

Simulación de interacción catéter – aorta para la planificación de EVAR: prueba de concepto utilizando un motor de videojuegos open-source

A. Roa Asaff¹, B. Rodríguez-Vila^{1,2}, I. Oropesa^{1,2}, P. Sánchez-González^{1,2}, E.J. Gómez^{1,2}

¹ Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, ETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {aroa, brvila, ioropesa, psanchez, egomez}@gbt.tfo.upm.es

² Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Madrid, España

Resumen

El aneurisma de aorta abdominal consiste en un debilitamiento y dilatación de esta arteria. La reparación endovascular es una alternativa mínimamente invasiva en donde, mediante un cateterismo, se fija una endoprótesis al aneurisma con el fin de aislar la pared vascular dañada. En esta cirugía, es necesario realizar una adecuada planificación preoperatoria con el fin de elegir la endoprótesis más adecuada. Durante la intervención quirúrgica se produce la interacción entre el catéter y la aorta, lo que supone que dicha arteria se deforme y modifique su tortuosidad. Una vez que estas deformaciones han ocurrido, la planificación que previamente se había realizado sobre imágenes de la anatomía arterial no deformada pierde parte de su utilidad, dificultando así el trabajo del cirujano y disminuyendo las probabilidades de éxito de la operación. La predicción del comportamiento de esta interacción mediante la utilización de modelos deformables puede permitir realizar mejores diseños y reducir la mortalidad a los dos años. En este trabajo proponemos una primera aproximación de la interacción catéter – aorta que permite visualizar en tiempo real las deformaciones que sufre la pared vascular al introducir el instrumento quirúrgico mediante el uso de modelos virtuales. Para ello se ha realizado una prueba de concepto utilizando un software de modelado que incluye un motor de videojuegos.

1. Introducción

El aneurisma de aorta abdominal (AAA) es una patología que se caracteriza por la dilatación o agrandamiento del diámetro de la arteria aorta a 30 mm o más, específicamente en la sección de ésta arteria que se encuentra en la región abdominal y por debajo de la ubicación de los riñones [1]. A medida que crece el aneurisma, las paredes de la arteria se debilitan progresivamente. Esto supone un gran riesgo para el paciente dado que las paredes arteriales están constantemente sometidas a las fluctuaciones de la presión que ejerce la sangre contra ellas, lo cual puede hacer que finalmente se produzca una ruptura en algún punto del aneurisma.

Para tratar esta enfermedad existen dos alternativas. La primera de ellas es la cirugía abierta, que consiste en realizar la sustitución del aneurisma por un injerto o endoprótesis. Para ello, el cirujano realiza una incisión en el abdomen del paciente y, posteriormente, sutura la endoprótesis a la aorta [2]. La segunda alternativa es la

reparación endovascular (EVAR), que es una técnica mínimamente invasiva donde el médico introduce un catéter a través de una pequeña incisión hecha en la arteria femoral. Éste instrumento lleva en su interior el injerto que será fijado en los extremos en el lugar donde se encuentra el aneurisma [3]. En este caso, la endoprótesis cumple la función de aislar al aneurisma, lo que hace que la presión sobre sus paredes disminuya y que el aneurisma se contraiga progresivamente.

La reparación endovascular de aneurisma abdominal ofrece mejores resultados a corto plazo en cuanto a la mortalidad y morbilidad con respecto a la reparación abierta [4]. Después de llevar a cabo una reparación abierta, dentro de los 30 días posteriores, aproximadamente un 6% de los pacientes presentan complicaciones que deben ser atendidas con una reintervención [5]. Por el contrario, con la EVAR es poco probable que se presenten complicaciones si la misma se realiza de la manera correcta.

En la reparación endovascular de AAA es muy importante realizar una buena planificación preoperatoria por lo que es imprescindible contar con una imagen médica que permita evaluar la anatomía del aneurisma y elegir correctamente el tamaño y la forma del injerto, así como realizar un diseño óptimo del mismo en el caso de anatomías complejas [6]. Típicamente, la modalidad de imagen empleada en la planificación de la EVAR es la angiografía por tomografía computerizada (CTA). Sin embargo, el poseer la imagen adecuada únicamente no es suficiente. Existe un factor muy importante que los programas de planificación de EVAR comerciales no toman en cuenta actualmente y es la deformación que sufre la aorta cuando se introducen los instrumentos quirúrgicos durante la intervención [7].

Cuando se lleva a cabo una EVAR se introducen por la incisión de la arteria femoral instrumentos que son fabricados con materiales rígidos pero a su vez proporcionan cierta flexibilidad para poder navegar dentro de las estructuras vasculares. A medida que se introducen los instrumentos, estos ejercen presión sobre las paredes vasculares, produciéndose deformaciones en la arteria que terminan cambiando su anatomía. Al cambiar la anatomía de la arteria, la planificación que se había realizado antes

de la intervención puede perder parte de su utilidad debido a que los puntos de interés de la geometría del aneurisma y sus alrededores han cambiado de lugar, principalmente en el caso de la bifurcación de la aorta en las arterias renales. Ante esta situación, los cirujanos intentan anticipar estas deformaciones, pero lo hacen en base a su experiencia y sin ningún tipo de herramienta [7].

A pesar de los beneficios a corto plazo que supone la reparación endovascular, se ha comprobado que la tasa de mortalidad a los dos años tanto para los pacientes operados con reparación abierta como con EVAR es muy similar [8], entre otras cosas debido posiblemente a las imprecisiones que actualmente presenta la fase de planificación, lo cual trae como consecuencia que se puedan presentar endofugas y desplazamiento del injerto, entre otros problemas. Por esta razón, es necesario que los médicos cuenten con una herramienta que les permita predecir con mayor exactitud el resultado de las deformaciones para que las puedan tener en cuenta en la planificación preoperatoria al momento de escoger el injerto más adecuado y también en el momento de la intervención.

Debido a la amplia utilización en medicina de procedimientos que incluyen cateterismo, son muchos los trabajos que han intentado proponer un modelo de interacción entre los instrumentos quirúrgicos y las estructuras vasculares. En el trabajo de Guilloux et al. [9] se propuso un modelo virtual de cable guía para posteriormente integrarlo en un entorno de simulación de navegación de estructuras vasculares. El modelo de cable guía se obtuvo colocando varias secciones cilíndricas y rígidas concatenadas mientras que la arteria se modeló como una malla poligonal de paredes rígidas. A pesar de que al probar el modelo guía con un phantom arterial se obtuvo un comportamiento realista de la interacción, la simulación del cateterismo no se produjo en tiempo real. En el estudio de Duménil et al. [10] se propuso un modelo de comparación entre imágenes preoperatorias 3D e imágenes intraoperatorias 2D, donde las deformaciones de la arteria se simulaban utilizando el modelo de elementos finitos (FEM), cuyos parámetros mecánicos se establecieron en base a las comparaciones entre las imágenes. Aunque los resultados fueron aceptables, el tiempo que tomó la simulación no admite que un modelo de este tipo sea empleado en una aplicación que debe ejecutarse en tiempo real.

En este trabajo se estudia la posibilidad de utilizar modelos virtuales específicos del paciente para obtener una simulación en tiempo real de la interacción entre el catéter y la pared arterial a partir de tecnologías de videojuegos disponibles y accesibles online y gratuitamente. El objetivo es permitir una fácil implantación de las herramientas desarrolladas y que éstas puedan ser modificadas y mejoradas. Para ello se ha realizado una prueba de concepto utilizando Blender, un potente software de modelado que incorpora herramientas como un motor físico y un motor de videojuegos.

2. Material y métodos

En este apartado se presenta, en primer lugar, una breve referencia de las herramientas empleadas para la simulación. Posteriormente, se describirán los modelos virtuales utilizados y, por último, se explicará la implementación de la interacción catéter-aorta así como los aspectos más importantes que se tomaron en cuenta durante la misma.

2.1. Herramientas de desarrollo

Dado que nuestro objetivo es realizar el modelo de interacción catéter-aorta en un entorno de simulación de videojuegos, se eligió el software Blender como herramienta de trabajo. Blender es un software de código libre que permite realizar modelado 3D, animaciones, simulaciones, renderizado, composiciones digitales, edición de video y videojuegos [11]. Además, Blender incorpora la Bullet Physics Library [12], una librería de código abierto especializada en la detección de colisiones, la cual es ampliamente utilizada en la actualidad por una gran variedad de programas de simulación tridimensional.

2.2. Implementación de los modelos virtuales

El entorno virtual que se ha implementado comprende dos modelos principales. El primero de ellos es el modelo de la arteria aorta con aneurisma abdominal, formado por una malla de polígonos triangulares que definen la superficie interior de la arteria. El segundo elemento lo constituye el catéter, que consiste en una estructura alargada que puede flexionarse para permitir la navegación a través de la arteria y que, al mismo tiempo, mantiene un cierto grado de rigidez.

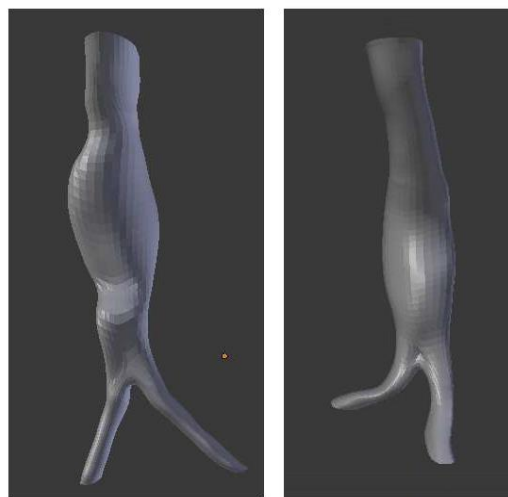


Figura 1. Modelos de AAA formados por superficies triangulares a partir de una malla de cuadriláteros.

Modelo de AAA

Se utilizaron además dos modelos tridimensionales de AAA creados a partir de imágenes de CTA. Estos modelos son mallas conformadas por secciones triangulares (ver **Error! Reference source not found.**). Además, dichos modelos no poseen grosor, sólo consideran la anatomía de la estructura vascular y no

están incluidas las características de la superficie interna del aneurisma.

Modelo del catéter

Para el catéter se eligió un diseño sencillo, donde el cuerpo del instrumento está formado por secciones cilíndricas unidas entre sí y la punta está constituida por una sección cilíndrica unida a una semiesfera, como se observa en la Figura 2.

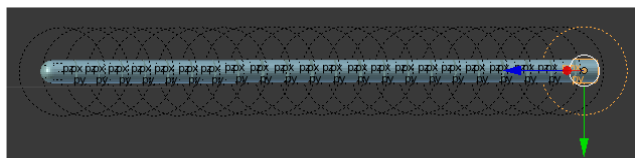


Figura 2. Estructura del catéter.

2.3. Interacción catéter-aorta

Para implementar la interacción entre el catéter y la aorta se utilizó el motor de videojuegos de Blender (BGE), con el cual fue posible programar los movimientos de inserción y extracción del instrumento. El catéter se caracterizó como tipo cuerpo rígido. Sin embargo, uno de los mayores desafíos de nuestra propuesta fue la caracterización física del modelo arterial.

Pared arterial como cuerpo blando

Estableciendo al aneurisma como un objeto tipo cuerpo blando, se presentaron diversos problemas entre los cuales estaban el gran costo computacional debido a la naturaleza de este tipo de objetos y al gran número de colisiones que debían calcularse, además de la ruptura del aneurisma en determinados puntos de la estructura en varias ocasiones, como se observa en la Figura 3.

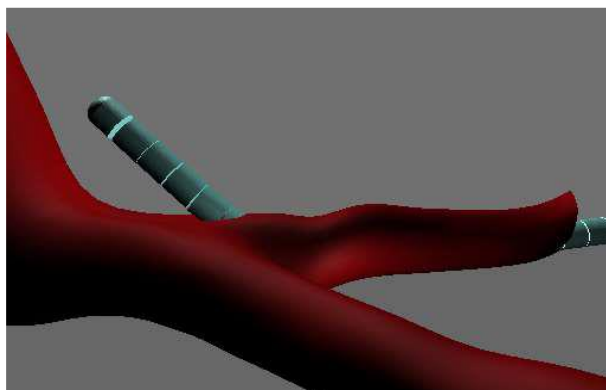


Figura 3. Inserción del catéter en la arteria tipo cuerpo blando, produciendo un desgarro en el modelo superficial.

Debido a estas limitaciones, se decidió establecer al modelo arterial como tipo cuerpo rígido con ciertas modificaciones.

Pared arterial como cuerpo rígido

Bajo esta nueva propuesta, se observó que la tasa de cuadros por segundo de la simulación mejoró notablemente. Sin embargo, fue necesario programar el movimiento de cada uno de los vértices de la malla para poder simular el movimiento local y global del aneurisma cuando el catéter colisiona con el mismo.

El desplazamiento local se realizó justo en el punto de contacto entre la punta del catéter y la pared arterial, en dirección normal exterior a cada uno de los vértices implicados. Por otra parte, para el movimiento a mayor escala fue necesario definir secciones contiguas en cada modelo arterial, de manera que cuando el catéter impacta un determinado vértice del aneurisma, se evalúa a que región pertenece dicho vértice y en base a ello se desplaza conjuntamente toda la región. Este desplazamiento se realiza considerando también si la fuerza del impacto se produjo hacia arriba (eje +Z) o hacia abajo (eje -Z). Por último, se colocó un soporte cerca de una arteria ilíaca con el propósito de limitar el movimiento del catéter como ocurriría en una operación real.

2.4. Entorno de simulación de inserción de catéter

En el espacio de trabajo del motor de videojuegos de Blender, se colocaron ambos modelos arteriales dispuestos de forma horizontal. Se agregaron controles para el soporte del catéter con el fin de poder mover el instrumento hacia la entrada de cualquiera de las arterias ilíacas de los modelos. Estos controles permiten mover el soporte en la dirección +Z y -Z, rotar en torno al eje +Z y desplazarse a lo largo del eje X.

Por último, dado que el efecto de la gravedad disminuye notablemente su influencia sobre los instrumentos quirúrgicos una vez que estos están dentro de la estructura vascular, se estableció el valor de la gravedad en la escena en 0.5 m/s^2 .

3. Resultados y discusión

Se ha realizado una estación de trabajo en la que se puede interactuar entre un modelo de catéter y dos modelos de aneurisma aórtico. El modelo que proponemos contempla únicamente los movimientos de inserción y extracción del catéter y no admite cambios de velocidad. El instrumento está conformado por secciones cilíndricas de longitud y diámetro igual a 2mm.

Además, cuando la punta del catéter impacta con las paredes del modelo arterial, el conjunto de vértices del aneurisma que se encuentra en el punto de colisión se desplazan en dirección normal exterior en 0.1 mm. Este valor se ha fijado de manera empírica para simular deformaciones realistas, pero en investigaciones posteriores debe estar basado en parámetros físicos de la pared.

Por otra parte, el conjunto de vértices pertenecientes a la región donde ocurre el impacto se desplazan 0.2 mm dependiendo de la dirección que tenga el catéter en ese instante (hacia arriba o hacia abajo). Al igual que en el caso anterior, este valor se fijó de manera empírica para simular deformaciones realistas. En la Figura 4 se pueden observar las imágenes correspondientes a una de las pruebas realizadas. Las zonas donde ha impactado la punta del catéter se muestran resaltadas en amarillo.

A pesar de que el modelo virtual implementado permite observar en tiempo real y de una manera clara las deformaciones que se producen en la arteria cuando el catéter interactúa con la misma, es necesario evaluar los

desplazamientos de los vértices cuantitativamente con el fin de determinar el grado de exactitud que proporciona el modelo.

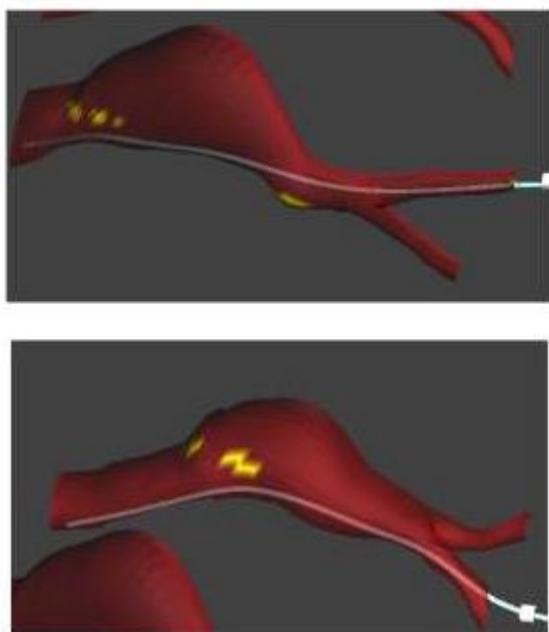


Figura 4. Inserción del catéter en los modelos arteriales

Es importante destacar que la simulación se ejecutó a una tasa que variaba entre 7.5 y 9.5 fps, valores aceptables para una aplicación en tiempo real de este estilo. Por otra parte, en ningún momento se observó la ruptura del modelo de aneurisma por causa de la presión del catéter.

4. Conclusiones

La reparación endovascular representa una opción importante dentro del tratamiento del aneurisma de aorta abdominal. A pesar de los beneficios que la EVAR trae a corto plazo, es necesario aumentar la tasa de supervivencia después de los dos años evitando problemas tales como endofugas y desplazamiento del injerto. Estos problemas se pueden evitar haciendo una planificación preoperatoria adecuada, donde se tomen en cuenta todos aquellos factores que puedan intervenir durante el procedimiento quirúrgico con el fin de predecir el comportamiento de las estructuras anatómicas implicadas y prever posibles complicaciones durante la cirugía.

El modelo diseñado en este trabajo constituye una primera aproximación o prueba de concepto para implementar deformaciones vasculares con el motor de videojuegos de Blender, una herramienta gratuita y open-source con una gran comunidad de usuarios.

A pesar de que se logró crear una primera aproximación al modelo con resultados satisfactorios, se necesita un estudio más exhaustivo y un algoritmo más potente para poder programar deformaciones y desplazamientos más realistas. Adicionalmente, es necesario profundizar en las capacidades del motor de videojuegos para determinar si este puede soportar algoritmos más complejos que exijan una gran capacidad de procesamiento. Además, podrían evaluarse otras opciones en cuanto a la librería física, con

el fin de intentar integrar una que ofrezca mejores prestaciones.

Si bien Blender es un software que ofrece una gran variedad de funcionalidades, no está diseñado para realizar simulaciones físicas con alto grado de fidelidad. En nuestro caso, se ha propuesto un modelo virtual bastante simplificado. Sin embargo, la utilización de Blender se verá condicionada por la naturaleza de la aplicación que se quiera crear y por la factibilidad de poder integrar al espacio de trabajo elementos externos que permitan realizar simulaciones más realistas.

Agradecimientos

Este trabajo se ha llevado a cabo dentro del proyecto NAVISurg, proyecto intramural del CIBER-BBN.

Referencias

- [1] Sakalihasan N, Limet R y Defawe OD. Abdominal aortic aneurysm. *Lancet*, vol. 365, no. 9470, 2005, pp. 1577–89 (ISSN: 0140-6736).
- [2] Página web de la Fundación de la Circulación. <http://www.circulationfoundation.org.uk/> (Consultada: marzo 2014)
- [3] Kasper, D. et al. Harrison's Manual of Medicine. Nueva York: McGraw-Hill, 2012 (ISBN-13: 978-0071745192).
- [4] Greenhalgh R, Brown L, Kwong G, Powell J y Thompson, S. Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results : randomised controlled trial. *Lancet*, vol. 364, 2004, pp. 843–48 (ISSN: 0140-6736).
- [5] Morasch MD, James ST y Pierce WH. Surgery of the aorta and its body branches. Primera edición. 2010, pp. 189–90 (ISBN: 9781607950547).
- [6] Goshima S. et al. Preoperative planning for endovascular aortic repair of abdominal aortic aneurysms: feasibility of nonenhanced MR angiography versus contrast-enhanced CT angiography. *Radiology*, vol. 267, no. 3, 2013, pp. 948–55 (ISSN: 0033-8419).
- [7] Kaladji A. et al. Prediction of deformations during endovascular aortic aneurysm repair using finite element simulation. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 37, no. 2, 2013, pp. 142–49 (ISSN: 0895-6111).
- [8] Becquemin, J. The ACE trial: a randomized comparison of open versus endovascular repair in good risk patients with abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery*, vol. 50, no. 1, 2009, pp. 222–4 (ISSN: 0741-5214).
- [9] Guilloux V., Haigron P., Gösku C., Kulik C. y Lucas A. Guidewire Modeling for the planning of catheterization. Universidad de Rennes.
- [10] Duménil A. et al. Finite-Element-Based Matching of Pre- and Intraoperative Data for Image-Guided Endovascular Aneurysm Repair. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 5, pp. 1353-62 (ISSN: 0018-9294).
- [11] Página web oficial de Blender. <http://www.blender.org/> (Consultada: marzo 2014).
- [12] Mullen T y Coumans E. Bounce, Tumble, and Splash!: Simulating the Physical World with Blender 3D. Indianapolis: Wiley, 2008, pp 272 (ISBN: 0470192801).