

Hacia un Sistema de Planificación Virtual de Endoprótesis para Aneurismas de Aorta Abdominal (AAA)

I. Macía^{1,2}, I. Robin^{1,2}, M. Arenas^{1,2}, J.H. Legarreta^{1,2}, S. Rajasekharan^{1,2}

¹ Fundación Vicomtech, Donostia – San Sebastián (Spain)

² IIS Biodonostia, Donostia – San Sebastián (Spain)

{imacia, irobin, marenas, jhlegarreta, srajasekharan}@vicomtech.org

Resumen

La reparación endovascular (EVAR) de AAAs requiere de un diseño de la endoprótesis en base a medidas obtenidas de imagen CTA. La falta de herramientas específicas para la planificación y diseño de endoprótesis hace que en ciertos casos exista una gran incertidumbre sobre la validez del diseño. En el presente artículo se presenta un prototipo inicial de un sistema de planificación virtual de endoprótesis en 3D basado en imagen CTA, consistente en un módulo para la segmentación de la aorta y sus ramas, un módulo de análisis vascular y un módulo de planificación 3D. Los resultados iniciales obtenidos indican que el sistema es ágil e intuitivo y aporta importante información para el diseño y planificación, reduciendo la incertidumbre en el proceso.

1. Introducción

Los Aneurismas de Aorta Abdominales (AAAs) son dilataciones de la aorta que ocurren entre las arterias renal e ilíaca debido a un debilitamiento de la pared del vaso, con el consiguiente riesgo de ruptura, que puede tener consecuencias muy graves e incluso producir la muerte. Se estima que el 3% de los varones tiene una dilatación aneurismática de la aorta y sólo en el Reino Unido los AAAs son responsables de unas 8000 muertes al año [1].

Un avance reciente en el tratamiento de AAA es la Reparación Endovascular del Aneurisma (*Endovascular Aneurysm Repair*, EVAR), que consiste en un procedimiento mínimamente invasivo para excluir el aneurisma de la circulación. La técnica consiste en el despliegue de una prótesis endovascular en el interior de la aorta utilizando un sistema de catéteres que se introducen a través de las arterias femorales. Este procedimiento resulta menos agresivo y conlleva un menor tiempo de recuperación [2].

Por un lado, el tratamiento mediante EVAR requiere un diseño personalizado de la prótesis para adaptarla a la anatomía de cada paciente. Por otro, se requiere un seguimiento post-tratamiento de por vida para asegurarse de que la endoprótesis ha sido bien colocada, está en perfecto estado y no existen fugas que ejerzan presión sobre el saco aneurismático.

La Angiografía de Tomografía Computerizada (*Computerized Tomography Angiography* o CTA) es la técnica de imagen considerada como *gold standard* para el diagnóstico, planificación y seguimiento de los

aneurismas de aorta abdominales. Los recientes avances en la tecnología CT, permiten obtener imágenes nítidas a alta resolución de la zona abdominal con un espesor de corte pequeño que posibilitan realizar análisis tridimensionales avanzados de los aneurismas.

Actualmente, los softwares comerciales utilizados para el diseño de endoprótesis, como pueden ser el *Syngo CT Vascular Analysis* (Siemens AG, Erlangen, Alemania) o *VessellQ Xpress CT* (General Electric, Fairfield, CN, EEUU), permiten únicamente la obtención manual de ciertos parámetros de diseño (distancias, diámetros y ángulos de diversas fenestraciones) a partir de reconstrucciones ortogonales, oblicuas y curvas de la zona de interés y de ciertas herramientas para análisis vascular. Sin embargo, no proponen una planificación adecuada que permita visualizar el resultado del proceso de diseño en forma de un modelo 3D de endoprótesis que pueda ser colocado virtualmente en el lugar de inserción, para poder estimar su idoneidad, reduciendo así la incertidumbre en el proceso de diseño. Solo recientemente han aparecido herramientas más específicas orientadas al diseño de endoprótesis como el *EVARplugin for OsiriX* (SOVA Distribution UG, Koblenz, Alemania) o el sistema *Endosize* [3].

En el presente artículo se describe un prototipo inicial de un sistema de planificación 3D para el diseño de endoprótesis en AAA. El sistema consta actualmente de tres módulos diferenciados:

- 1) *Módulo de Segmentación*: realiza la segmentación del lumen de la aorta, incluyendo el aneurisma, arterias ilíacas y otras ramas principales. El método utilizado para la segmentación es un nuevo algoritmo de crecimiento de regiones adaptativo, que tiene en cuenta la no-uniformidad del contraste a lo largo de la aorta y sus ramas.
- 2) *Módulo de Análisis Vascular*: permite la obtención de la línea central del vaso [4], que se utilizará para la identificación de las diversas ramas, la extracción de referencias anatómicas como puntos y planos de interés y la obtención de reconstrucciones curvas.
- 3) *Módulo de Planificación*: permite el diseño y colocación en 3D de la endoprótesis y sus posibles stents auxiliares, partiendo de los resultados de la segmentación y análisis, para adaptar la geometría de la endoprótesis a la morfología vascular específica

del paciente. Está orientado a la utilización de modelos predefinidos de prótesis o de prótesis a medida (fenestradas).

2. Módulo de Segmentación

En esta sección se describe el algoritmo que se ha desarrollado para segmentar el lumen desde la caja torácica hasta las arterias femorales a partir de imágenes CTA de la zona abdominal. A priori, la segmentación del lumen parece sencilla pues se presenta como una región hiper-intensa en imágenes de CTA debido al contraste. Sin embargo, se han identificado las siguientes dificultades:

- El contraste del CTA no es uniforme a lo largo de la aorta y sus ramas debido principalmente a la longitud de éstas, lo que da lugar a diferencias de intensidad relevantes que dificultan la segmentación.
- Aortas tortuosas: el punto central del lumen no se corresponde con el centroide de una sección axial.
- Estructuras localmente no tubulares (trombo) y grandes variaciones de diámetro.
- Estructuras hiperintensas adyacentes como vértebras.
- Calcificaciones en la pared del lumen.
- Ruido inherente a la adquisición.

Existen diferentes técnicas de segmentación vascular [5]: (1) crecimiento de regiones, (2) contornos activos, (3) técnicas basadas en la extracción explícita o implícita de la línea central del lumen, y (4) basadas en procesos estocásticos.

Las técnicas basadas en la extracción a priori de la línea central, no son adecuadas en este caso, pues requieren el uso de operadores diferenciales o integrales a múltiples escalas y no funcionan bien o son lentas con vasos de grandes diámetros. Los contornos activos son aproximaciones complejas y difíciles de controlar. Se ha optado por una solución semi-automática basada en crecimiento de regiones, a partir de uno o varios puntos semilla, por su simplicidad y eficiencia computacional. Los diferentes vóxeles se incluyen en la segmentación en base a un criterio de inclusión, el más común estar dentro de un rango de umbrales absolutos $[T_{min}, T_{max}]$. Para prevenir fugas a regiones adyacentes, se puede forzar a que el criterio de inclusión se cumpla además en los vecinos del vóxel considerado. Sin embargo, el uso de umbrales fijos, por las dificultades mencionadas, o bien no consigue segmentar todas las ramas, o da lugar a fugas de la segmentación hacia estructuras adyacentes.

Es necesario por tanto utilizar una aproximación en la que el criterio de inclusión sea adaptativo. La aproximación basada en intervalos de confianza implementada en [6], recalcula los umbrales iterativamente como un intervalo de confianza alrededor de la media calculado en base a la segmentación ya realizada. Sin embargo, esta aproximación termina calculando los umbrales en base a regiones muy grandes en las que los criterios de inclusión dejan de ser locales. Además, el uso de la media no es robusto debido a la presencia de *outliers*.

Se ha desarrollado un algoritmo de segmentación específico basado en este principio de crecimiento de regiones adaptativo. El criterio de inclusión se recalcula iterativamente en base a los últimos M vóxeles incluidos en la segmentación. El nuevo intervalo de intensidades se calcula a partir de este *buffer* local B de la siguiente manera:

$$[\tilde{x}(B) (1 - k\tilde{\sigma}(B)), \tilde{x}(B) (1 + k\tilde{\sigma}(B))]$$

donde \tilde{x} es la mediana del conjunto B , $\tilde{\sigma}$ la desviación absoluta de la mediana (*median absolute deviation* o MAD) de B , que es un equivalente robusto de la desviación típica [7], y k es un multiplicador usado como parámetro. Se han utilizado estadísticas basadas en la mediana pues son más robustas frente a *outliers*. Además, a este criterio se le ha añadido un umbral global de tipo conservador para prevenir fugas a estructuras/órganos cercanos al lumen.

3. Módulo de Análisis Vascular

La extracción de la línea central del lumen se lleva a cabo mediante un algoritmo de *thinning* 3D [8] sobre la máscara obtenida en el módulo de segmentación. Este algoritmo de *thinning* erosiona iterativamente los vóxeles de la máscara que no son simples, entendiendo por simples aquellos puntos cuya eliminación modificaría la topología local. La eliminación se realiza ordenadamente en base a la distancia al borde de la máscara que se calcula previamente como un mapa de distancias. Como resultado se obtiene el esqueleto o línea central de la aorta (Fig. 1).



Figura 1. Extracción de la línea central, original (izquierda) y podada (derecha)

4. Módulo de Planificación

El módulo de planificación está diseñado de manera que permite la visualización y la colocación en 3D de un modelo virtual de endoprótesis de manera rápida e intuitiva, a través de diferentes representaciones y guías visuales, mejorando y facilitando el proceso de diseño.

El prototipo incluye:

- *Reproducción movimientos C-Arm:* rotación de la cámara del visualizador 3D que simula las dos rotaciones del C-Arm.: eje cráneo-caudal y eje antero-posterior.
- *Mapa de distancias a la línea central:* representa la distancia que hay desde la línea central de la aorta a cada punto de la superficie de la máscara (inversamente al mapa calculado en la Sección 3). La distancia se codifica en colores y se calcula a partir de la máscara de segmentación y de la línea central de la aorta (Fig. 2).

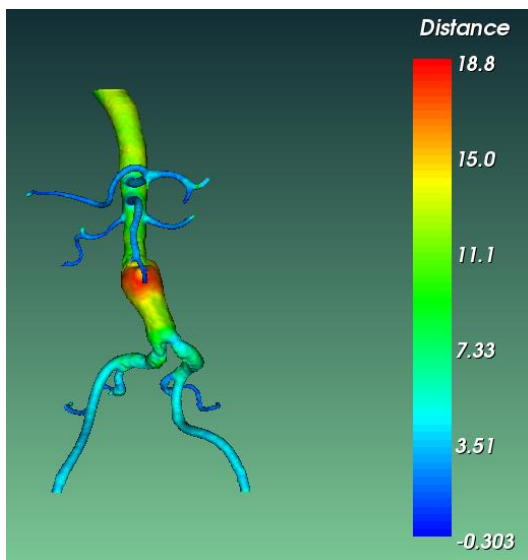


Figura 2. Mapa de distancias a la línea central

- *Planos ortogonales y transparencia:* se pueden visualizar planos axiales, coronales y sagitales del volumen (Fig 3.) así como el plano tangente y normal a la endoprótesis. Se puede modificar la transparencia del volumen de la aorta en perspectiva con el procedimiento de *depth peeling* [9] (Fig 4.) que permite una mejora de la percepción visual de la profundidad.
- *Visualización, navegación y posicionamiento de la endoprótesis:* ésta se representa como un cilindro rígido de radio y longitud variables. Se puede desplazar interactivamente de manera libre, restringiéndose el movimiento a diferentes planos o automáticamente hasta un plano o hasta la línea central de la aorta. En el futuro dicho cilindro será deformable para adaptarse a la curvatura de la aorta.
- *Plano respecto a un punto de referencia:* se utiliza para colocar la parte superior de la endoprótesis, a partir de la cual se toman el resto de referencias de diseño de ésta. El usuario selecciona un punto en el tronco celiaco y éste se desplaza automáticamente a la línea central. Después se toma como origen un plano situado a una distancia dada de este punto en dirección axial (Fig. 4).

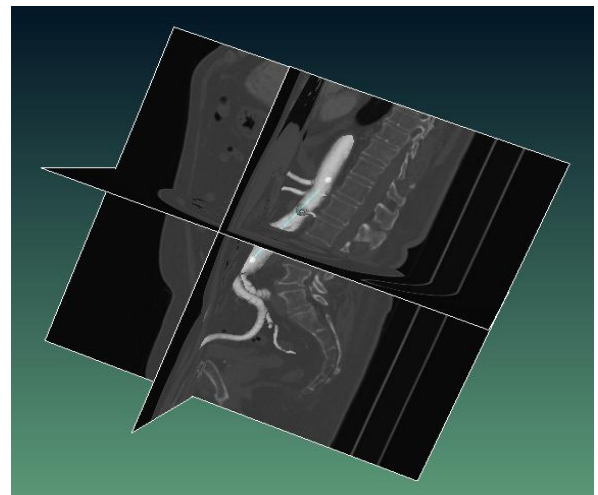


Figura 3. Planos axial, sagital y coronal

- *Colocación de stents en las fenestraciones:* los stents representados mediante cilindros cuya base se sitúa en la endoprótesis, se utilizan para definir las fenestraciones o aberturas de la endoprótesis en las ramas de la aorta. Se puede modificar los parámetros de altura, ángulo azimutal (rotación respecto al eje de la endoprótesis), longitud y ángulo de elevación (Fig. 6).

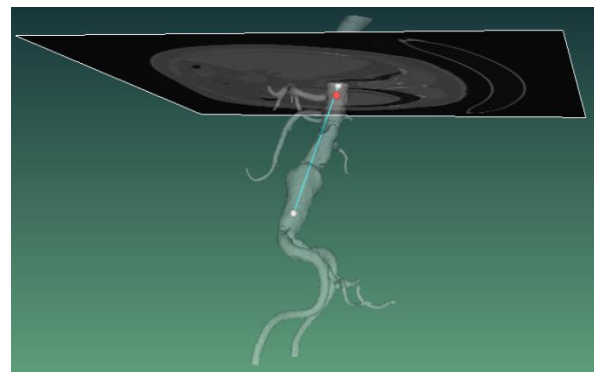


Figura 4. Punto de referencia y plano de referencia a 10 mm

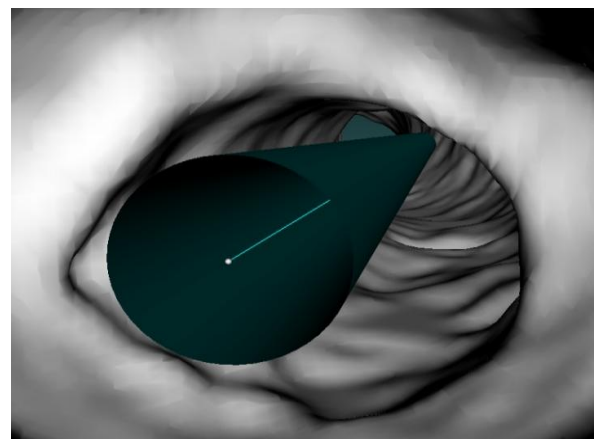


Figura 5. Endoprótesis dentro del volumen de la aorta

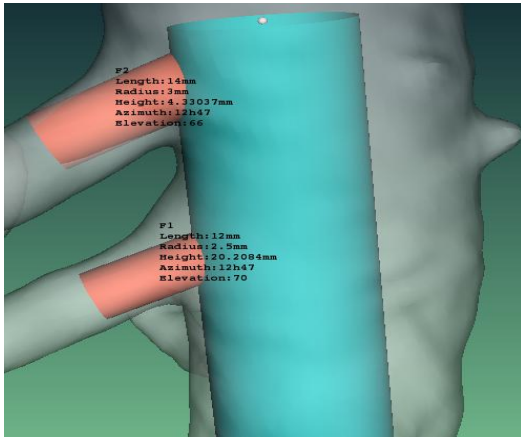


Figura 6. Endoprótesis (cilindro azul) y stents situados en el tronco celíaco y en la arteria mesentérica (cilindros rojos).

5. Resultados

El algoritmo de segmentación se ha integrado en un asistente que indica al usuario los pasos que debe realizar para segmentar el lumen de una manera fácil e intuitiva. Permite modificar los parámetros del algoritmo de segmentación (semilla, factor k , tamaño del *buffer* y umbral global) y visualizar el resultado.

El asistente además incluye las siguientes opciones de pre-procesamiento: (1) selección de un volumen de interés, para disminuir el volumen de datos que se va a procesar, (2) suavizado mediante filtrado anisotrópico [10] para eliminar ruido; y también incluye una opción de post-procesamiento en la que se puede cerrar posibles agujeros que pueda presentar la máscara mediante operaciones morfológicas.

Se ha realizado una primera validación cualitativa en base a 10 volúmenes CTA de pacientes con AAA. Estos volúmenes incluyen más de 500 cortes de la zona abdominal con espesor menor de 1 mm y no presentan artefactos radiales. El algoritmo de segmentación ha funcionado correctamente sin la necesidad de utilizar la opción de suavizado, que es una etapa costosa computacionalmente. El tamaño de *buffer* utilizado por defecto ha sido de 5000 píxeles, el factor k con mayor tasa de éxito (7/10) ha sido un valor de 5, y el umbral global se ha fijado a [50, 500]. De esta manera, el usuario únicamente debe de seleccionar la semilla y ejecutar el filtro.

Por otro lado, las pruebas iniciales de la herramienta de planificación realizadas por el equipo médico han sido satisfactorias, valorando positivamente el valor añadido ofrecido por la herramienta y destacando la sencillez de uso e interacción y el valor añadido en el diseño y planificación.

6. Conclusiones

El presente artículo presenta los resultados iniciales de un sistema de planificación virtual basado en imagen CTA para el diseño y planificación de endoprótesis de aorta en

AAA. El sistema consta de un módulo de segmentación, para la extracción del volumen de la aorta y principales ramas, un módulo de análisis vascular, para la obtención de la línea central y otras referencias y medidas vasculares y un módulo de planificación para diseño y posicionamiento virtual de la endoprótesis con fenestraciones. Los resultados iniciales obtenidos en la segmentación de la aorta y en el uso de la herramienta por parte del equipo médico han sido satisfactorios.

El trabajo futuro está orientado a una validación cuantitativa de la segmentación y una validación clínica del diseño y planificación de endoprótesis.

Agradecimientos

Este proyecto ha sido financiado por la empresa eMedica S.L. y cofinanciado por el Gobierno Vasco en la convocatoria INTEK-BERRI GAITEK 2011.

Nuestro agradecimiento a los Servicios de Radiología y de Cirugía Vascular del Hospital Donostia, liderados respectivamente por el Dr. Mariano de Blas y el Dr. José María Egaña, por su colaboración en el diseño, validación y por suministrar los datos CTA.

Referencias

- [1] Thompson, M.M. Controlling the expansion of abdominal Aneurysm. *Br. J. Surg*; 90:897-898, 2003.
- [2] Schermerhorn, M.L., O'Malley A.J., Jhaveri A., Cotterill P., Pomposelli F., Landon B.E. Endovascular vs. Open Repair of Abdominal Aortic Aneurysms in the Medicare Population, *N Engl J Med*, 358:464-474, 2008.
- [3] Kaladji A, et al., Sizing for endovascular aneurysm repair: clinical evaluation of a new automated three-dimensional software, *Ann Vasc Surg*.;24(7):912-20, 2010.
- [4] Blum H. A transformation for extracting new descriptors of shape. *Models for the perception of speech and visual form*, 1967.
- [5] David Lesage, Elsa D. Angelini, Isabelle Bloch, Gareth Funka-Lea. A review of 3D vessel lumen segmentation techniques: Models, features and extraction techniques. *Medical Image Analysis* 13:819-845, 2009.
- [6] Ibanez, Schroeder, Ng, Cates. *The ITK Software Guide*, Second Edition published by Kitware Inc. 2005, ISBN: 1-930934-15-7.
- [7] Hoaglin, David C.; Frederick Mosteller and John W. Tukey (1983). *Understanding Robust and Exploratory Data Analysis*. John Wiley & Sons, 404-414. ISBN 0-471-09777-2.
- [8] Lamy J., *Digital Topology Release 1.00*. The Insight Journal, 2006. <http://hdl.handle.net/1926/304>.
- [9] Schroeder W. *The Visualization Toolkit*, 3rd Edition. Kitware, Inc. 2003.
- [10] Perona, P., Malic J. Scale-space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12 (7): 629-639, 1990.