

# Caracterización mecánica *in vivo* de aortas ascendentes a partir de imágenes por resonancia magnética

Álvaro T. Latorre <sup>1</sup>, Andrea Guala <sup>2,3</sup>, Lydia Dux-Santoy <sup>2</sup>, Gisela Teixidó-Turà <sup>2,4</sup>, José F. Rodríguez-Palomares <sup>2,3,4,5</sup>, Miguel Á. Martínez <sup>1,6</sup>, Estefanía Peña <sup>1,6</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)  
Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.  
Tel. +34-976762707, e-mail: [alatorr@unizar.es](mailto:alatorr@unizar.es)

<sup>2</sup> Vall d'Hebron Institut de Recerca, Barcelona, Spain

<sup>3</sup> Biomedical Research Networking Center on Cardiovascular Diseases, Instituto de Salud Carlos III, Madrid, Spain

<sup>4</sup> Department of Cardiology, Hospital Universitari Vall d'Hebron, Barcelona, Spain

<sup>5</sup> Departament de Medicina. Universitat Autònoma de Barcelona. Bellaterra. Barcelona. Spain

<sup>6</sup> CIBER-BBN, Centro de Investigación en Red en Bioingeniería, Spain

## Resumen

El aneurisma aórtico ascendente es una patología normalmente asintomática pero mortal, por lo que requiere seguimiento temprano para evitar graves complicaciones. En este trabajo, presentamos una metodología para obtener la geometría aórtica ascendente despresurizada y sus propiedades anisótropas no lineales a partir de imagen médica.

## Introducción

El aneurisma aórtico ascendente (AAA) es una dilatación localizada y su ruptura es un evento potencialmente mortal que ocurre cuando la tensión a la que está sometida la pared aórtica excede su resistencia mecánica. Actualmente, el criterio clínico para intervenir se basa en la medida del diámetro aórtico o la velocidad de crecimiento [1]. No obstante, algunos estudios han demostrado que estas medidas resultan insuficientes, y es importante considerar las propiedades individuales de cada paciente [1]. Por lo tanto, los modelos de elementos finitos (EF) de paciente específico pueden desempeñar un papel importante en la estimación del estado tensional en el tejido aórtico, facilitando así la predicción del riesgo de ruptura. Por ello, hemos desarrollado una metodología para obtener la geometría aórtica despresurizada y las propiedades anisotrópicas no lineales del AAA a partir de imágenes por resonancia magnética (MRI). Además de validar la metodología con geometrías reales y campos de desplazamientos generados *in silico*, también ha sido aplicada directamente a datos *in vivo*.

## Materiales y Métodos

*Preprocesado.* Los datos MRI se obtuvieron del Hospital Vall d'Hebron de Barcelona de pacientes que fueron sometidos a cirugía de reparación. Se

realizó la segmentación de la geometría diastólica (Figura 1.A). Además, se capturó una secuencia MRI sagital de todo el ciclo cardiaco, permitiendo la estimación de los desplazamientos relativos entre las fases diastólica y sistólica. Finalmente se suavizó la geometría y se añadió un espesor de 2 mm para simular la pared arterial (Figura 1.B).

*Caracterización Mecánica.* Se realizó un modelado inverso de EF, donde el comportamiento del tejido aórtico se modeló con la ecuación de comportamiento de Gasser-Ogden-Holzapfel (GOH) [2]. Además, se consideró el movimiento del corazón y el apoyo de la aorta en los tejidos circundantes [3]. Se optó por utilizar un proceso de optimización de búsqueda directa, donde en cada iteración se evaluaban diferentes combinaciones de parámetros GOH. El objetivo era minimizar la diferencia entre el desplazamiento medido en MRI y el obtenido por EF. Para poder considerar el comportamiento no lineal del material, se calculó una geometría despresurizada estimada para cada evaluación de material.

*Validación in Silico y Aplicación in Vivo.* Con el fin de validar la metodología, se utilizaron modelos de EF con geometría real y materiales obtenidos de literatura [4]. En este caso el desplazamiento relativo era simulado y al conocer los materiales reales se pudo calcular el coeficiente de determinación ( $R^2$ ) entre la curva de comportamiento real y la simulada. Por último, se aplicó la metodología directamente sobre datos reales. Los resultados se compararon con las curvas obtenidas de ensayos experimentales de las muestras extraídas durante la cirugía.

## Resultados

Diferentes combinaciones de parámetros GOH pueden resultar en respuestas mecánicas similares.

Por lo tanto, en lugar de comparar los parámetros GOH, analizamos sus curvas  $\sigma$ - $\lambda$ . El tiempo máximo de optimización se fijó a 12 horas, sin embargo, a partir de las 4 horas el error entre desplazamientos permanecía constante. Se analizaron un total de diez materiales, tanto de aortas sanas como con aneurisma. El error entre desplazamientos medio obtenido fue de 11.4%, mientras que  $R^2$  medio fue superior a 0.7. La Figura 2.(A,B,C) muestra los resultados *in silico* para casos con comportamiento predominantemente isótropo, longitudinal y circunferencial. La Figura 2.D muestra las curvas *in vivo* y la resultante del ensayo biaxial.

## Discusión

Existen diversas metodologías para obtener la rigidez o el comportamiento no lineal del tejido aórtico. Sin embargo, no consideran condiciones de contorno realistas o se han validado con muy pocos casos numéricos. Nosotros consideramos el movimiento del corazón, así como el contacto de la aorta con otros tejidos y su geometría despresurizada. A pesar de no obtener valores altos de  $R^2$ , las curvas de comportamiento obtenidas son muy similares a las reales. En el caso de aplicarlo *in vivo*, las diferencias son algo mayores, debido al comportamiento activo del material y a la precisión del campo de desplazamientos obtenido a partir los datos MRI.

## Conclusiones

Se ha desarrollado una metodología que permite caracterizar el comportamiento anisótropo no lineal de aorta ascendente a partir de imágenes MRI.

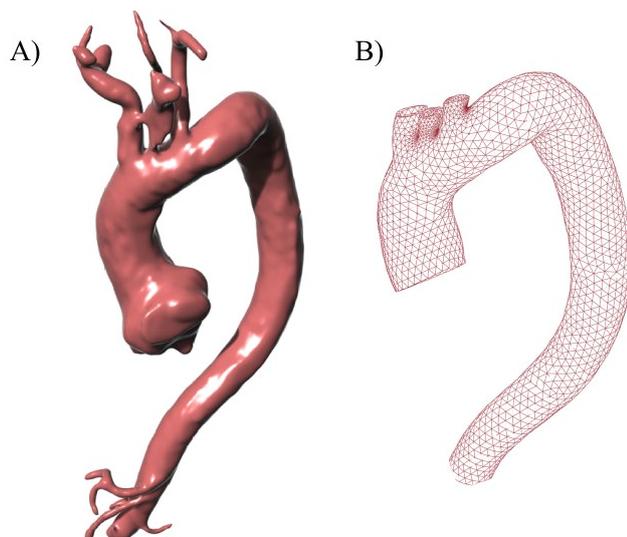


Figura 1. A) Geometría AAA sistólica segmentada. B) Malla de la pared aórtica

Además, proporciona una estimación de la geometría despresurizada de la aorta, lo que permite obtener el estado tensional en la pared. Se ha validado a partir de datos sintéticos y se ha aplicado a datos *in vivo* con buenos resultados.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia y Tecnología a través del proyecto PID2022-140219OB-I00, por el Gobierno de Aragón mediante el proyecto T24-20R y la subvención CUS/581/2020.

## REFERENCIAS

- [1]. PAPE, L.A. et al. Aortic diameter  $\geq 5.5$  cm is not a good predictor of type A aortic dissection: observations from the international registry of acute aortic dissection (IRAD). *Circulation*. 2007, 116(10), pp 1120-1127. doi: 10.1161/circulationaha.107.702720
- [2]. GASSER, T.C., OGDEN, R.W. and HOLZAPFEL, G.A. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *JR Soc Interface*. 2006, 3(6), pp. 15-35. doi: 10.1098/rsif.2005.0073
- [3]. PAGOULATOU, S.Z et al. The effect of the elongation of the proximal aorta on the estimation of the aortic wall distensibility. *Biomech Model Mechanobiol*. 2021, 20, pp 107-119. doi: 10.1007/s10237-020-01371-y
- [4]. HASKETT, D. et al. Microstructural and biomechanical alterations of the human aorta as a function of age and location. *Biomech Model Mechanobiol*. 2010, 9, pp. 725-736. doi: 10.1007/s10237-010-0209-7

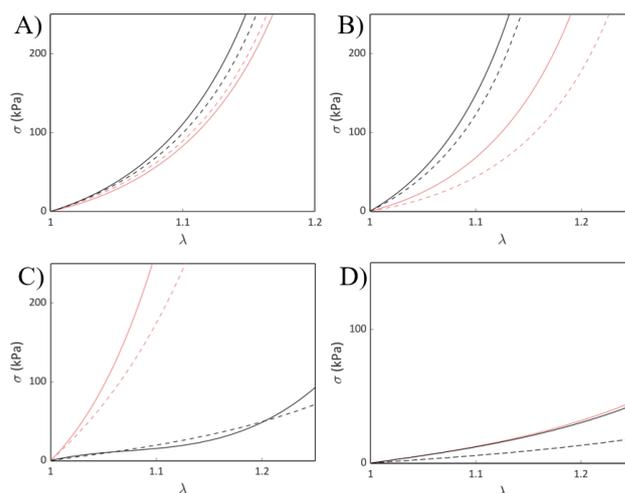


Figura 2. Curvas  $\sigma$ - $\lambda$  datos sintéticos o experimentales en línea discontinua y resultados en línea continua. Curvas circunferenciales (rojo) y longitudinales (negro) para materiales predominantemente isótropos (A), longitudinal (B) y circunferencial (C). (D) Comparación entre curvas *in vivo* y experimental.