

# Herramienta de Apoyo al Diagnóstico Precoz de la Arteriosclerosis mediante Procesado de Imágenes de Ultrasonidos

M<sup>a</sup> Consuelo Bastida Jumilla\*, Juan Morales Sánchez, Rosa M<sup>a</sup> Menchón Lara,  
Rafael Verdú Monedero, José Luis Sancho Gómez

\*Grupo de Teoría y Tratamiento de la Señal. Departamento de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones. ETSIT. Antiguo Cuartel de Antigonos s/n, 30202 Cartagena (Murcia)  
Teléfono: 968326542 E-mail: consuelo.bastida@upct.es

**Resumen.** *El diagnóstico precoz y el seguimiento de la arteriosclerosis es clave en la prevención de enfermedades cardiovasculares más graves como infartos o isquemias. El grosor íntima-media o IMT de la arteria carótida común (CCA) es uno de los indicadores de arteriosclerosis más usados en la actualidad. Como ayuda al diagnóstico, se propone el uso de una herramienta sencilla, que permite medir correctamente y de manera totalmente automática el IMT en imágenes ecográficas, así como el diámetro de la arteria. Dicha herramienta hace uso de procesado de imagen para la detección automática de la arteria y de contornos activos formulados en el dominio de la frecuencia para la segmentación de las paredes arteriales.*

## 1. Introducción

El grosor íntima-media o IMT de la arteria carótida común (CCA) viene siendo uno de los indicadores precoces más empleados en el diagnóstico de la arteriosclerosis [1]. Esta patología consiste en un engrosamiento progresivo de las paredes arteriales, por lo que una detección temprana de un ligero aumento de tamaño en las paredes de la CCA permite administrar un tratamiento preventivo y evitar así enfermedades más graves como un infarto.

El IMT se mide en un corte longitudinal de la arteria obtenido con un ecógrafo en modo B (ver Fig. 1). En dicho corte se aprecia una gran zona oscura. Es el lumen o cauce por donde fluye la sangre, que está limitado en la parte superior por la pared proximal y en la inferior por la pared distal. Es en la pared distal donde puede observarse un patrón claro-oscuro-claro correspondiente a las capas internas (íntima-media-adventicia) de la arteria. El IMT se define como la distancia entre las capas íntima y adventicia de la CCA en torno a 1 cm de la bifurcación de la arteria, lo que garantiza la repetibilidad y reproducibilidad de la medida obtenida de forma manual [2]. Para establecer la medida manualmente, el facultativo marca un par de puntos sobre las interfaces lumen-íntima (I5) y media-adventicia (I7).

El presente trabajo trata de segmentar correctamente la interfaz I2 (que separa el lumen de la arteria en la parte superior de la imagen), pudiendo así establecer la medida del diámetro de la arteria; así como las interfaces I5 e I7, cuya distancia define el IMT. Estas medidas se realizan de forma completamente automática mediante contornos activos o *snakes*, mejorando la reproducibilidad de la medida, reduciendo el error debido a la subjetividad humana y haciendo posible el procesado de un número de imágenes elevado en un corto periodo de tiempo.

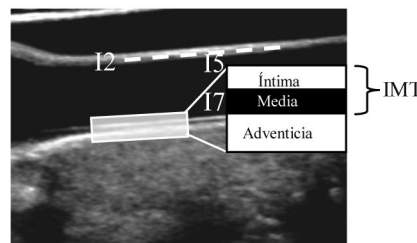


Fig. 1. Diagrama mostrando las interfaces a detectar.

Además presenta una validación estadística de las medidas obtenidas a través de una interfaz de usuario sencilla y ejecutable en cualquier PC bajo sistema operativo Windows.

### 1.1. Antecedentes

Dado que el uso del IMT como indicador del riesgo cardiovascular está muy extendido, se han llevado a cabo diversos estudios para mejorar su medida haciéndola cada vez más independiente del usuario. Desde la publicación del trabajo de Gustavsson [3], han aparecido diversos métodos de extracción del IMT. La mayoría de ellos se basan en el análisis de los diferentes cortes verticales de la imagen, en contornos activos, o en una combinación de ambas estrategias.

No es hasta los trabajos de DelSanto [4], cuando aparecen métodos completamente automáticos, i.e. que no requieren interacción con el usuario. Aun así, estas propuestas no son capaces de trabajar con imágenes de diferentes resoluciones espaciales, presentan algunas dificultades en presencia de turbulencias en la sangre y no determinan el diámetro arterial.

## 2. Segmentación de la CCA

En esta sección se describen los pasos a seguir para la segmentación automática de las paredes arteriales. En

concreto, se localiza primero la pared distal (sobre la que se medirá el IMT) y el lumen para inicializar los contornos activos que se emplearán para realizar una detección más ajustada. Por último, se validan las medidas obtenidas mediante *snakes* como paso previo a la visualización de las mismas a través de una interfaz de usuario.

## 2.1. Detección automática del lumen y de la pared distal

Para inicializar automáticamente las *snakes*, debemos delimitar de manera aproximada el lumen y localizar la pared distal de la CCA. El proceso comienza corrigiendo la orientación de la arteria y buscando la pared distal mediante correlación con un modelo sencillo del patrón claro-oscuro-claro que presenta dicha pared en las ecografías [5]. Con ello, seleccionamos el lumen sabiendo que se corresponde con la zona oscura encima de la pared distal (ver Fig. 1). Para evitar la influencia del ruido *speckle*, se aplica un filtro de mediana a la imagen, de manera que se reduce el ruido y se mantienen los bordes.

Con este resultado, se calcula el centro geométrico del lumen, cuya coordenada vertical establece una clara frontera entre las paredes distal y proximal. El centro geométrico se empleará en etapas posteriores.

Finalmente, se aplica una interpolación de orden 3 sobre los bordes del lumen para conseguir contornos iniciales suavizados. El borde superior se mantiene, mientras que el borde inferior se divide en dos para servir como inicialización en la búsqueda de las interfaces I5 e I7 (véase Fig. 2).

## 2.2. Segmentación con contornos activos

Para una detección más exacta de los bordes, se ha optado por formular las *snakes* en frecuencia, lo que optimiza el coste computacional [6]. Los contornos activos o *snakes* son una herramienta empleada para la detección de bordes basada en un modelo de los cuerpos elásticos. En la práctica, el contorno se implementa como un vector de  $N$  nodos  $u$  unidos entre sí por una función de forma que los interpola y proporciona el contorno final. La función de forma elegida es una B-spline, lo que evita las rugosidades propias de las ecografías al forzar contornos finales más suaves. La elección de B-splines como función de forma se debe a que presentan la mejor relación entre prestaciones y coste [7].

Además de los contornos iniciales, el algoritmo de *snakes* necesita de una imagen que determine las fuerzas externas que dominarán la evolución de las curvas. Puesto que buscamos los bordes de las interfaces a delimitar, usaremos el gradiente de la imagen. En concreto, nos interesan las variaciones decrecientes del gradiente (de blanco a negro) para la detección de la pared proximal y las crecientes (de negro a blanco) para la delimitación de las interfaces I5 e I7. Por ello, tras un suavizado gaussiano de la imagen, se calcula el gradiente teniendo en cuenta la

frontera establecida por el centro geométrico del lumen calculado anteriormente. Combinando así las transiciones positivas y negativas del gradiente de la imagen (véase Fig. 3).

Una vez determinados los contornos iniciales y las fuerzas externas, hacemos evolucionar las curvas de acuerdo al algoritmo de contornos activos [7]. El criterio de detención del algoritmo es doble, por un lado, la variación media conjunta de las curvas I5 e I7 3 debe ser inferior a una cierta tolerancia y, por otro lado, el desplazamiento aislado de I2 debe ser inferior a la mitad de dicha tolerancia. En caso de cumplirse ambas condiciones o de alcanzar 1000 iteraciones, se detiene el algoritmo. Con esto, nos aseguramos de la convergencia de las curvas.

## 2.3. Validación de las medidas

En algunos casos, es posible que las curvas converjan a un borde no deseado, por lo que previamente a la validación médica de los resultados podemos establecer qué zonas de las curvas se sitúan sobre las interfaces buscadas. La interfaz I2 resulta menos problemática, puesto que suele apreciarse bien en todas las imágenes disponibles. Sin embargo, la pared distal no siempre es visible o está cerca de bordes anexos que pueden hacer que la *snake* converja a ellos en vez de a los buscados.

Si miramos un corte vertical de la intensidad de la imagen, sobre la pared distal aparecerá un perfil bimodal. Para asegurarnos de que las curvas se sitúan en torno a dicho perfil bimodal, tomaremos como válidos aquellos tramos de las *snakes* en los que el histograma del IMT se ajuste a una campana de Gauss (la diferencia de una distribución bimodal presenta una distribución normal). De este modo, descartaremos valores de IMT anómalos (ver tramos discontinuos en la Fig. 4).

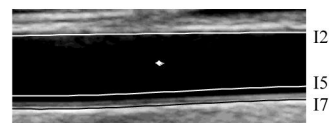


Figura 2. Recorte de la imagen de la Fig. 5 con la detección de las paredes arteriales y el centro geométrico del lumen

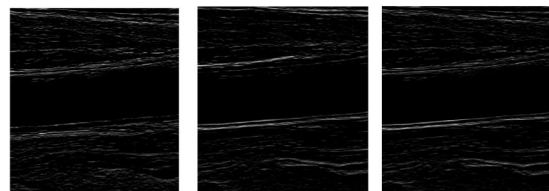


Figura 3. Combinación de las transiciones decrecientes (izq.) y crecientes (cen.) en una única imagen (der.).

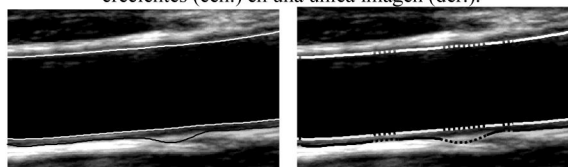


Figura 4. Curvas sin (izq.) y con validación estadística (der.).

Otra condición para que las curvas se detecten correctamente es que caigan, aproximadamente sobre picos de intensidad. Así que, una vez descartados los valores anómalos mediante la validación estadística y corregido con un ajuste polinómico, buscaremos los picos de intensidad mediante el método *K-means* de dos clases. Se binariza por tanto la imagen del laplaciano y se mueven los nodos hacia los picos de intensidad encontrados por este método. Aplicando ambas estrategias para validar las curvas (estadística y de intensidad) conseguimos finalmente establecer los tramos válidos para cada curva (dibujados en trazo continuo en Fig. 5 y Fig. 6). De este modo, podemos extraer las medidas necesarias sólo en los tramos considerados válidos, evitando incluir medidas erróneas en los estadísticos a calcular.

### 3. Resultados

Los resultados obtenidos se muestran a través de una sencilla interfaz de usuario (véase Fig. 7) en la que aparece la imagen original, la segmentación sobre la misma y la zona segmentada ampliada. Bajo esta última, se presentan las curvas del IMT y el diámetro de la arteria. Para los estadísticos calculados (valores medios, máximos, mínimos y desviación típica) se tienen en cuenta únicamente los tramos validados. Actualmente se está modificando la interfaz para también poder realizar estos cálculos sobre tramos seleccionados manualmente.

Estos resultados (ver Fig. 6) han sido validados visualmente por médicos especialistas. La máxima desviación numérica con respecto a los marcadores médicos es de 3,4 píxeles. Aun así, queda pendiente realizar una validación de los resultados más exhaustiva, incluyendo una comparación con trazados manuales realizados por médicos.



Figura 5. Segmentación tras validar para la imagen de ejemplo

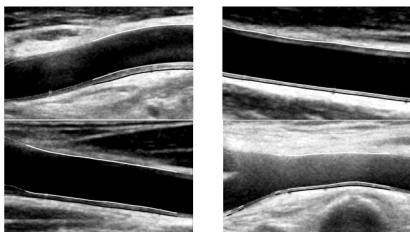


Figura 6. Segmentación superpuesta con la medición médica

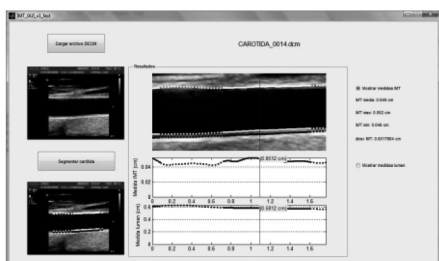


Figura 7. Interfaz de usuario

### 4. Conclusiones

Con unos contornos iniciales que no requieren interacción del usuario, se consigue un método totalmente automático. Gracias a la formulación en frecuencia de las *snakes*, se obtiene una reducción de coste computacional respecto a otras técnicas que emplean contornos activos. Las curvas finales evitan la rugosidad característica de las ecografías mediante el uso de B-splines como función de forma.

Al combinar información de las transiciones positivas y negativas como fuerzas externas, los contornos finales se ajustan correctamente a las paredes arteriales buscadas. Finalmente, la validación automática basada en características tanto estadísticas como de intensidad permite determinar la convergencia de las *snakes* a los bordes deseados.

### Agradecimientos

Este trabajo está financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación bajo el proyecto TEC2009-12675 y por la Fundación Séneca (09505/FPI/08). Los autores agradecen asimismo su colaboración al Departamento de Radiología del Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca por proporcionar las ecografías empleadas en este proyecto.

### Referencias

- [1] C.P. Loizou et al., "Ultrasound image texture analysis of the intima and media layers of the common carotid artery and its correlation with age and gender" *Comput. Med. Imaging Graphics*, vol. 33, no. 4, pp. 317-324, 2009
- [2] F. Velázquez et al., "Reproducibility of sonographic measurements of carotid intima-media thickness", *Acta Radiol.*, vol. 49, no. 10, pp 1162-1166, 2008.
- [3] Gustavsson T, Liang Q, Wendelhag I, Wikstrand J: "A dynamic programming procedure for automated ultrasonic measurement of the carotid artery". *Proc. IEEE Comput Cardiol* 297-300, 1994.
- [4] S. Delsanto et al. "Characterization of a completely user-independent algorithm for carotid artery segmentation in 2-D ultrasound images", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 56(4), 1265-1274, 2007.
- [5] Bastida et al., "Detección Automática de las Paredes Arteriales en Imágenes Ecográficas de la Arteria Carótida Común", IV Jornada de introducción a la investigación de la UPCT : mayo 2011.
- [6] Weruaga L et al: "Frequency domain formulation of active parametric deformable models". *IEEE Trans. PAMI*, 26(12): 1568-1578, 2004.
- [7] J. Liang, T. McInerney, D. Terzopoulos, "United Snakes" *IEEE International Conference on Computer Vision*, Kerkyra, mayo de 1999, pp. 933-940
- [8] Unser M: "Splines: a perfect fit for medical imaging". *Progress in Biomedical Optics and Imaging*: pp. 225-236, 2002.