

# Segmentación de la Luz Aórtica en Imágenes de Resonancia Magnética para Guiado de Catéteres Aórticos

J. Tarjuelo Gutiérrez<sup>1,2</sup>, B. Rodríguez Vila<sup>1,2</sup>, P. Sánchez-González<sup>1,2</sup>, E.J. Gómez Aguilera<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Bioingeniería y Telemedicina (GBT), Universidad Politécnica de Madrid (UPM), Madrid, España, {jtarjuelo,brvila,psanchez,egomez}@gbt.tfo.upm.es

<sup>2</sup> Centro de Investigación Biomédica en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España

## Resumen

*Los procedimientos de cateterismo se han convertido en una herramienta fundamental para las intervenciones cardiovasculares. El proyecto SCATh pretende facilitar el guiado del catéter a partir de un modelo preoperatorio del paciente basado en imágenes 3D, para lo que se requiere la segmentación de la luz y la pared aórtica. Aunque la mayoría de los centros hacen uso de CTA, está estudiándose el uso de imágenes de RM para este fin, puesto que puede permitir la segmentación de la luz y la pared aórtica sin el uso de agentes de contraste nefrotóxicos. Se ha implementado un método de segmentación de la luz de la aorta en imágenes de RM sin agentes de contraste basado en el uso de un algoritmo de realzado de estructuras vasculares.*

## 1. Introducción y estado del arte

Las enfermedades cardiovasculares comprenden el grupo de enfermedades que afectan al corazón o a los vasos sanguíneos y supone la mayor causa de mortalidad en el UE. En febrero de 2008, la estadística anual Europea de Enfermedades Cardíacas informó que las enfermedades cardíacas causaron en torno a 4.3 millones de muertes en Europa, lo que supone un 42% de las muertes en la UE. La alta incidencia de las enfermedades cardíacas se traduce en un elevado coste en los sistemas de salud europeos, más de 192 billones de euros en 2006, de los cuales 110 billones € corresponden a costes sanitarios, 40 billones € en pérdidas de productividad y 42 billones € en cuidado informal<sup>1</sup>.

Los procedimientos de cateterismo son fundamentales en el tratamiento de complicaciones cardiovasculares, aunque llevan asociados la complejidad de las técnicas de mínima invasión, mayoritariamente causadas por la falta de acceso directo y visibilidad sobre la zona a tratar [1]. Alguna de las enfermedades cardiovasculares que se tratan en la actualidad mediante técnicas de cateterismo son los aneurismas aórticos, el reemplazo de la válvula aórtica mediante cateterismo o el posicionamiento y despliegue del globo de endo-sujeción.

La técnica utilizada actualmente para el guiado del catéter es la fluoroscopia, que permite obtener imágenes en tiempo real de las estructuras internas del paciente. El uso de radiación ionizante puede ser perjudicial tanto para el paciente como para el personal médico [2]. El objetivo principal del proyecto SCATh (FP7-ICT-2009-4-248782) es la creación de una plataforma ICT que cierre el espacio entre la realidad del catéter dentro del sistema cardiovascular y la manera en que ésta realidad se presenta al intervencionista. Para la consecución de este objetivo se pretende la construcción de un completo

modelo preoperatorio de la aorta, a nivel geométrico, mecánico y fisiológico, a partir de imágenes preoperatorias del paciente. El paso inicial para la construcción de este modelo requiere la segmentación de la luz y la pared aórtica, siendo el primero de ellos el objetivo del presente trabajo de investigación.

Aunque la mayoría de los centros hospitalarios usan angiografía por tomografía (CTA) para el seguimiento de los pacientes, la imagen de resonancia magnética (IRM) está atrayendo la atención como una modalidad que puede replazar a la CTA en esta aplicación. Algunas ventajas de la IRM sobre la CTA son el uso de radiación no ionizante, una mayor sensibilidad a fugas internas y un mejor contraste del tejido blando que permite la evaluación de la consistencia del trombo [3]. La IRM ofrece además la posibilidad de segmentar la luz de la aorta sin el uso de agentes de contraste nefrotóxicos.

En la angiografía por resonancia magnética (MRA), al igual que en la CTA, se hace uso de un agente de contraste para facilitar la visualización de la luz de la arteria, pero su uso tiene inconvenientes asociados [4][5]. El uso de contraste resalta la intensidad de los vóxeles de la luz aórtica, pero enmascara las intensidades cercanas, dificultando mucho la visualización de la pared aórtica. Normalmente el agente de contraste usado es el gadolinio. La Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios (AEMPS) advierte sobre la administración de gadolinio en pacientes con insuficiencia renal grave y la aparición de Fibrosis Sistémica Nefrogénica (FSN) [4]. La asociación entre la administración de contraste para RM a base de gadolinio (gadodiamida) en pacientes con insuficiencia renal como desencadenante de FSN, se identificó en algunos estudios recientemente publicados [4].

En este trabajo se ha implementado un método orientado a la segmentación de la luz aórtica a partir de imágenes de RM sin contraste, basado en el resaltado de las estructuras vasculares.

## 2. Métodos

El método de segmentación desarrollado hace uso de diversos algoritmos implementados en librería ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit) [6].

### 2.1. Pipeline

El pipeline del método diseñado se presenta en la Figura 1. Cada una de las partes que componen el sistema se desarrollará más adelante en cada una de las subsecciones.

<sup>1</sup>Estadísticas sobre enfermedades cardiovasculares en Europa, publicadas por la European Heart Network, Feb 2008

## 2.2. Filtrado anisotrópico con preservado de bordes

Las imágenes de RM se ven afectadas por ruido de distintas naturalezas, presente en forma de intensidad de píxel, por lo que el primer paso del proceso requiere un filtrado de suavizado. El filtro más común para la eliminación del ruido es el filtro gaussiano, que tiene el inconveniente de difuminar la frontera entre estructuras. Es por ello que se ha elegido un filtro de suavizado anisotrópico con preservado de bordes basado en difusión [6]. Este tipo de filtro realiza un suavizado de la imagen en regiones más o menos homogéneas, respetando los bordes de las estructuras. Los parámetros con los que se debe configurar este filtro son el número de iteraciones que se llevarán a cabo, el paso temporal y el factor de conductancia.

## 2.3. Resultado de vasos

Los algoritmos de resaltado de los vasos (*Vessel Enhancement*) resultan muy útiles para la interpretación visual de imágenes vasculares 3D. El algoritmo VED (*Vessel Enhancement Diffusion*) utilizado se basa en un esquema de difusión anisotrópica guiado por la semejanza entre vasos a nivel de píxel [8]. Se trata, básicamente, de un filtro de suavizado con la fuerza y dirección de la difusión determinada por una medida de la “vascularidad”, medida a partir del análisis del auto sistema de la matriz Hessiana, para un valor incremental de sus autovalores ( $\lambda_1$ -  $\lambda_3$ ). El algoritmo utilizado se basa en la función de “vascularidad” de Frangi [8], suavizada para que sea continua. Esta función diferencia estructuras tubulares del resto, siguiendo la siguiente estructura:

$$V_s(\lambda) = \begin{cases} 0 & \text{si } \lambda_2 \geq 0 \text{ ó } \lambda_3 \geq 0 \\ \left(1 - e^{-\frac{R_A^2}{2\alpha^2}}\right) \cdot e^{-\frac{R_B^2}{2\beta^2}} \cdot \left(1 - e^{-\frac{S^2}{2\gamma^2}}\right) \cdot e^{-\frac{2c^2}{|\lambda_2|\lambda_3^2}} & \text{resto} \end{cases} \quad (1)$$

Siendo

$$R_A = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_3|} \quad (2)$$

$$R_B = \frac{|\lambda_1|}{\sqrt{|\lambda_2\lambda_3|}} \quad (3)$$

$$S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2} \quad (4)$$

Donde  $R_A$  diferencia entre estructuras en forma de plato y de línea,  $R_B$  representa la desviación con respecto a estructuras en forma de burbuja y  $S$  difiere entre el primer plano (vaso) y el fondo (ruido); y  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  son los umbrales de control de la sensibilidad de la medida de la “vascularidad”.

Para un análisis multi escalar, la función de “vascularidad” se computa para un rango de escalas, seleccionándose la máxima respuesta.

$$V = \max_{\alpha_{\min} \leq \alpha \leq \alpha_{\max}} V_S(\lambda) \quad (5)$$

A continuación, se define el tensor de difusión de modo que se promueva la difusión a lo largo del vaso pero sea prohibida en la dirección perpendicular al vaso.

$$D = Q\lambda'Q^T \quad (6)$$

Donde  $Q$  es una matriz que contiene los auto vectores de la matriz Hessiana y  $\lambda'$  es una matriz diagonal compuesta por

$$\lambda'_1 = 1 + (w - 1)V_S^{\frac{1}{S}} \quad (7)$$

$$\lambda'_2 = \lambda'_3 = 1 + (\varepsilon - 1)V_S^{\frac{1}{S}} \quad (8)$$

Donde  $\varepsilon$ ,  $w$  y  $S$  son los parámetros del algoritmo.

Utilizando esta definición de tensor, se define la ecuación de difusión tal como

$$L_t = \nabla \cdot (D\nabla L) \quad (9)$$

Se resaltan las estructuras vasculares evolucionando la imagen según esta ecuación de difusión. La implementación en ITK consiste definir filtros de difusión anisotrópica para el resaltado de los vasos. Ésta implementación cuenta como variables de entrada con el rango de escalas a estudiar, así como el número de escalas en que se distribuye ese rango, y el número de iteraciones que se llevarán a cabo durante la ejecución. Si la imagen de entrada tiene un número de cortes muy grande o una resolución muy alta, es necesario realizar un submuestreo para que este algoritmo sea abarcable, ya que se realiza píxel a píxel, y posteriormente se realizará el remuestreo que devuelva la imagen a su tamaño original.

## 2.4. Segmentación por level sets

Una vez pre-procesadas las imágenes, se procede a realizar la segmentación de la luz, usando un algoritmo de superficies activas desarrollado en un marco de *level sets* [9] disponible en la aplicación ITK-SNAP [11]. ITK-SNAP implementa el método de contornos activos geodésicos desarrollado por Caselles et al [12], así como el método basado en competición de regiones de Zhu y Yuille [13].

La aproximación de Zhu y Yuille es más apropiada cuando la estructura de interés tiene un rango de intensidades bien definido. Al contrario, el método de Caselles es más apropiado para estructuras delimitadas por bordes de gran intensidad.



Figura 1. Pipeline del método implementado.

## 2.5. Evaluación

En el estado actual de esta investigación no se ha podido abordar la evaluación cuantitativa del método de segmentación al no disponer de un *gold-standard* para la comparación. Por ello se ha realizado una evaluación cualitativa subjetiva basada en la inspección visual de los contornos.

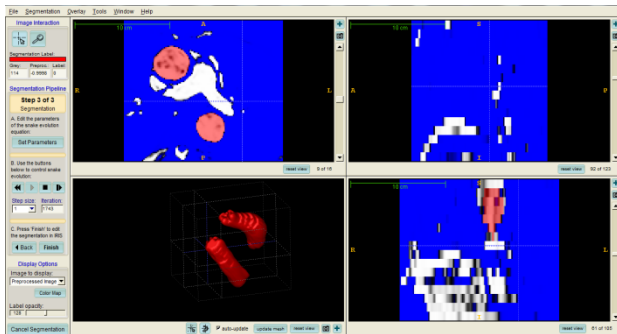
## 3. Material

Para la evaluación del método de segmentación se ha dispuesto de 5 imágenes de RM en T1 de pacientes con aneurisma aórtico, 2 de ellos a nivel abdominal y 3 de ellos a nivel torácico, ya sea en la aorta descendente o en la aorta ascendente. En ninguno de los casos se ha diagnosticado una disección, por lo que no encontraremos el problema de distinguir la luz verdadera de la luz falsa.

Todos los algoritmos han sido ejecutados usando Microsoft Visual Studio 9.0 en un procesador Intel Core 2 Quad Q8200 a 2.33 GHz y memoria RAM de 4 GB, sobre un sistema operativo de 32 bits.

## 4. Resultados y discusión

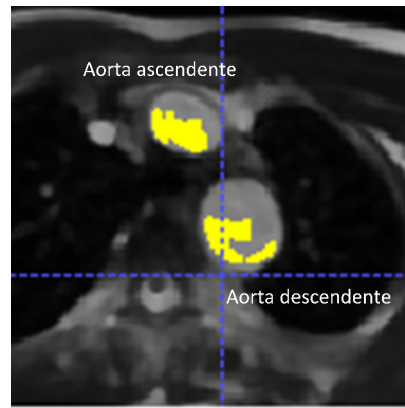
El objetivo del este trabajo de investigación preliminar es evaluar la mejora introducida por la etapa de pre procesamiento con respecto a los resultados obtenidos por la segmentación de las imágenes sin pre procesar. Aunque el método que se propone es para un proceso preoperatorio, y el tiempo no es una variable tan restrictiva como en un procedimiento intraoperatorio, se ha elegido el tiempo de computación del método como una variable a tener en cuenta, pues un tiempo de ejecución superior al asociado a una segmentación manual supondría limitar las ventajas del método.



**Figura 2.** Interfaz gráfica de ITK-SNAP usando la aproximación de Zhu y Yuilles, y segmentación de la luz aórtica

Debido a la forma en la que aparece representada la luz aórtica en las imágenes utilizadas, el método de segmentación mediante contornos activos es el propuesto en [13], representado en la Figura 2. A lo largo del experimento se han mantenido inalteradas todas las variables de la segmentación mediante *level sets*.

En la Figura 3 se muestra la imagen sin realzado de vasos, y la segmentación conseguida mediante la aplicación de los *level sets*. Los resultados conseguidos son claramente insuficientes tanto en la aorta descendente como en la aorta ascendente.



**Figura 3.** Segmentación mediante *level set* de la imagen original, después del suavizado anisotrópico y sin realzado de bordes.

Aunque se ha aplicado un suavizado con preservación de bordes, este preproceso resulta insuficiente para una correcta segmentación.

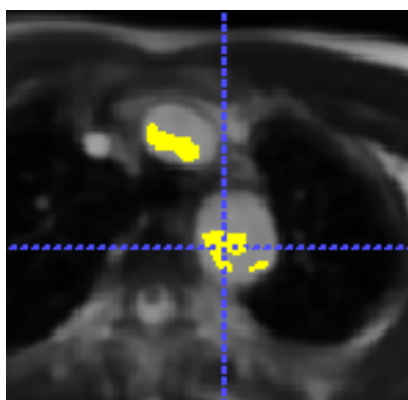
Para el estudio del efecto del algoritmo de resaltado de vasos VED se han realizado distintas pruebas modificando los parámetros de entrada (rango de escalas, número de escalas y número de iteraciones). En la Tabla 1 se muestra la relación entre el rango de escalas, el número de escalas recorridas, el número de iteraciones que se han llevado a cabo, y el tiempo de ejecución.

Rango de escalas	Número de escalas.	Número de iteraciones	Tiempo (min).
[0.5 6.0]	20	25	50
[0.5 6.0]	10	25	40
[0.5 6.0]	40	25	60
[0.5 6.0]	20	10	30
[0.5 6.0]	20	50	75
[0.5 4.0]	20	25	50
[0.5 10.0]	20	25	50

**Tabla 1.** Relación entre parámetros del algoritmo de resaltado y tiempo de computación.

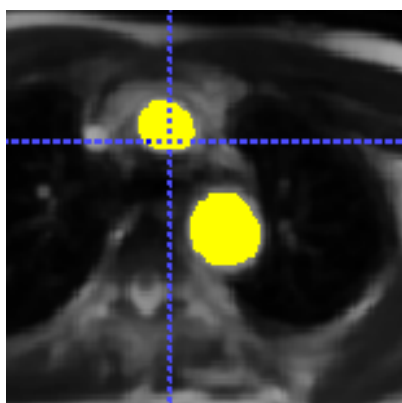
Es muy importante destacar que una aplicación del algoritmo de realzado de vasos insuficiente, ya sea en rango de escalas, en número de escalas o en número de iteraciones, puede conllevar un empeoramiento de los resultados. En la Figura 4 se muestra el resultado de la segmentación utilizando un rango de escalas [0.5 6.0], un número de escalas 10 y 25 iteraciones, obteniendo tras 40 minutos de preprocesado una segmentación peor que en la imagen inicial.

Como cabría esperar, cuanto mayor sea el rango de escalas explorado y cuantas más iteraciones se realicen, mejores resultados se obtienen, pero para ello se requiere un tiempo de procesamiento considerablemente mayor. Pese a que el algoritmo es utilizado en una etapa preoperatoria, se deberá llegar a un compromiso entre la calidad de la imagen obtenida y el tiempo que se tarda en conseguirla.



**Figura 4.** Segmentación mediante level set de la imagen con un realce de bordes claramente insuficiente.

En la Figura 5 se muestra una segmentación más ajustada de la luz aórtica conseguida tras 70 minutos de preprocesado. En este caso la segmentación se ajusta mucho más a los contornos de la luz aórtica.



**Figura 5.** Segmentación de la luz aórtica utilizando valores de realzado de vasos suficientemente altos.

## 5. Conclusiones

En este trabajo preliminar se ha implementado un método de segmentación de la luz de la aorta en imágenes de RM sin agentes de contraste basado en el uso de suavizado anisotrópico y un algoritmo de realzado de estructuras vasculares. El objetivo de este trabajo de investigación era explorar la posibilidad de una correcta segmentación de la luz aórtica en imágenes de RM sin contraste, y los resultados obtenidos demuestran que es posible mediante la correcta aplicación de un filtro de realzado de vasos.

En futuros trabajos se explorará la posibilidad de utilizar imágenes multispectrales de RM para una mejor segmentación. Además, se hace necesaria una evaluación cualitativa tomando como referencia segmentaciones manuales.

## Agradecimientos

Los autores quieren agradecer al Hospital Universitario de Lovaina (Bélgica) y al Dr. Tagarro del Hospital Universitario de La Princesa la donación de las imágenes utilizadas.

Este trabajo está parcialmente financiado por proyecto SCATH FP7-ICT-2009-4-248782, incluido en el VII Programa Marco de la UE. Los autores quieren agradecer

su colaboración a todos los integrantes del consorcio SCATH.

## Referencias

- [1] Mirabel M, Iung B, Baron G, et al., *Eur Heart J*, 2007;28(11): 1358–65.
- [2] Davidson M.J., White J.K., Baim D.S., "Percutaneous therapies for valvular heart disease", *Cardiovascular pathology* 15, 2006, pp. 123-129.
- [3] M. de Bruijne, B. van Ginneken, L. Bartles, M. van der Laan, J. D. Blankensteijn, W. J. Niessen, and M. Veirgever, "Automated segmentation of abdominal aortic aneurysms in multi-spectral mr images", *Proc. MICCAI*, vol. 2879, pp. 538 - 545, 2003.
- [4] Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios. Fibrosis Sistémica Nefrogénica y Contrastes de Gadolinio para Resonancia Magnética. Ministerio de Sanidad y Consumo, 2007.
- [5] Grobner T. Nephrogenic systemic fibrosis: suspected causative role of gadodiamide used for contrast-enhanced magnetic resonance imaging. 2006.
- [6] L. Ibanez, W. Schroeder, L. Ng, and J. Cates. *The ITK Software Guide*. Kitware, Inc., 2003.
- [7] P. Perona and J. Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 12, no. 7, pp. 629-639, July 1990.
- [8] R. Manniesing, M.A. Viergever, and W.J. Niessen, "Vessel enhancing diffusion: A scale space representation of vessel structures," *Medical Image Analysis*, vol.10, no. 6, pp. 815–825, Dec 2006.
- [9] A. F. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken, and M. A. Viergever, "Multiscale vessel enhancement filtering," in *MICCAI98 Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention (Lecture Notes in Computer Science)*, A. Colchester W. M. Wells and S. Delp, Eds. New York: Springer-Verlag: 1998, vol. 1496 pp. 130–137.
- [10] J. A. Sethian. *Level set methods and fast marching methods*. Cambridge University Press, 1999.
- [11] P.A. Yushkevich, J. Piven, H. Cody, S. Gee and J.C. Gerig, "User-Guided Level Set Segmentation of Anatomical Structures with ITK-Snap," *Insight J. and Proc. ISC/NA-MIC/MICCAI Workshop Open-Source Software*, 2005.
- [12] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro. Geodesic active contours. *International Journal of Computer Vision*, 22:61–79, 1997.
- [13] Song Chun Zhu and Alan Yuille. Region competition: Unifying snakes, región growing, and bayes/mdl for multiband image segmentation. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 18(9):884–900, 1996.