

# Crecimiento de placa de ateroma en arteria carótida de paciente específico según diferentes estímulos mecánicos

Patricia Hernández López<sup>1</sup>, Myriam Cilla Hernández<sup>1,2,3</sup>, Miguel Ángel Martínez<sup>1,3</sup>  
Barca, Estefanía Peña Baquedano<sup>1,3</sup>

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

<sup>2</sup>Centro Universitario de la Defensa. Academia General Militar, Zaragoza, Spain

<sup>3</sup>CIBER-BBN. Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Spain

## Resumen

En este trabajo se analiza el crecimiento de placa de ateroma estudiando la influencia de distintos estímulos mecánicos en la localización y el crecimiento de la placa. En particular, se realiza en 7 geometrías de paciente específico, correspondientes a bifurcaciones de arteria carótida para un tiempo total de 30 años.

## Métodos

Se ha empleado un modelo matemático desarrollado previamente por el grupo [1], en el cual se han realizado algunas mejoras, como la simplificación de algunos términos para mejorar la convergencia del mismo.

Dicho modelo se ha implementado en 7 geometrías patológicas de paciente específico, modelando los ciclos cardíacos para calcular el flujo sanguíneo como transitorio. Como estímulos mecánicos para la generación de la placa de ateroma se toman la tensión tangencial de la sangre con la pared arterial promedio de un ciclo cardíaco (“Time Averaged Wall Shear Stress”, TAWSS), el índice de oscilatoriedad del flujo (“Oscillatory Shear Index”, OSI) y una nueva variable que se propone como combinación de las dos anteriores, con el objetivo de determinar cuál es la más adecuada para la predicción de placas de ateroma.

## Obtención de las geometrías

Las geometrías se han obtenido a partir de imágenes clínicas en las que se puede apreciar la arteria carótida completa de los pacientes con el software Materialise Mimics 20.0. En concreto, se han empleado imágenes de carótidas patológicas, es decir, con presencia de placa de ateroma, la cual ha sido eliminada computacionalmente con el objetivo

de reconstruir la geometría sana previa a la aparición de la placa.

## Modelo matemático

El modelo matemático se encuentra dividido en el cálculo del flujo sanguíneo a lo largo del lumen, flujo de plasma a través del endotelio, proceso inflamatorio en la pared arterial a lo largo de 30 años y finalmente, cálculo del crecimiento de la placa.

Para el cálculo del flujo sanguíneo, se han empleado las ecuaciones de continuidad y de Navier-Stokes, además de realizar el cálculo de varios ciclos cardíacos en estado transitorio a partir de condiciones de contorno de arterias carótidas [2], y la aplicación de la Ley de Murray para la distribución de flujo en las bifurcaciones.

El flujo de plasma se ha modelado con la Ley de Darcy, empleando a su vez la ley de los 3 poros [3] para tener en cuenta todas las vías de entrada del plasma a través del endotelio.

El flujo de sustancias a través del endotelio se ha modelado empleando la ley de los 3 poros y las ecuaciones de Kedem-Katchalsky. Adicionalmente, para modelar el comportamiento de cada sustancia dentro de la pared arterial se han empleado ecuaciones de convección-difusión-reacción de la forma [1]:

$$\frac{\delta X_i}{\delta t} + \nabla \cdot (-Dx_i \nabla X_i) + u \cdot \nabla X_i = f x_i(\dots, X_i, \dots),$$

donde el primer término representa la variación temporal de la concentración de la sustancia considerada, el segundo y tercer término son la difusión y la convección de la sustancia

considerada, respectivamente, y el último término corresponde a las reacciones de dicha sustancia con otras que tienen lugar en la pared arterial.

Finalmente, se calcula el crecimiento que se produce en la pared arterial a partir del volumen de las sustancias que contribuyen a la generación de la placa.

## Resultados

Los resultados obtenidos muestran que las placas obtenidas con el modelo se aproximan bastante bien a las que tenían los pacientes. Además, la placa obtenida depende del estímulo mecánico considerado, por lo que es importante tener en cuenta tanto el TAWSS (ver Figura 1) como el OSI (ver Figura 2) a la hora de predecir los lugares en los cuales se van a formar placas de ateroma.

## Conclusiones

Con el modelo computacional desarrollado se puede reproducir la formación de placa de ateroma en geometrías de paciente específico, teniendo en cuenta las variaciones del flujo sanguíneo con el ciclo cardíaco. Además se ha determinado que existen notables diferencias entre tomar un estímulo

mecánico u otro, por lo que es importante considerar ambos para la correcta predicción de la placa.

## REFERENCIAS

- [1]. CILLA, M. PEÑA, E. MARTÍNEZ, M.A. Mathematical modelling of atheroma plaque formation and development in coronary arteries. *J. R. Soc. Interface.* 11:201308661, 2014
- [2]. MALVÈ, M. CHANDRA, S. GARCÍA, A. MENA, A. MARTÍNEZ, M.A. FINOL, E.A. DOBLARÉ, M. Impedance-based outflow boundary conditions for human carotid haemodynamics. *Computer Methos in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 11:12481260, 2014.
- [3]. OLGAC, U. KURTCUOGLU, V. POULIKAKOS, D. Computational modeling of coupled blood-wall mass transport of LDL: effects of local wall shear stress. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 294(2):909–919, 2008.

## FIGURAS / LEYENDAS

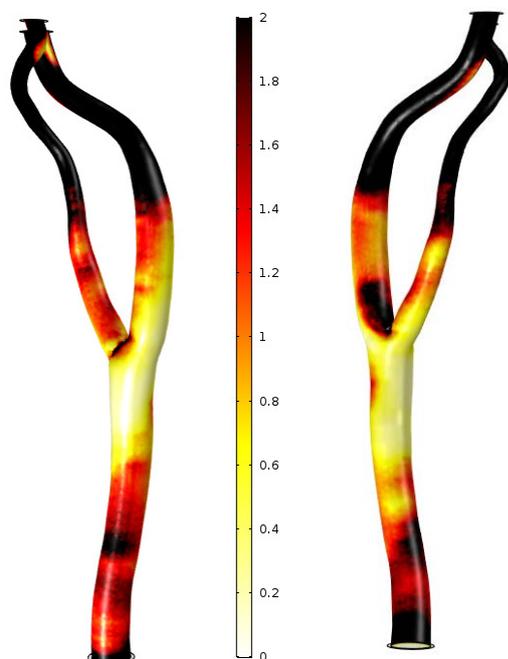


Figura 1. Distribución del TAWSS en una de las geometrías de paciente específico filtrado con un valor máximo de 2Pa.

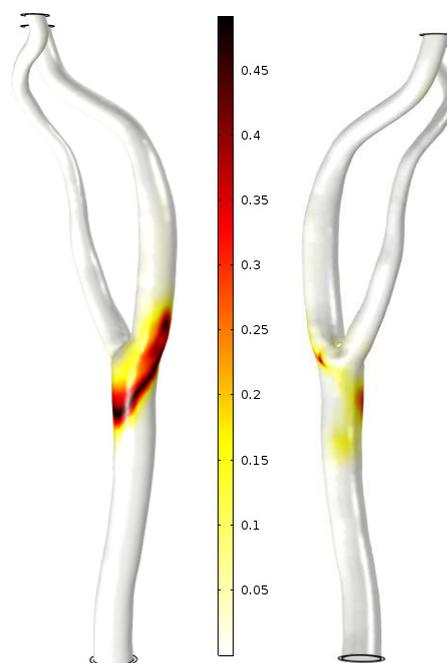


Figura 2. Distribución del OSI obtenido en una geometría de paciente específico