

Medida del grosor íntima-media de la arteria carótida mediante contornos activos formulados en el dominio de la frecuencia

José Luis Izquierdo Zaragoza*, M^a Consuelo Bastida Jumilla, Rosa M^a Menchón Lara
Juan Morales Sánchez, Rafael Verdú Monedero

*Grupo de Teoría y Tratamiento de la Señal. Departamento de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones. Antiguo Cuartel de Antigones. Plaza del Hospital, N^o 1, 30202 Cartagena (Murcia)
Teléfono: 968338872

E-mail: josel.izquierdo@upct.es

Resumen. La medición de las paredes de la arteria carótida se obtiene convencionalmente por trazado manual de las interfaces entre las capas de tejido, utilizando para ello imágenes de ultrasonidos. En este trabajo se presenta un novedoso método de segmentación de la pared distal de la arteria carótida común (CCA) aplicando contornos activos. Los contornos activos o snakes consisten en curvas paramétricas que se ajustan de forma adaptativa a los bordes de la imagen. La utilización de este método de segmentación permite la medición del grosor íntima-media (IMT), que es un indicador fiable de presencia de arteriosclerosis, una enfermedad cardiovascular que afecta al flujo sanguíneo debido al estrechamiento de las paredes arteriales. Resultados experimentales sobre imágenes de pacientes reales muestran que el método presentado permite obtener medidas similares a las de un especialista con interacción mínima por parte del usuario.

1 Introducción

La arteriosclerosis puede evolucionar a lo largo de la vida de los pacientes de forma inadvertida o puede provocar patologías como ataques al corazón o embolias. Por tanto, es de vital importancia diagnosticar y tratar esta enfermedad de forma temprana.

Uno de los indicadores más fiables para detectar el engrosamiento de las paredes arteriales es el grosor íntima-media (IMT) de la arteria carótida común (CCA) [1]. La principal ventaja del IMT radica en la naturaleza de su medida, ya que se obtiene mediante imágenes longitudinales de ultrasonidos provenientes de un ecógrafo, que es una técnica no invasiva que permite estudiar el IMT en poco tiempo en muchos pacientes.

El IMT es la distancia entre las interfaces lumen-íntima y media-adventicia de la pared distal de la arteria carótida (Fig. 1). El doctor mide el IMT situando sólo dos puntos, lo que puede distorsionar los resultados en función de la precisión en la colocación de los puntos, y la situación a lo largo de la pared. Segmentando las imágenes con contornos activos, dos curvas paramétricas demarcarán las interfaces de interés, lo que permite obtener resultados más fiables y útiles.

Desde que se empezara a trabajar en la medición automática del IMT en los años 90, han aparecido diversas soluciones en el campo de procesamiento de imagen: métodos basados en snakes [2], métodos de programación dinámica aplicada a cortes verticales de la imagen [3], o combinación de ambos [4]. En este trabajo. Se propone una novedosa y eficiente implementación de contornos activos (o snakes) B-

splines definidos en el dominio de la frecuencia. Los resultados muestran la idoneidad de estas curvas para medir el IMT en imágenes de ultrasonidos y obtener medidas comparables a las tomadas por el especialista.

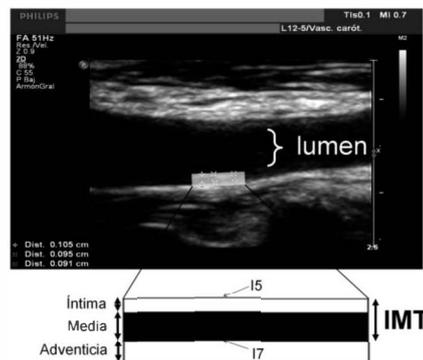


Figura 1. Interfaces a detectar en una ecografía real

2 Contornos activos

Los contornos activos o snakes son una herramienta de visión por computador basada en la minimización de un funcional de energía. Una snake representa una curva paramétrica variante en el tiempo sobre el plano de la imagen $\mathbf{v}(s, t) = [x(s, t), y(s, t)]^T$, donde x e y son las funciones coordenadas que dependen del tiempo t y del índice espacial s .

La forma de la snake está gobernada por un funcional de energía que contiene fuerzas internas y externas:

$$E(\mathbf{v}) = \frac{1}{2} \int_0^L \alpha(s) \left| \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} \right|^2 ds + P(\mathbf{v}) \quad (1)$$

La energía interna $S(\mathbf{v})$ controla la elasticidad y rigidez del contorno mediante los parámetros α y β

respectivamente. El término de energía externa $P(\mathbf{v})$ se calcula normalmente por medio de procesado de imagen (por ejemplo computando el gradiente o el laplaciano), y atrae el contorno a ciertas características o detalles en la imagen. La energía mínima se obtiene cuando los contornos alcanzan los bordes de interés.

En la práctica, el contorno se implementa como una sucesión de N puntos o nodos, ensamblados a partir de N polinomios definidos a tramos, cada uno construido con una función invariante en el espacio, tal como los *B-splines*, ponderada por los parámetros de los nodos. Basándose en esta parametrización discreta, las ecuaciones de movimiento que minimizan el funcional de energía (ec. 1) corresponden a las ecuaciones en derivadas parciales de Euler-Lagrange:

$$\mathbf{M} \frac{\partial^2 \mathbf{u}(t)}{\partial t^2} + \mathbf{C} \frac{\partial \mathbf{u}(t)}{\partial t} + \mathbf{K} \mathbf{u}(t) = \mathbf{q}(t) \quad (2)$$

Donde $\mathbf{u}(t)$ es el vector que contiene los N nodos, \mathbf{M} es la matriz de masa, \mathbf{C} es la matriz de amortiguamiento, \mathbf{K} es la matriz de rigidez, y \mathbf{q} es el vector de fuerzas externas.

Las ecuaciones de movimiento (ec. 2) se resuelven reemplazando las derivadas temporales con sus aproximaciones discretas y discretizando el tiempo en iteraciones $t = \xi \Delta t$, siendo Δt el paso temporal y ξ el tiempo discreto. Todo esto resulta en la siguiente matriz que representa la ecuación de actualización del contorno en cada iteración:

$$\mathbf{F} \mathbf{u}_\xi = \mathbf{A}_1 \mathbf{u}_{\xi-1} + \mathbf{A}_2 \mathbf{u}_{\xi-2} + \mathbf{q}_{\xi-1} \quad (3)$$

donde:

$$\mathbf{A}_1 = 2\mathbf{M}/(\Delta t)^2 + \mathbf{C}/\Delta t \quad (4)$$

$$\mathbf{A}_2 = -\mathbf{M}/(\Delta t)^2 \quad (5)$$

$$\mathbf{F} = \mathbf{A}_1 + \mathbf{A}_2 + \mathbf{K} \quad (6)$$

La evaluación numérica de (ec. 3) requiere un alto coste computacional debido al cálculo de la inversa de \mathbf{F} . Weruaga *et al.* proponen en [5] una formulación alternativa basada en la traslación a la frecuencia del funcional de energía (ec. 1). Esta formulación inicialmente sólo es válida para contornos cerrados, sin embargo, puede ser aplicada a contornos abiertos utilizando extensiones ocultas para permitir un filtrado lineal e invariante en el tiempo (ver Fig. 2). La implementación en el dominio de la frecuencia de los contornos activos es la siguiente:

$$\mathbf{z}_\xi = a_1 \mathbf{u}_{\xi-1} + a_2 \mathbf{u}_{\xi-2} + \eta^{-1} \mathbf{q}_{\xi-1} \quad (7)$$

$$\mathbf{d}_\xi = \Gamma\{\mathbf{z}_\xi\} \quad (8)$$

$$[\mathbf{u}_\xi \ e] = IDFT \left\{ DFT \left\{ [\mathbf{z}_\xi \ \mathbf{d}_\xi] \right\} \right\} \cdot \hat{\mathbf{h}}_x \quad (9)$$

donde \mathbf{u}_ξ es el vector que contiene los N nodos de la *snake*, $\mathbf{q}_{\xi-1}$ es la masa global, $\Gamma\{\cdot\}$ es la función que implementa la *snake* oculta [5], \mathbf{d}_ξ es la extensión oculta de longitud N , e es un vector residual de longitud N y $\hat{\mathbf{h}}_x$ es la transformada discreta de

Fourier (DFT) de un filtro paso bajo que es la pseudo-inversa del filtro que implementa las derivadas espaciales de \mathbf{K} [5].

Como se ha indicado previamente, en una formulación basada en elementos finitos, una *snake* se define con unos pocos nodos \mathbf{u} y una función de forma que los interpola para obtener el contorno activo \mathbf{v} en el plano de la imagen. Utilizando *B-splines* como función de forma, la solución final es suave, evitando las rugosidades propias de las imágenes de ultrasonidos. Se han elegido *B-splines* de orden cúbico porque son los que mejor relación prestaciones-coste computacional presentan [6].

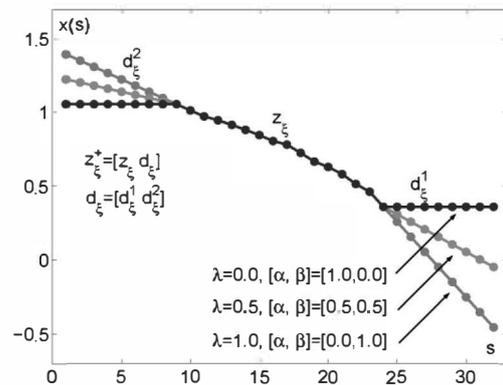


Figura 2. Extensiones ocultas de la *snake*

3 Trabajo desarrollado

El principal objetivo es obtener el IMT de forma semiautomática a partir de un conjunto de imágenes DICOM proporcionadas por el servicio de radiología del Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca (Murcia). Con este propósito, se ha desarrollado una aplicación en Matlab©. Los pasos principales que se realizan para cada imagen se muestran a continuación (ver Fig. 3):

1. Se lee la imagen desde el fichero DICOM (generalmente son imágenes RGB con resolución 1024x768).
2. Se preprocesa la imagen para facilitar la segmentación mediante filtros espaciales y morfología matemática.
3. Se inicializan de forma manual las *snakes* por parte del usuario.
4. Se realiza el proceso de segmentación mediante un proceso iterativo con dos *snakes* implementadas en frecuencia (ec. 7-9). El proceso se detiene cuando las curvas permanecen inmóviles.
5. Se muestran las medidas al usuario identificando de forma automática en que zonas es útil y en cuáles no.

La característica principal de los contornos activos es que se basan en el uso de discontinuidades para segmentar imágenes. La detección local de bordes puede hacerse, a priori, usando el gradiente (derivada de primer orden) de la imagen, ya que será nulo en zonas homogéneas y de valor alto en las transiciones. Sin embargo, se ha decidido utilizar como fuerza

externa el laplaciano (derivada de segundo orden), ya que es nulo justo en el borde (si el contorno alcanza un borde no debe moverse) y su signo indica hacia dónde se encuentra dicho borde estando situados en un entorno próximo a él.

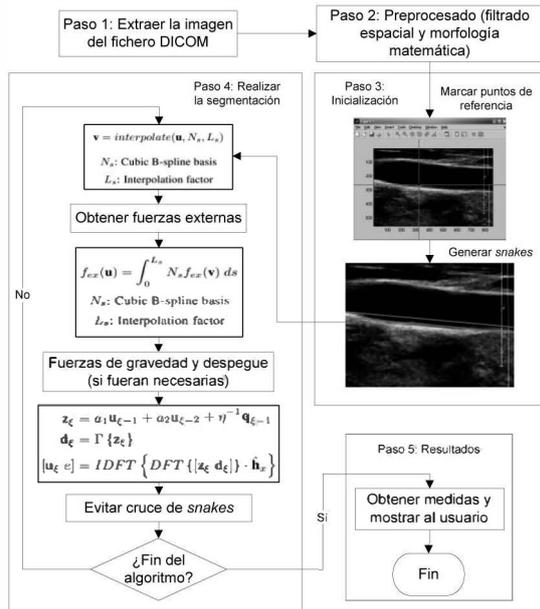


Figura 3. Diagrama de flujo del funcionamiento de la herramienta

4 Resultados

Las medidas relacionadas al estudio de imágenes de cinco pacientes se muestran en la Tabla 1. Como se puede comprobar, no existe diferencia sustancial entre las medidas obtenidas por un especialista y las del método propuesto, máxime cuando las imágenes incluyen los marcadores usados por el doctor para medir lo que dificulta la detección.

Tabla 1. IMT (en centímetros) medido por el doctor (columna 2) y el algoritmo propuesto (columna 3), así como estadísticos de la evolución a lo largo de la imagen.

Imagen	IMT (centímetros)				
	Doctor	Snakes	Media	Máximo	Mínimo
#1 (Fig. 4)	0.105	0.092	0.087	0.097	0.061
	0.095	0.097			
	0.091	0.092			
#2	0.079	0.076	0.065	0.080	0.042
	0.072	0.075			
	0.069	0.070			
#3	0.083	0.082	0.069	0.086	0.021
	0.085	0.085			
#4	0.043	0.045	0.036	0.045	0.031
	0.076	0.078			
#5	0.079	0.077	0.069	0.078	0.050
	0.072	0.073			

5 Conclusiones

Este trabajo propone un método de segmentación de la arteria carótida basado en la implementación de contornos activos implementados en frecuencia. El uso de filtrado espacial de imágenes y morfología matemática permite mejorar la definición de las paredes arteriales. Los contornos activos logran la detección simultánea de las paredes íntima y adventicia para calcular el grosor íntima-media (IMT). El uso de *B-splines* ayuda a obtener contornos

suaves que minimizan las rugosidades y discontinuidades típicas de imágenes de ultrasonidos.

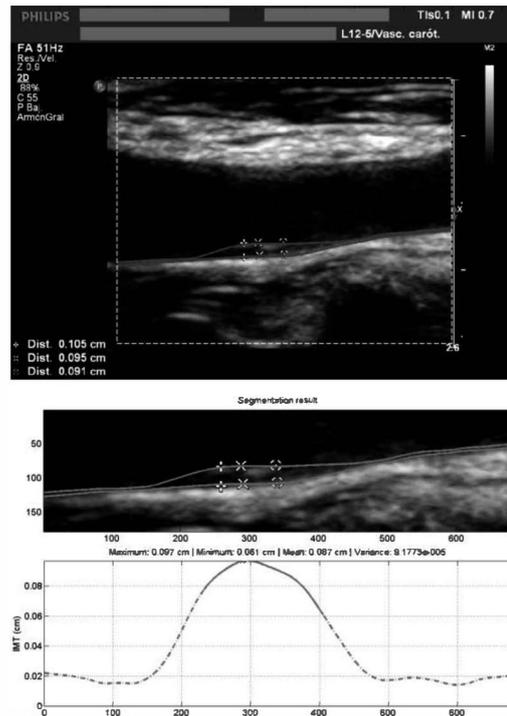


Figura 4. Imagen original (superior) y resultados (inferior) donde se muestra el estado final de los contornos y la zona de validez de la medida

Agradecimientos

Este trabajo está financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación bajo el proyecto TEC2009-12675 y por la Fundación Séneca (14301/BRED/10).

Referencias

- [1] G. L. Burke *et al.*, “Arterial wall thickness is associated with prevalent cardiovascular disease in middle-aged adults,” *Stroke*, vol. 26, no. 3, pp. 386–391, Mar 1995.
- [2] M. Ceccarelli *et al.*, “An active contour approach to automatic detection of the intima-media thickness,” in *Proc. IEEE Int Conf. Acoustics, Speech and Signal Processing*, 2006.
- [3] T. Gustavsson *et al.*, “A dynamic programming procedure for automated ultrasonic measurement of the carotid artery,” in *Proc. Computers in Cardiology*, pp. 297–300, 1994.
- [4] R. Rocha *et al.*, “Segmentation of the carotid intima-media region in B-mode ultrasound images,” *Image and Vision Computing*, vol. 28, no. 4, pp. 614 – 625, 2010.
- [5] L. Weruaga, R. Verdú, and J. Morales, “Frequency domain formulation of active parametric deformable models,” *IEEE Trans. PAMI*, vol. 26, no. 12, pp. 1568–1578, 2004.
- [6] M. Unser, “Splines: A perfect fit for medical imaging,” in *Progress in Biomedical Optics and Imaging*, pp. 225–236, 2002.