Williams Salazar⁴, Sandra Wilches-Duran, MgSc, PhD(c)¹, Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD⁶, Joselyn Rojas, MD, MgSc^{6,7}, Carlos Garicano, MD, MgSc¹, Armando Peña, MgSc¹, Julio Contreras-Velásquez, MgSc, PhD(c)¹, Victor Arias, Ing¹, José Chacón, MgSc, PhD¹

¹Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera (ALEF), Universidad Simón Bolívar, Cúcuta, Colombia.

E-mail de correspondencia: m.avera@unisimonbolivar.edu.co, veramig@gmail.com*

²Universidad ECCI. Grupo de investigación en Ingeniería Clínica del Hospital Universitario de la Samaritana (GINIC-HUS). Bogotá, Colombia.

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

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

⁵Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBDSA), San Cristóbal, Venezuela. e-mail: atiliodelmar@yahoo.com.

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

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

⁸Centro de Estudios de la Empresa. Universidad del Zulia, Venezuela.

Resumen

Se propone una técnica para la segmentación automática 3-D de estructuras cerebrales (ventrículos laterales, tercero y cuarto) usando imágenes de resonancia magnética. 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 ventricular cerebral humano.

Palabras clave: Imágenes de resonancia magnética, Estructuras ventriculares cerebrales, Filtrado, Segmentación.

Abstract

A technique for brain ventricles structures 3-D segmentation is proposed using magnetic resonance 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 and 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 pathologies that impact the brain ventricles system.

Keywords: Magnetic resonance images, Brain ventricles structures, Filtering, Segmentation.

La técnica de adquisición de imágenes denominada Imagenología por Resonancia Magnética (MRI), es una modalidad de imagenología médica muy importante, desde el punto de vista clínico, debido al excepcional contraste que exhiben las imágenes generadas mediante ella¹. En contrapartida, esta técnica de imagen, presenta como principales desventajas su alto costo y la imposibilidad de acceder al paciente durante el proceso de adquisición. La MRI explota la existencia de un campo magnético inducido en el cuerpo del paciente. Los materiales que poseen un número impar de protones exhiben un momento magnético nuclear el cual, a pesar de ser muy débil, es observable². Este tipo de momento, normalmente, se orienta de manera aleatoria, sin embargo, cuando los referidos materiales son sometidos a campos magnéticos muy intensos, sus momentos tienden a alinearse de acuerdo a una orientación inducida por la polaridad dominante de dichos campos². Cuando la MRI se emplea para extraer información relacionada con las estructuras cerebrales se puede usar el término Resonancia Magnética Cerebral (BMR)³. La BMR es muy útil para la detección de enfermedades cerebrales tales como hidrocefalias (comunicante, no comunicante y ex vacuo), aneurismas, quistes, lesiones de parénquima, edemas perilesionales en lesiones ocupantes de espacio, entre otras^{1,2,3}.

Otra aplicación importante de la BMR es la MRI etiquetada y la resonancia magnética funcional (fMRI). La MRI etiquetada permite el marcaje de diversos planos que contienen regiones específicas del cerebro, en imágenes de resonancia magnética. Para ello, a fin de perturbar la magnetización de los protones presentes en una o más zonas del tejido cerebral, es aplicado un pulso de radio frecuencia selectivo antes del proceso de adquisición. Una imagen de resonancia es obtenida, en un plano que es ortogonal respecto a un plano etiquetado particular, antes de que todos los protones recuperen la magnetización³. Luego de un tiempo T, los protones perturbados recobran la magnetización original y generan un pulso de radio frecuencia que es detectado por el equipo de adquisición el cual produce una imagen etiquetada de la estructura analizada. El desplazamiento que se produce entre la imagen de resonancia y la etiquetada se refleja como un conjunto de franjas o zonas de diferentes intensidades, en la imagen que entrega esta técnica. El número, posición, grosor e intensidad de estas zonas depende tanto del ángulo del pulso de radio frecuencia como de la intensidad y dirección del campo magnético aplicado³.

Así, un resonador magnético actual, está en capacidad de producir imágenes cerebrales compuestas por un número variable y, generalmente, elevado de cortes (capas) con una resolución espacial, usualmente, de 256 x 256 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 cerebrales sometidas a estudio³.

No obstante, la generación de un número elevado (de imágenes de alta resolución espacial) trae como consecuencia que los expertos clínicos que trabaja con estructuras cerebrales deban desarrollar procesos de segmentación manuales que se convierten en tareas engorrosas y tienen, adicionalmente, la desventaja de ser operador-dependiente, por lo que, en general, tales segmentaciones deben estar restringidas a aquellas situaciones en que pueden ser desarrolladas de una manera simple y robusta⁴.

El desarrollo de métodos automáticos de segmentación tiene el potencial de reducir, sustancialmente, el tiempo empleado por algunos procedimientos médicos, los que así 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^{5,6}.

Por esta razón, a fin de superar los problemas que implican los procesos de segmentaciones manuales, y con el propósito de detectar ciertas patologías se han propuesto algunas metodologías para la segmentación de las estructuras cerebrales más importantes. Así, Clangphukhiew et al.⁷, proponen una técnica basada en procesos de normalización, perfiles de niveles de gris, filtraje (basado en difusión anisotrópica y funciones sigmoidales), matrices de co-ocurrencias y texturas para la segmentación, bidimensional y automática, de los ventrículos cerebrales en imágenes de tomografía computarizada (CT). Ellos consideran 30 capas de datos de sujetos sanos reportando excelentes valores para las métricas que ellos consideraron, entre las que se incluye la comparación de volúmenes ocupados por segmentaciones manuales, generadas por un experto neurólogo y las segmentaciones automáticas generadas por el método que ellos presentan.

También, Liu et al.⁸, consideran imágenes de resonancia magnética para segmentar, automáticamente, los ventrículos cerebrales mediante una metodología basada en umbralización + crecimiento de regiones. Estos autores presentan como métrica el coeficiente de Dice reportando valores superiores 0.90.

Adicionalmente, Bhanu et al.⁹, detectan derrames intra y extra ventriculares en imágenes de cráneo adquiridas mediante la modalidad de CT utilizando una técnica basada en métodos de level set de distancia regularizada. Estos investigadores reportan una correspondencia de volúmenes automáticos y manuales superiores a 0.9.

Todos estos antecedentes están direccionados hacia la detección de diversos tipos de enfermedades que afectan directa o indirectamente el funcionamiento del cerebro humano.

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 cerebrales. b) Segmentación automática de ciertas estructuras vinculadas con el sistema de ventrículos cerebrales, sin el uso de planos aislantes.

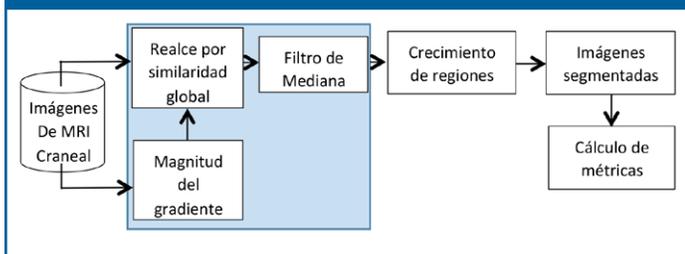
Descripción de las bases de datos

La base de datos (DB) utilizada fue suministrada por el Instituto de Bioingeniería y Diagnóstico Sociedad Anónima (IBIDSA) ubicada en San Cristóbal, Estado Táchira, Venezuela, y está constituida por imágenes de resonancia magnética de cráneo de un sujeto con hidrocefalia. La DB consta de 192 imágenes de resolución espacial 256x216 píxeles, muestreadas a 12 bits por píxel, con vóxeles de tamaño 1 mm x 1 mm x 1 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 un tipo de realce por similitud¹¹ de tipo global, en el contexto del presente artículo, será utilizado el acrónimo Egs para hacer referencia a ella.

Fig. 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 Ricciano, 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.

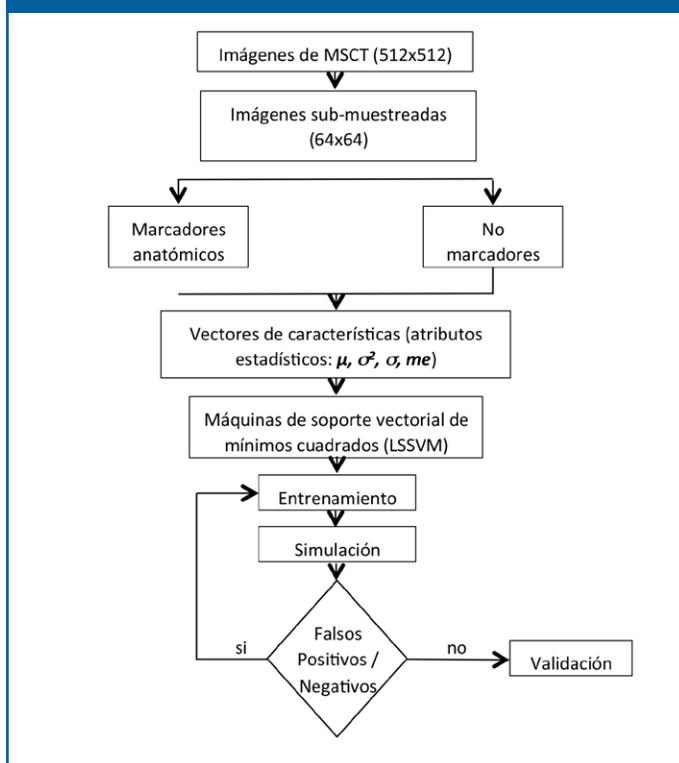
Etapas de segmentación

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 3 y 2.8, respectivamente. Tales valores, permitieron generar un cubo de lado 3 píxeles y realizar la segmentación de los pulmones, considerando 2.8 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 corres-

pondía a tales parámetros. Además, para las LSSVM, entrenadas para la detección de los vóxeles "semilla", se obtuvieron como parámetros óptimos (para g y σ^2) los valores de 1.75 y 1.50, 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 las estructuras cerebrales.

Figura 3. Vista axial de la imagen original

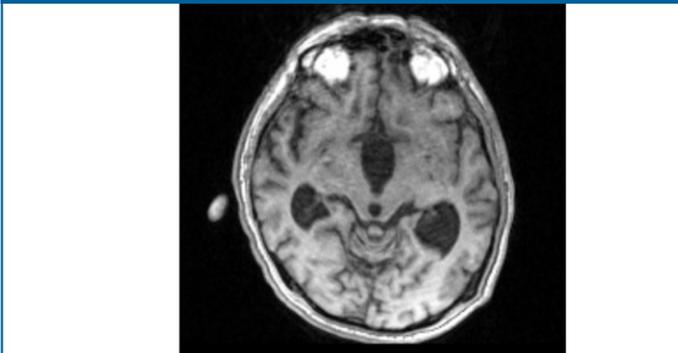
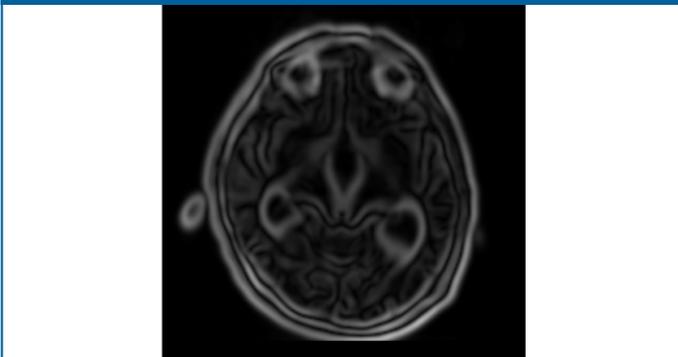
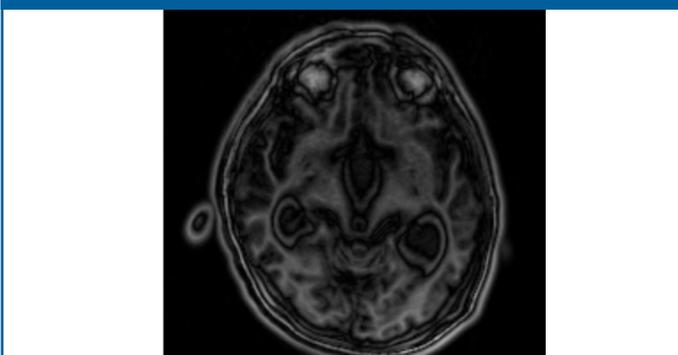


Figura 4. Vista axial de imagen procesada con el filtro de magnitud del gradiente el cual detecta los contornos de los objetos presentes en la imagen



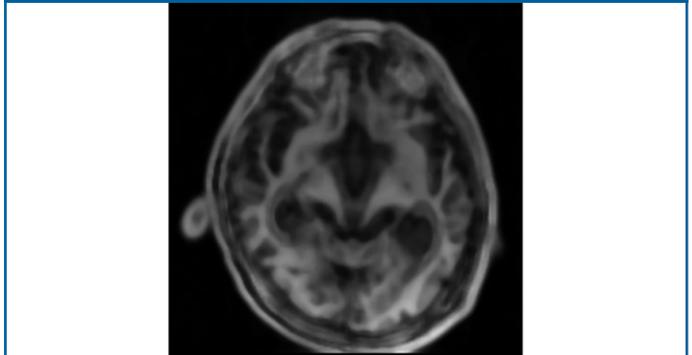
Además, en la Figura 5 se presenta el resultado de la aplicación de la función de similaridad global.

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



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.

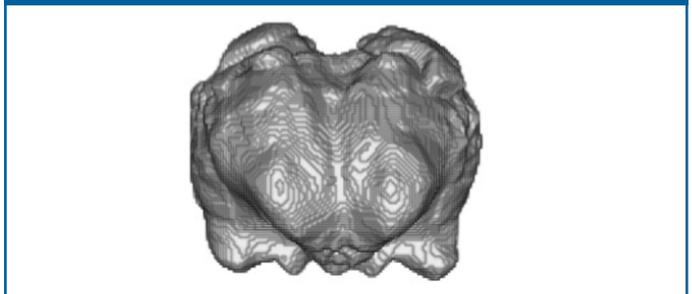
Figura 6. Vista axial de la imagen de similaridad global suavizada mediante la aplicación de un filtro de mediana de tamaño (5x5x5)



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 cerebrales que se identifican a continuación. Así, mediante la Figura 7 se muestra una representación tridimensional correspondiente a una vista anterior de los ventrículos laterales y del tercer ventrículo.

Figura 7. Superficie tridimensional correspondiente a ventrículos (dilatados por hidrocefalia), luego de aplicar el método de crecimiento de regiones a las imágenes filtradas.



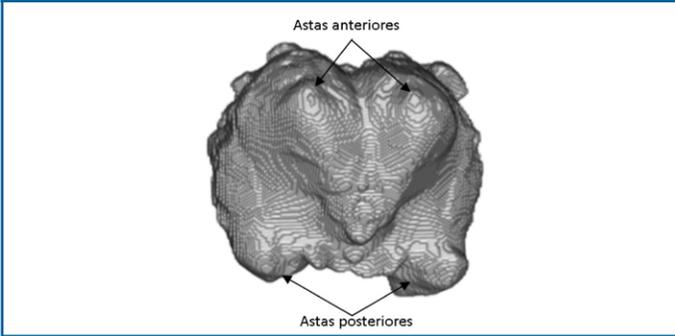
Como se aprecia, en la Figura 7, se obtuvo una adecuada representación 3D de la morfología tanto de los ventrículos laterales como del tercer ventrículo. Finalmente, la Figura 8 presenta los resultados correspondientes a una vista antero-inferior en la cual se logra apreciar, adicionalmente, el inicio del cuarto ventrículo.

En ambas figuras se logra ver una excelente representación tridimensional de los ventrículos cerebrales observándose, claramente, la hidrocefalia, lo cual indica que la técnica propuesta arroja resultados aceptables desde el contexto cualitativo.

En el contexto cuantitativo, para este tipo de imágenes, se puede utilizar el índice de Evans (IE) el cual permite cuantificar diversos tipos de patologías, entre las que se encuentra la hidrocefalia comunicante. En el caso de las imágenes con-

sideradas, para el IE se estimó un valor de 0.48 (valor que supera el referente de 0.30), confirmándose de esta forma la referida patología.

Figura 8. Superficie tridimensional correspondiente a una vista antero-inferior de los ventrículos cerebrales



Se ha presentado una técnica basada en realce por similitud global, que genera excelentes segmentaciones de ciertas estructuras vinculadas con los ventrículos cerebrales. Tales segmentaciones pueden ser útiles en diversos contextos tales como el académico-didáctico (estudio de la anatomía de los ventrículos cerebrales), 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 ventrículos cerebrales).

A corto plazo, se tiene previsto utilizar esta técnica en un número importante de bases de datos para la detección del mayor número posible de enfermedades vinculadas con el cerebro como, por ejemplo, identificación, cuantificación y monitoreo de tumores intra cerebrales.

También se pretende validar esta técnica considerando un número importante de bases de datos multimodalidad (MRI-CT) e introduciendo métricas que permitan cuantificar el volumen que ocupan los ventrículos cerebrales 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.

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.

Finalmente, en el contexto terapéutico de la patología detectada (hidrocefalia comunicante), la técnica propuesta, en el

presente trabajo, puede facilitar una planificación de la colocación definitiva del catéter proximal en el sistema de derivación ventrículo-peritoneal que, usualmente, se utiliza para el tratamiento quirúrgico de la mencionada patología.

Referencias

1. Macovski A, Pauly J, Schenck J, Kwong K, Chesler D, Hu X, et al. Magnetic resonance imaging. In Bronzino JD, editor. The Biomedical Engineering Handbook. Vol.1.2ª ed. Boca Raton: CRC Press LLC; 2000. 1174-1215.
2. Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, Yang A, Shapiro EP. Human heart: tagging with MR imaging--a method for noninvasive assessment of myocardial motion. Radiology. 1988;169(1):59-63.
3. Ayache N. Medical computer vision, virtual reality and robotics. Image and Vision Computing. 1995;13(4):295-313.
4. Lange K, Carson R. Em reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. Journal of Computed Assisted Tomography. 1984;8(3):306-16.
5. Olabarriga S, Smeulders A. Interaction in the segmentation of medical images: A survey. Medical Image Analysis. 2001;5(2):127-142.
6. 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.
7. Ciangphukhieo B, Aimmanee P, Uyyanonvara B. Segmenting the Ventricle from CT Brain Image using Gray-Level Co-occurrence Matrices (GLCMs). In: World Congress on Engineering 2014 Vol I, London;2014:1168-73.
8. Liu J, Huang S, Nowinski WL. Automatic segmentation of the human brain ventricles from MR images by knowledge-based region growing and trimming. Neuroinformatics. 2009;7(2):131-146.
9. Bhanu K, Zhou S, Morgan T, Hanley D, Nowinski W. Segmentation and quantification of intra-ventricular/cerebral hemorrhage in CT scans by modified distance regularized level set evolution technique. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 2012;7(5):785-98.
10. Colmenares L, Montilla G, Villalba N, Albanés LM, Bosnjak A, Jara I, et al. Análisis de los Resultados de la Implementación de Segmentación con ITK. Enfoque cualitativo. En: Conferencia Ibero-Americana de Ingeniería e Innovación Tecnológica: CIIIT 2009.
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. In 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2011:8094-97.
13. Vera M, Bravo A, Medina R. Improving Ventricle Detection in 3-D Cardiac Multislice Computerized Tomography Images. In: Richard P, Braz J. Theory and Applications, Communications in Computer and Information Science. Berlin: Springer;2011:170-83.
14. Bravo A, Vera M, Garreau M, Medina R. Three-dimensional segmentation of ventricular heart chambers from multi-slice computerized tomography: An hybrid approach. In: Cherifi H, Zain JM, El-Qawasmeh E. Digital Information and Communication Technology and Its Applications. Berlin: Springer;2011:287-301.
15. G. Passariello 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. Suykens JA, Vandewalle J. Least squares support vector machine classifiers. Neural processing letters. 1999;9(3):293-300.