

Estudio de la viabilidad de la segmentación de placas de ateroma vulnerables en coronarias a partir del campo de desplazamientos compatibles con imágenes IVUS

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

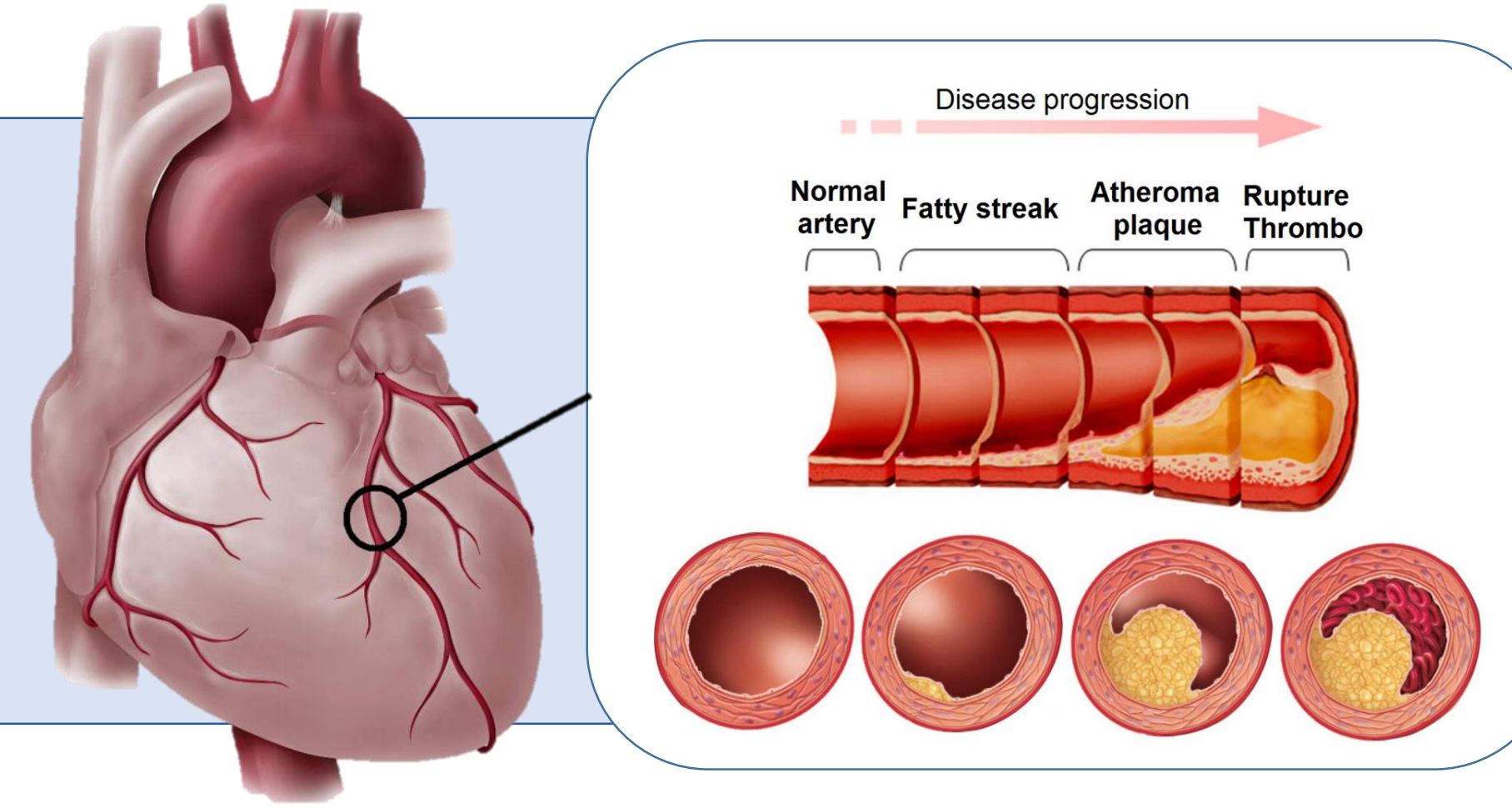
¹ Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) Universidad de Zaragoza, Spain.

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

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

Introducción

Las enfermedades cardiovasculares ocupan el primer puesto en causas de mortalidad en todo el mundo, con 17.9 millones de muertes cada año. La aterosclerosis es la principal causa de estos eventos y consiste en la deposición de lípidos en el interior de la pared arterial. Esto conlleva el endurecimiento y engrosamiento de la arteria que ralentiza el flujo. Una ruptura espontánea de la placa puede desencadenar un ataque al corazón o ictus.



Objetivos

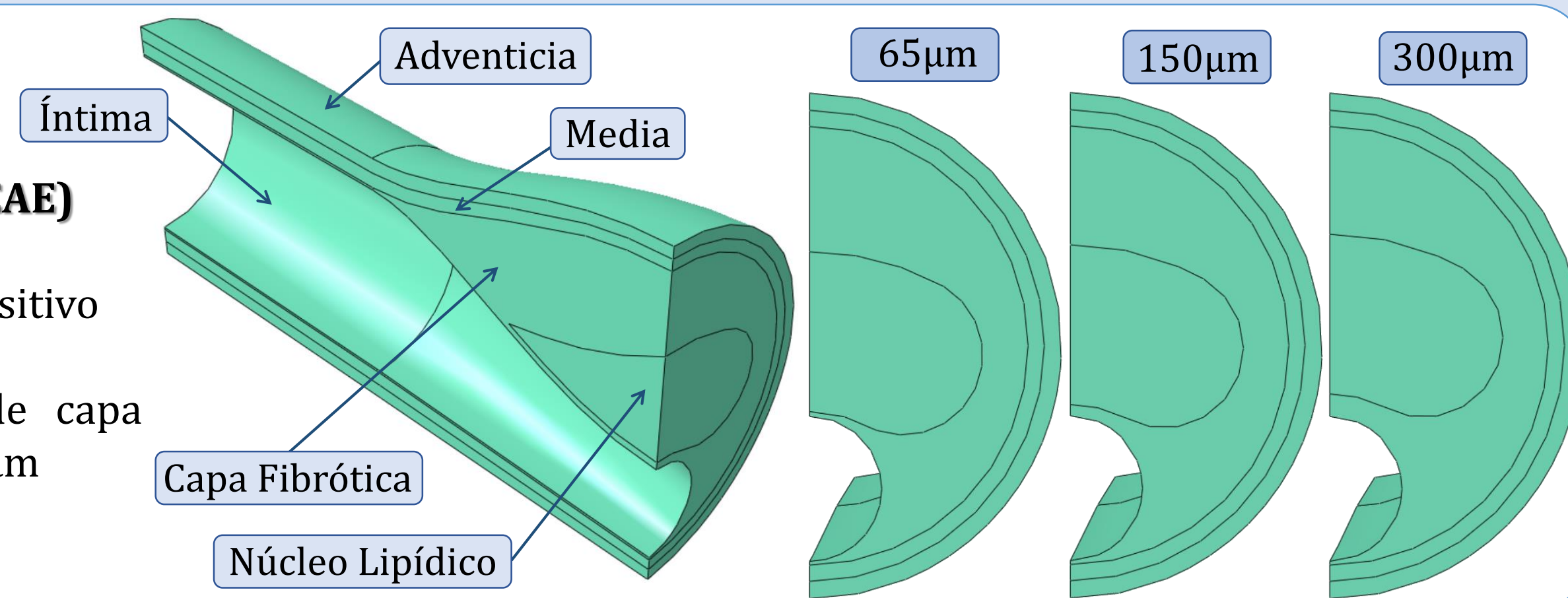
- Desarrollar un método que permita simular las deformaciones obtenidas a partir de un IVUS
- Segmentar los diferentes componentes de una arteria coronaria con placa de ateroma, medir el espesor de la capa fibrótica y el área del núcleo lipídico.

Método

Modelo de Elementos Finitos

Modelo 3D (Abaqus CAE)

- Geometría Analítica
- Placa en crecimiento positivo
- Vulnerable
- Diferentes espesores de capa fibrótica: 65, 150 y 300µm



Materiales

- Ley de comportamiento de Gasser [2].
- Adventicia, Media e Íntima → Anisótropos [3].
- Capa Fibrótica y Núcleo Lipídico → Isótropos [4].
- Incompresibles (3D) y quasi-incompresibles (2D).

| | μ [kPa] | k_1 [kPa] | k_2 [kPa] | κ [-] | Ángulo [°] |
|------------|-------------|-------------|-------------|--------------|------------|
| Adventicia | 8.44 | 547.67 | 568.01 | 0.26 | ±61.8 |
| Media | 1.4 | 206.16 | 58.55 | 0.29 | ±28.35 |
| Íntima | 6.8115 | 109.101 | 101.041 | 0.2081 | ±52.72 |
| Placa | 14.079 | 2952.464 | 25.724 | 0.3333 | - |
| Núcleo | 0.052 | 956.76 | 70 | 0.3333 | - |

Condiciones de Contorno

- Simetrías
- Contacto en corazón

Cargas

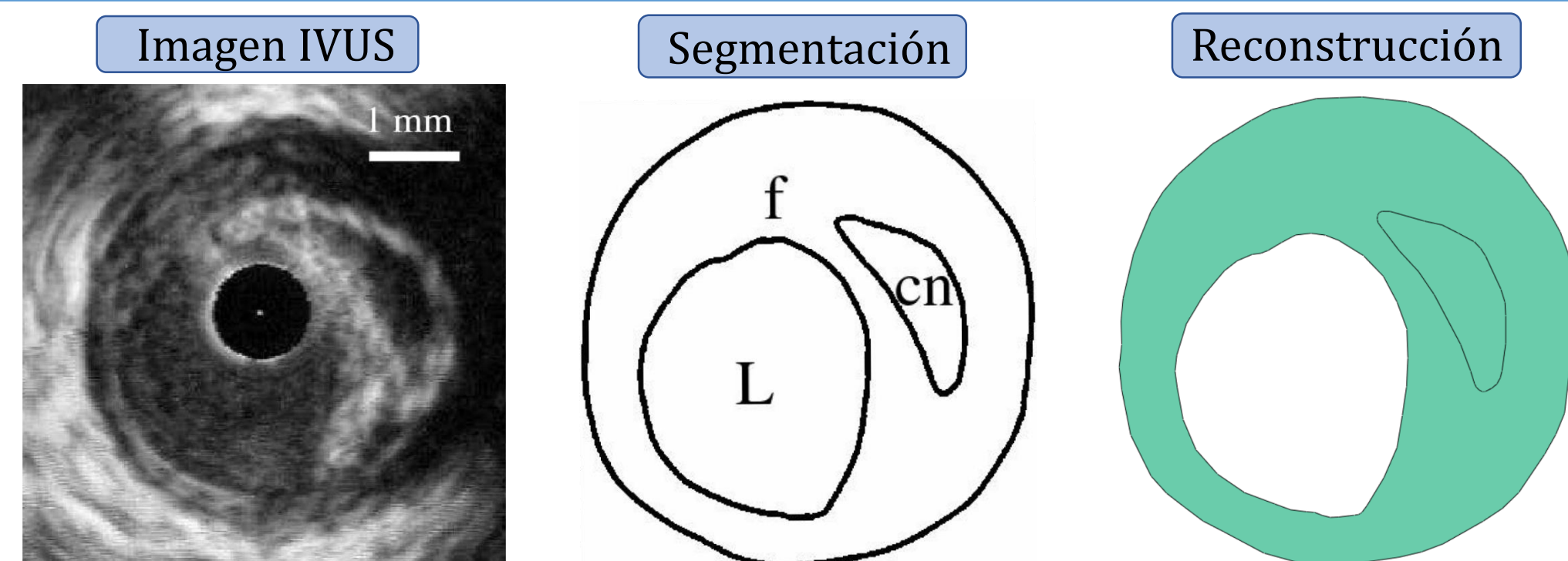
- 140 mmHg (Modelo 3D)
- 5 mmHg (Modelo IVUS 2D)

Mallado

- Malla adaptada con elementos C3D10H (Modelo 3D)
- Elementos COE3H (Modelo IVUS 2D)

Modelo 2D (Abaqus CAE)

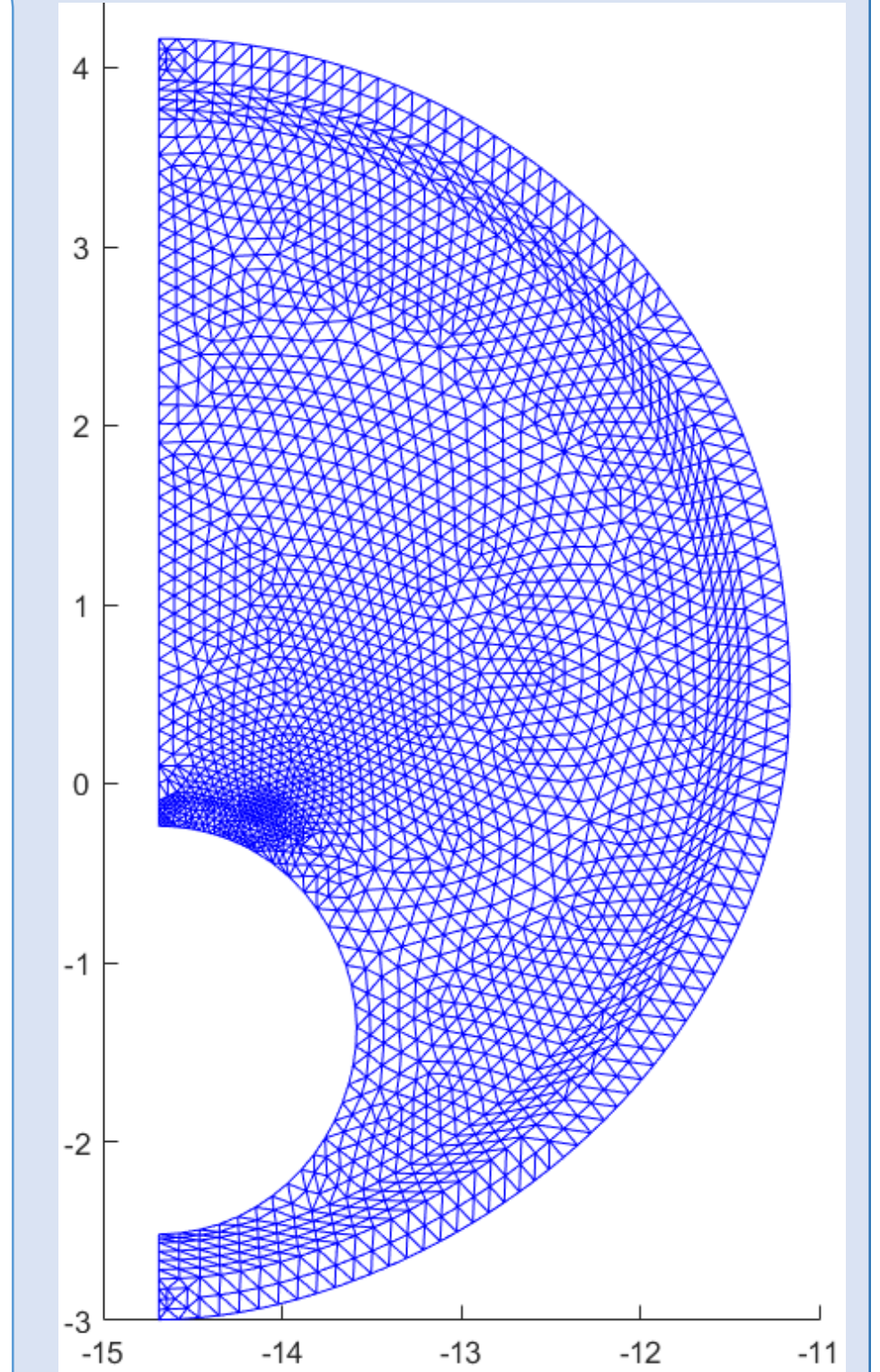
- Geometría de IVUS real [1]
- Modelado solo de capa fibrótica y núcleo lipídico
- Segmentación manual del IVUS
- Reconstrucción en Abaqus



Proceso de Segmentado

1. Se toman dos instantes de tiempo en torno a 110mmHg.
2. Incremento de presión de 5mmHg → Hipótesis pequeños desplazamientos
3. Se importan a Matlab coordenadas (X,Y,Z) y desplazamientos (u_x, u_y) nodales.
4. Triangulación de Delaunay sobre nodos de la sección de máxima estenosis.
5. $u \rightarrow \epsilon$ (Hipótesis deformación plana)
6. Cálculo deformación cilíndricas, principales, equivalentes... y el módulo de sus gradientes
7. Se cuantifica el gradiente elástico (dW) [5]
8. Combinación de variables + Watershed

$$dW = -[\epsilon]^{-1} \nabla \cdot [\epsilon] \cdot dx$$



Resultados

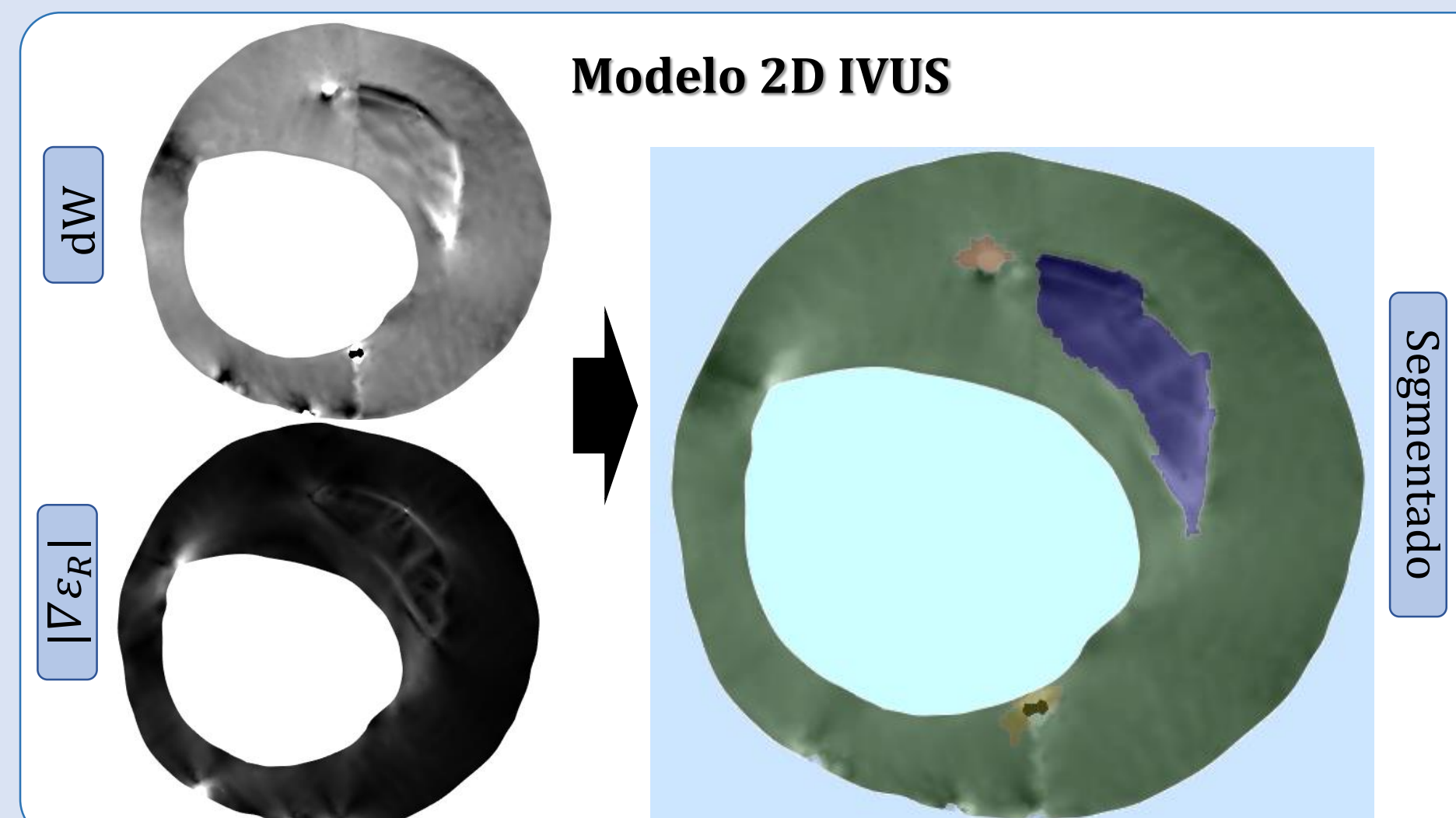
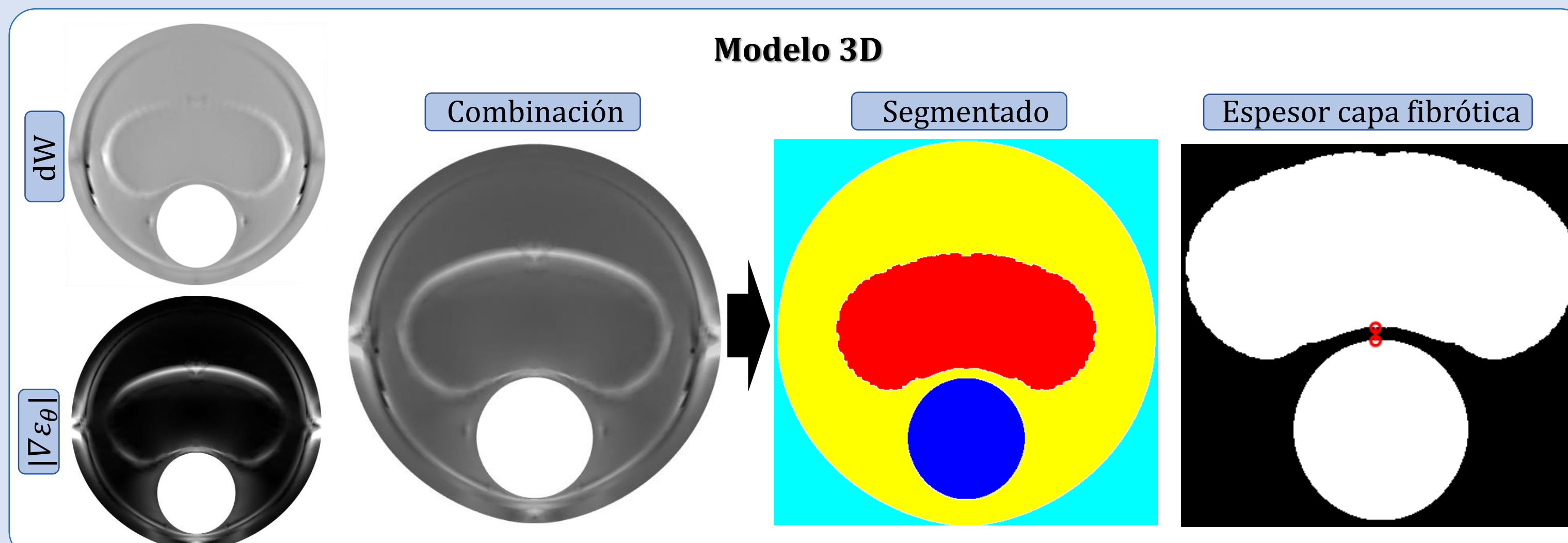


Tabla de Segmentado: Espesor de la capa fibrótica (150µm)

| | V _{ux} | V _{uy} | V _u | V _{ex} | V _{ey} | V _{evx} | V _{evy} | V _{emax} | V _{emed} | V _{emin} | V _{emises} | V _{etresca} | V _{FA} | V _{Er} | V _{Eo} | V _{Ero} | dW | V _{dW} | | | |
|----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|------------------|------------------|-------------------|-------------------|-------------------|---------------------|----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|------------------|--------|-----------------|--------|----|--|
| V _{ux} | 23.66% | 18.23% | | 7.87% | | 9.77% | 20.16% | | 11.72% | 11.72% | 11.72% | 11.72% | 2.60% | | | | | | | | |
| V _{uy} | | | | 7.83% | | 32.14% | 10.50% | | 41.83% | 41.83% | 41.83% | 26.69% | 0% | | | | 41.62% | 23.21% | | | |
| V _u | | | | 35% | | 62.70% | 65.25% | | 87.42% | 87.42% | 87.42% | 39.55% | 7.83% | 43.21% | 25.42% | 32.54% | | | | | |
| V _{ex} | | | | 4.44% | 5.41% | 44.44% | 0% | | 148.30% | 148.30% | 148.30% | 0% | 0.00% | 0.53% | 53.46% | | | | | | |
| V _{ey} | | | | 0% | 2% | 11.58% | 11.11% | | 0% | 0% | 0% | 0% | 108.98% | 0% | 4.44% | | | | | | |
| V _{evx} | | | | | | 21.76% | 14.98% | 2.62% | 0.50% | 0.50% | 0.50% | 48.60% | 2.55% | 18.26% | 11.11% | | | 2.62% | | | |
| V _{emax} | | | | | | | | 0% | 6.22% | 6.22% | 6.22% | 11.11% | 2% | 22.85% | 11.11% | | | | | | |
| V _{emed} | | | | | | | | | | 11.11% | | | 33.33% | 33.33% | 33.33% | 11.11% | 11.11% | 2.62% | 66.67% | 0% | |
| V _{emin} | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| V _{emises} | | | | | | | | | | | 12.79% | 12.79% | 12.79% | 131.40% | 0% | 11.11% | | | | | |
| V _{etresca} | | | | | | | | | | | | 12.79% | 12.79% | 131.40% | 0% | 11.11% | | | | | |
| V _{FA} | | | | | | | | | | | | | 12.79% | 131.40% | 0% | 11.11% | | | | | |
| V _{Er} | | | | | | | | | | | | | | 12.79% | 131.40% | 0% | 11.11% | | | | |
| V _{Eo} | | | | | | | | | | | | | | | 0% | 10.16%* | | | | | |
| V _{Ero} | | | | | | | | | | | | | | | | 0% | 2% | 0% | 0% | | |
| dW | | | | | | | | | | | | | | | | | 11.93% | | 25.42% | | |
| V _{dW} | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

LEYENDA
■ Imposible de Segmentar
■ Segmentación Visual
■ Segmentación Automática (%Error)
 * No está segmentado en el contorno real

Conclusiones

- Se ha desarrollado un método capaz de segmentar de forma automática las partes de una arteria con placa de ateroma.
- Cuanto menor es el espesor de la capa fibrótica, peor es la segmentación y aumenta el error relativo.
- Es posible medir el área del núcleo lipídico y el espesor de la capa fibrótica.
- El método se ha comprobado con diferentes geometrías de lípidos e imágenes de IVUS real.

Referencias

- [1]. LE FLOCH, S. *Modulographie vasculaire : Application à l'identification in-vivo du module de Young local des plaques d'athérosclérose*. Université Joseph-Fourier - Grenoble, 2009.
- [2]. GASSER TC, OGDEN RW, HOLZAPFEL GA. *Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations*. 6. Journal of the Royal Society - Interface, 2006, Vol. 3. ISSN:1742-5689.
- [3]. HOLZAPFEL GA et al. *Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling*. 289, s.l. : American Journal Physiology - Heart and Circulatory Physiology, 2005.
- [4]. VERSLUIS, A., BANK, A. J., DOUGLAS, W. H. *Fatigue and plaque rupture in myocardial infarction*. 39, s.l. : Journal of Biomechanics, 2006.
- [5]. LE FLOCH, S. et al. *Vulnerable atherosclerosis plaque elasticity reconstruction based on a segmentation-driven optimization procedure using strain measurement: Theoretical study*. 7, s.l. : IEEE Transactions on Medical Imaging, 2009, Vol. 28. ISSN: 1558-254X.