

Segmentación y caracterización mecánica de placas de ateroma

Álvaro Tomás Latorre¹, Myriam Cilla^{1,2,3}, Miguel Ángel Martínez^{1,2}, Estefanía Peña^{1,2}

¹ 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

²CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Aragon Health Sciences Institute, Spain

³Centro Universitario de la Defensa, Academia General Militar, Zaragoza, Spain

Resumen

La detección y caracterización de placa de ateroma son pasos de vital importancia clínica. En arterias coronarias, la ecografía intravascular (IVUS) permite visualizar la pared arterial y estimar sus deformaciones. En este trabajo se desarrolla un proceso para segmentar y caracterizar mecánicamente los diferentes tejidos que componen una placa de ateroma.

Introducción

Las placas de ateroma se forman por acumulación de colesterol en la pared arterial, formando un núcleo lipídico recubierto por un tejido fibrótico. Su ruptura desencadena un trombo, lo que puede conllevar un ataque al corazón, ictus, etc. Por lo tanto, la detección y caracterización de estas placas son pasos de vital importancia para obtener un diagnóstico temprano de la vulnerabilidad del paciente. La ecografía intravascular (IVUS) es una prueba diagnóstica que permite visualizar la pared arterial. Además, mediante técnicas avanzadas es posible estimar las deformaciones en la pared arterial entre dos imágenes IVUS. A partir de geometrías reales, hemos simulado datos IVUS para contruir una metodología que permita segmentar los tejidos de una placa de ateroma y obtener sus propiedades mecánicas para poder analizar la vulnerabilidad de los pacientes.

Materiales y Métodos

Simulación de datos IVUS: se utilizan 5 geometrías reales de arteria coronaria con placa de ateroma [1] para generar modelos de elementos finitos. Las placas analizadas se componen de tejido fibrótico, uno o dos lípidos y algunas tienen una calcificación. Estos tejidos se han modelado como Neo Hookeanos [1], y sus parámetros se encuentran reflejados en la Tabla 1. Las calcificaciones se consideran elástico lineales e isotropas con un módulo de Young de 5000 kPa. Se analizan los resultados en el incremento de presión 100-115 mmHg, simulando así dos imágenes consecutivas adquiridas mediante IVUS [2].

Proceso de Segmentación: a partir de los datos anteriores es posible obtener el Módulo del Gradiente de las Deformaciones (MGDs), como por ejemplo $|\nabla\epsilon_{rr}|$. La representación de estas variables permite obtener, mediante técnicas de imagen, los diferentes tejidos que conforman cada placa. Además, es posible medir el área de los lípidos y calcificaciones segmentados, así como la distancia mínima entre el lípido y el torrente sanguíneo (e_{cap}), que están directamente relacionados con la vulnerabilidad.

Obtención de Propiedades mecánicas: se construye un modelo de elementos finitos con la segmentación previa. Los materiales se consideran elástico lineales, fijando $\nu=0.49$ para los tejidos cuasi-incompresibles (lipídico y fibrótico) y $\nu=0.33$ para la calcificación. El módulo elástico de cada tejido se obtiene mediante procesos de optimización comparando las deformaciones radiales obtenidas en el modelo segmentado y las proporcionadas por la simulación de datos IVUS.

Resultados

El proceso de segmentación se analizó previamente, y usando los mejores MGDs como $|\nabla\epsilon_{yy}| + |\nabla\epsilon_{rr}|$ o $|\nabla\epsilon_{yy}| + |\nabla\epsilon_{min}|$, se segmentaron todos los tejidos de las placas. En la Tabla 2 se muestran los valores geométricos medidos en los modelos reales y en los segmentados. Al trabajar con materiales Neo Hookeanos es posible obtener el módulo elástico con las ecuaciones (1) y (2).

$$C_{10} = \frac{E}{4 \cdot (1 + \nu)} \quad (1)$$

$$D_1 = \frac{6 \cdot (1 - 2 \cdot \nu)}{E} \quad (2)$$

De este modo, es posible realizar una comparación de estos valores con los módulos elásticos estimados en el proceso. El tejido fibrótico real tiene un módulo elástico de 600 kPa, mientras que el lípido de 10 kPa. El tejido fibrótico estimado en los diferentes modelos

segmentados alcanza módulos de elasticidad comprendidos entre 529-571 kPa, mientras que el lípido 7.9-14.2 kPa. En el caso de las calcificaciones el método detecta cuerpos infinitamente rígidos. En la Figura 1, se muestran los modelos de elementos finitos reales y segmentados de dos placas y sus mapas de deformaciones radiales.

Discusión

El proceso de segmentación y caracterización de los tejidos se ha podido aplicar a todas las geometrías reales analizadas. La segmentación de los diferentes tejidos de las geometrías permite tomar medidas de e_{cap} y áreas de lípidos y calcificaciones con errores bajos, a excepción del e_{cap} de la cuarta geometría, debido a su gran complejidad. Las propiedades mecánicas estimadas de los lípidos son cercanas a las reales. Por otro lado, el tejido fibrótico lo estima ligeramente menos rígido que en el caso real, sin embargo, el error relativo no supera el 12% en ningún caso. A nivel tensional, los mapas de tensiones y deformaciones son muy similares en los modelos reales y los segmentados, pudiendo analizar la vulnerabilidad del paciente.

Conclusiones

Se ha desarrollado una metodología de bajo coste computacional que permite segmentar los diferentes tejidos que componen una placa de ateroma. Además, es posible estimar las propiedades mecánicas de los diferentes tejidos previamente segmentados. El proceso desarrollado En conjunto, se obtienen propiedades y medidas geométricas que están estrechamente ligadas a la vulnerabilidad de la placa.

Referencias

- [1] LE FLOCH, S. et al. Vulnerable Atherosclerotic Plaque Elasticity Reconstruction Based on a Segmentation-Driven Optimization Procedure Using Strain Measurements: Theoretical Framework. *IEE Trans Med Imaging*. 2009, 28(7), 1126–1137 Disponible en doi:10.1109/tmi.2009.2012852
- [2] PORÉE, J et al. Noninvasive Vascular Modulography Method for Imaging the Local Elasticity of Atherosclerotic Plaques: Simulation and In Vitro Vessel Phantom Study. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2017, 64(12), 1805-1817, Disponible en doi: 10.1109/TUFFC.2017.2757763.

Tabla 1. Parámetros del modelo Hooke.

Tejido	C10 [kPa]	D1 [-]
Fibrótico	100.67	0.0002
Lipídico	1.68	0.012

Tabla 2. Valores geométricos medidos en el modelo real y en el modelo segmentado.

Placa	Parámetros Geométricos					
	e_{cap} [μm]		Área Lípido [mm^2]		Área Calcificación [mm^2]	
	Real	Segmentado	Real	Segmentado	Real	Segmentado
#1	345	331	1,60	1,66	-	-
#2	200	199	5,58	5,71	-	-
#3	215,6	214,5	2	2,13	0,36	0,36
#4	139	67	0,5/1.2	0,49/1.3	-	-
#5	198	155.4	2.16/0.68	2.57/0.72	0.68	0.64

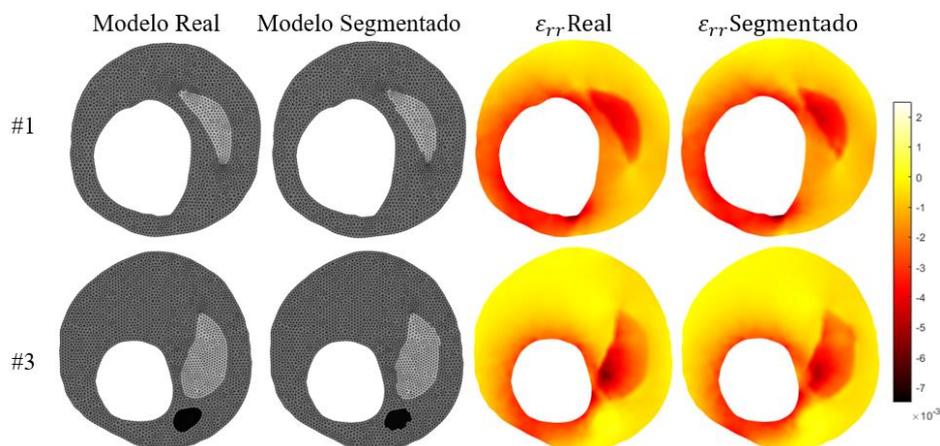


Fig. 1: Comparativa de los modelos real y segmentado y sus deformaciones radiales en las placas #1 y #3.