

Ingeniería Cardiovascular

Un recorrido a través de modelos computacionales 3D y 1D
aplicado a geometrías arteriales

Felipe Gabaldón Castillo



Grupo de Mecánica Computacional (Universidad Politécnica de Madrid)

Facultad de Ingeniería. Universidad de la República,
Montevideo

1 de noviembre de 2018

Índice

- 1 Objetivos
- 2 Modelos computacionales para fluidos y sólidos
 - Mecánica de biofluidos
 - Mecánica de sólidos
- 3 Modelos computacionales de interacción
 - Interacción fluido-estructura. Mallas ALE
 - Interacción flujo sanguíneo-pared arterial
- 4 Simulaciones computacionales representativas
 - Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación LAD-CFX
 - Acoplamiento débil: disección B en la aorta descendente
 - Acoplamiento débil: disección A en el cayado aórtico
 - Arco aórtico con geometría real
- 5 Modelos de interacción en 1D
 - Hipótesis fundamentales
 - Ecuaciones generales de balance y condiciones de contorno
 - Simulaciones computacionales representativas

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- Representar de forma realista el flujo sanguíneo en el sistema cardiovascular o en parte de él, considerando en su caso la interacción con la pared arterial.
- Con ello es posible conocer la distribución espacial y la historia temporal de variables de interés médico:
 - Velocidad del flujo
 - Tensiones tangenciales en la pared (WSS)
 - Velocidad de la onda de presión
 - Presión
 - Estado tridimensional de tensiones en la pared arterial, etc

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

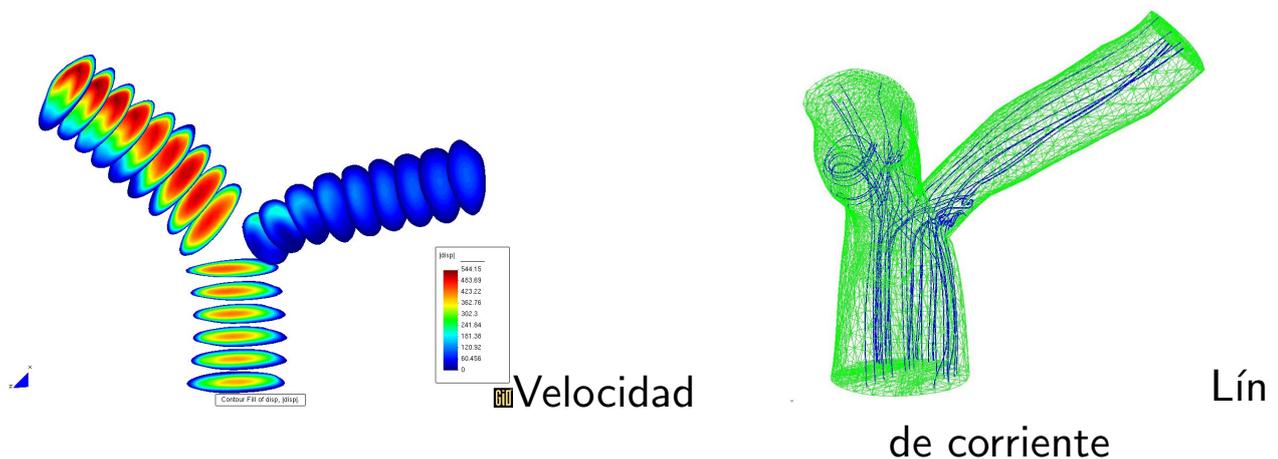
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Bifurcación de la arteria coronaria izquierda



Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- Los ingenieros representamos la realidad mediante modelos matemáticos:
 - Mecánica de estructuras
 - Mecánica de suelos
 - Mecánica de sólidos deformables
 - Mecánica de fluidos, etc
- Estos modelos, en general, se expresan mediante ecuaciones diferenciales en derivadas parciales.
- Un modelo matemático es tanto mejor cuanto de forma más precisa explica los fenómenos del mundo real.
- Los modelos matemáticos, sólo en casos muy simples, pueden ser resueltos “a mano”.
- Existen diversas técnicas para obtener soluciones aproximadas, siendo una de las más utilizadas para resolver modelos complejos con el ordenador el “Método de los Elementos Finitos”.

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- La *Mecánica de Biofluidos* estudia cierta clase de problemas biológicos desde el punto de vista de la Mecánica de Fluidos.
- Uno de los problemas más comunes en la mecánica de fluidos de sistemas biológicos es el del *Flujo Sanguíneo*, abordándose actualmente con modelos más complejos que incluyen los fenómenos reológicos, reacciones químicas, efectos electro térmicos, etc.
- En los sucesivos supondremos el fluido como un medio continuo en el que las variables básicas que describen el movimientos son la presión, la densidad y la velocidad:

$$p = p(\mathbf{r}, t)$$

$$\rho = \rho(\mathbf{r}, t)$$

$$\mathbf{v} = \mathbf{v}(\mathbf{r}, t)$$

Ecuaciones de balance

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- Como hay cinco variables básicas son necesarias cinco ecuaciones independientes:
 - Balance de la cantidad de movimiento (3 ecuaciones)
 - Balance de masa o ecuación de continuidad (1 ecuación)
 - Balance de la energía (1 ecuación)
- Si la densidad es constante (no varía con la presión) el fluido se denomina *incompresible*.
- En este último caso la densidad se considera un dato y el problema se resuelve con cuatro ecuaciones (no se considera la ecuación de la energía).

Viscosidad

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación



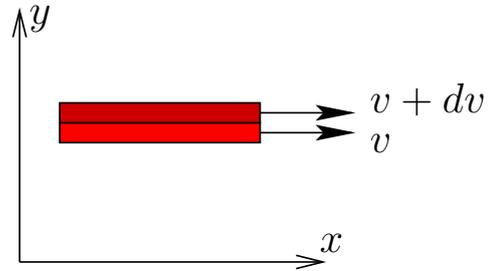
Credit: Paul Rapson/SCIENCE PHOTO LIBRARY

Viscosidad

- La viscosidad μ es una medida de la fricción entre dos “capas” adyacentes de fluido en movimiento relativo.

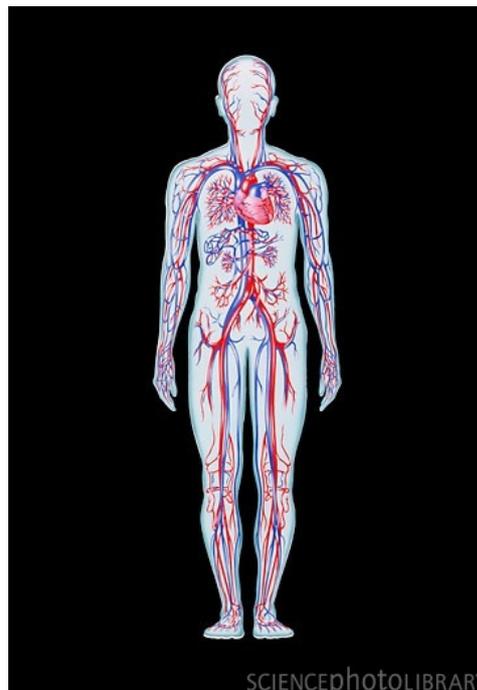
$$F = \mu A \frac{dv}{dy}$$

$$[\mu] = \frac{M}{LT}$$



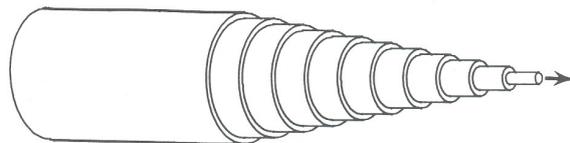
- Fluido ideal: $\mu = 0$
- Fluido newtoniano: $\mu \neq 0$ (constante)
- Fluido no newtoniano: μ variable

El sistema circulatorio



- La circulación sistémica proporciona sangre a todos los órganos excepto a los pulmones.
- Trabaja con una presión media elevada (≈ 100 mm Hg).
- La circulación pulmonar realiza el intercambio de oxígeno en los pulmones. Funciona con presión baja (≈ 25 mm Hg).
- En la tabla siguiente se muestran los valores de la presión media en los distintos vasos sanguíneos.
- Las flechas \rightarrow indican *circulación sistémica* y las flechas \leftarrow indican *circulación pulmonar*

Aorta	Arteries	Arterioles	Capillaries	Venules	Veins	Vena Cava	RA	RV
100	90 \rightarrow	75 \rightarrow	45 \rightarrow	25 \rightarrow	10 \rightarrow	5 \rightarrow	5 \rightarrow	25
\uparrow								\downarrow
LV	LA	Veins	Capillaries	Arterioles		Arteries		Pulmonary artery
100	\leftarrow 5	\leftarrow 5	\leftarrow 10	\leftarrow 15	\leftarrow	20	\leftarrow	25



- Ley de Poiseuille (1846): $Q = K \frac{P r^4}{L}$
- Dedución analítica:

$$\pi r^2 (p_1 - p_2) - \mu \frac{du}{dr} 2\pi r L = 0 \Rightarrow \frac{du}{dr} = \frac{r(p_1 - p_2)}{2\mu L}$$

Integrando para obtener u y calculando Q se obtiene:

$$u = \frac{p_1 - p_2}{4\mu L} (R^2 - r^2) \Rightarrow Q = \int_0^R 2\pi u r dr = \frac{(p_1 - p_2)\pi R^4}{8\mu L}$$

- El flujo de Poiseuille lleva implícitas, entre otras, las siguientes hipótesis que no se verifican en el flujo sanguíneo:
 - 1 El tubo es rígido.
 - 2 El fluido es homogéneo y tiene viscosidad constante.
- Si se determina experimentalmente la viscosidad de la sangre a partir de la ley de Poiseuille utilizando un tubo de diametro relativamente grande se obtiene a 37°:

$$\mu = 0,035 \text{ P } (= 5\mu_{\text{agua}})$$

El hecho de que la viscosidad dependa del diámetro indica que la sangre no es un fluido newtoniano.

Ecuaciones de Navier-Stokes y de continuidad

Para un fluido newtoniano incompresible las ecuaciones de balance son:

$$\underbrace{\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \nabla \mathbf{u} \right)}_{\rho \frac{d\mathbf{u}}{dt}} = -\nabla p + \mu \nabla \cdot (\nabla \mathbf{u}), \quad \text{en } \Omega$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

donde \mathbf{u} es la velocidad, p es la presión, ρ la densidad y μ la viscosidad.

Además es necesario establecer:

- Las condiciones iniciales, que expresan el movimiento del fluido en $t = 0$, y se definen en todo el dominio del fluido.
- Las condiciones de contorno, que aplican a lo largo del tiempo.

Condiciones de contorno: ejemplos

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Cuando el fluido está en contacto con una superficie rígida y fija la condición de contorno que suele imponerse es la *condición de no deslizamiento*: velocidad nula del fluido en dirección tangencial y normal a la superficie.
- Si la superficie rígida está en movimiento, la velocidad relativa del fluido es tangente a dicha superficie (la velocidad en dirección normal a la superficie con la que el fluido está en contacto es la misma para ambos).
- Dicha velocidad relativa es nula si se considera la condición de no deslizamiento.
- En caso de considerar que las arterias son deformables (modelos de interacción flujo-pared arterial), los correspondientes movimientos del contorno son incógnita debiendo resolverse además las ecuaciones de balance de la pared (Mecánica de Sólidos).

Mecánica de fluidos computacional: Ejemplos

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

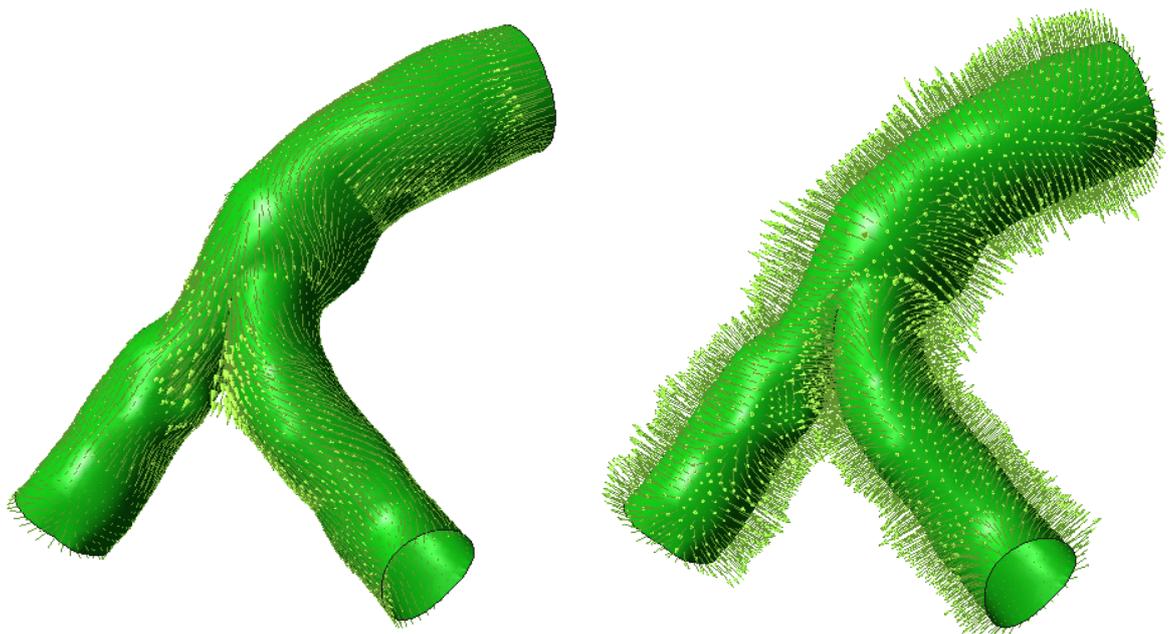
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Tensiiones tangenciales (wss)

Tensiones totales (\approx normales)

$$\begin{aligned}\operatorname{div} \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{b} &= \rho \ddot{\mathbf{u}} && \text{en } \Omega \\ \boldsymbol{\sigma} \mathbf{n} &= \bar{\mathbf{t}} && \text{en } \partial_t \Omega \\ \mathbf{u} &= \bar{\mathbf{u}} && \text{en } \partial_u \Omega\end{aligned}$$

junto con las ecuaciones de compatibilidad:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \nabla^S \mathbf{u}$$

y las ecuaciones constitutivas:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{\partial W}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}}$$

Materiales hiperelásticos para paredes arteriales

- Los modelos más representativos del comportamiento mecánico de los materiales biológicos son de tipo no lineal, dadas las grandes deformaciones y rotaciones que presentan y debido al proceso de alineación de las fibras de colágeno.
- Una de las formulaciones más utilizadas en este tipo de modelos es la de tipo hiperelástico.
- Otras propiedades a tener en cuenta en los modelos son:
 - Anisotropía, debida a la presencia de direcciones preferentes influenciadas por la disposición de las fibras de colágeno
 - Comportamiento incompresible, debido a su contenido de agua

Materiales hiperelásticos para paredes arteriales

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- Comportamiento adaptativo frente a las acciones externas, lo que implica fenómenos de remodelación estructural y geométrica (por aumento de la masa).
- Comportamiento reológico (viscoelasticidad) debido a la presencia de células musculares.
- Tensiones iniciales longitudinales y circunferenciales (alargamiento longitudinal del orden de 1,1 en la coronaria LAD).

Modelos hiperelásticos isótropos

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

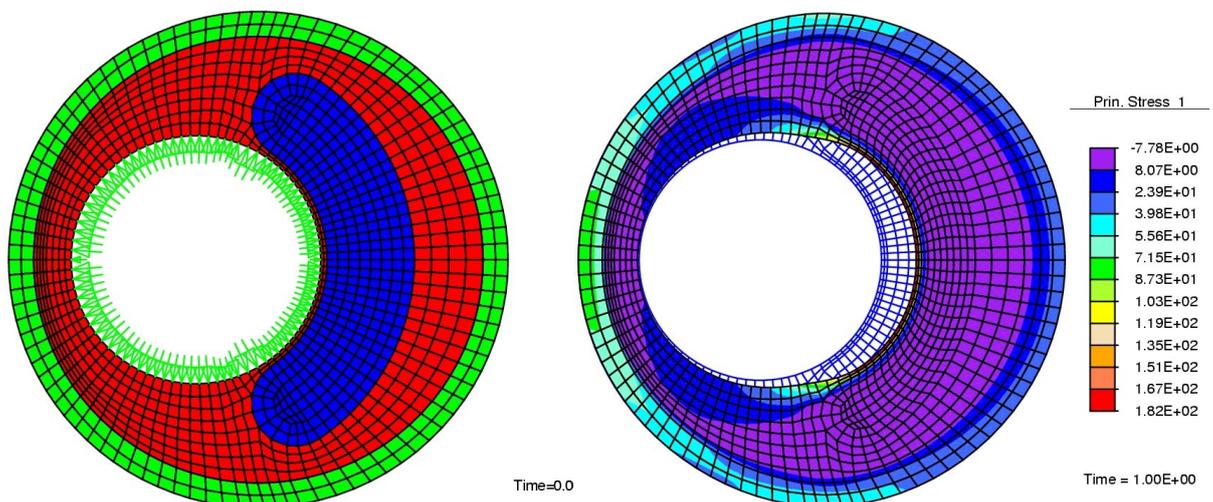
- **Demiray**
- Saint Venant-Kirchhoff
- Neohookeano
- Neohookeano modificado
- Mooney-Rivlin
- **Mooney-Rivlin de tres parámetros**
- **Yeoh**
- Blatz y Ko
- **Ogden**
- Varga
- Logarítmico

- Transversalmente isotropos:
 - **Weiss**
 - **Almeida**
- Con dos familias de fibras:
 - **Holzapfel y Gasser**
- Con tres direcciones preferentes:
 - **Fung**

En todos los casos los modelos hiperelásticos establecen una relación entre las tensiones y la derivada de una función de energía interna (característica de cada modelo) respecto de ciertas medidas tensoriales de la deformación:

$$\sigma = \frac{\partial W}{\partial [\cdot]}$$

Estabilidad de la placa vulnerable



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

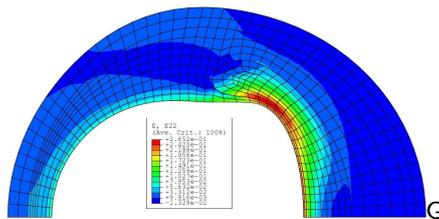
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

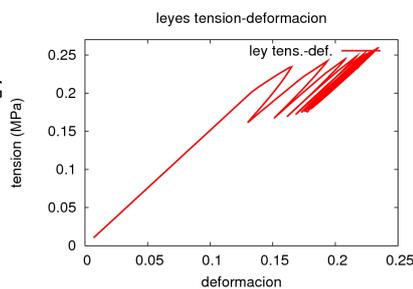
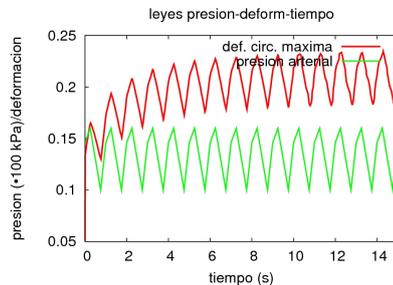
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Estabilidad de la placa vulnerable



deformaciones ($\times 1,69$)



Viscoelasticidad

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Ensayos presión/diámetro

- Muestras provenientes de autopsias post-mortem, conservadas mediante congelación.
- Ciclos de presión interna, con alargamiento constante controlado [Guinea, Elices, Aienza, Aragoncillo 2003].



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

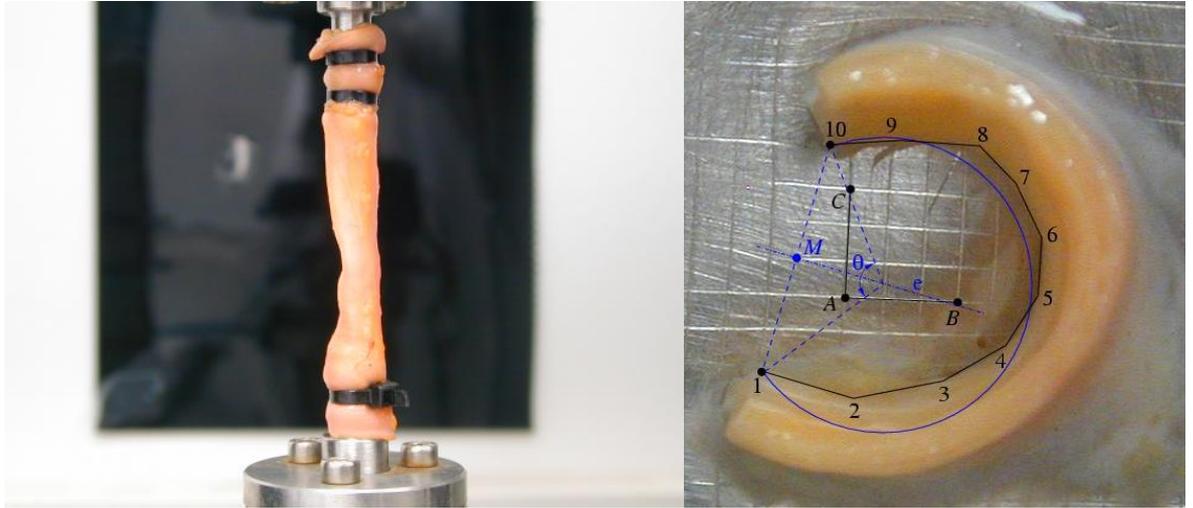
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

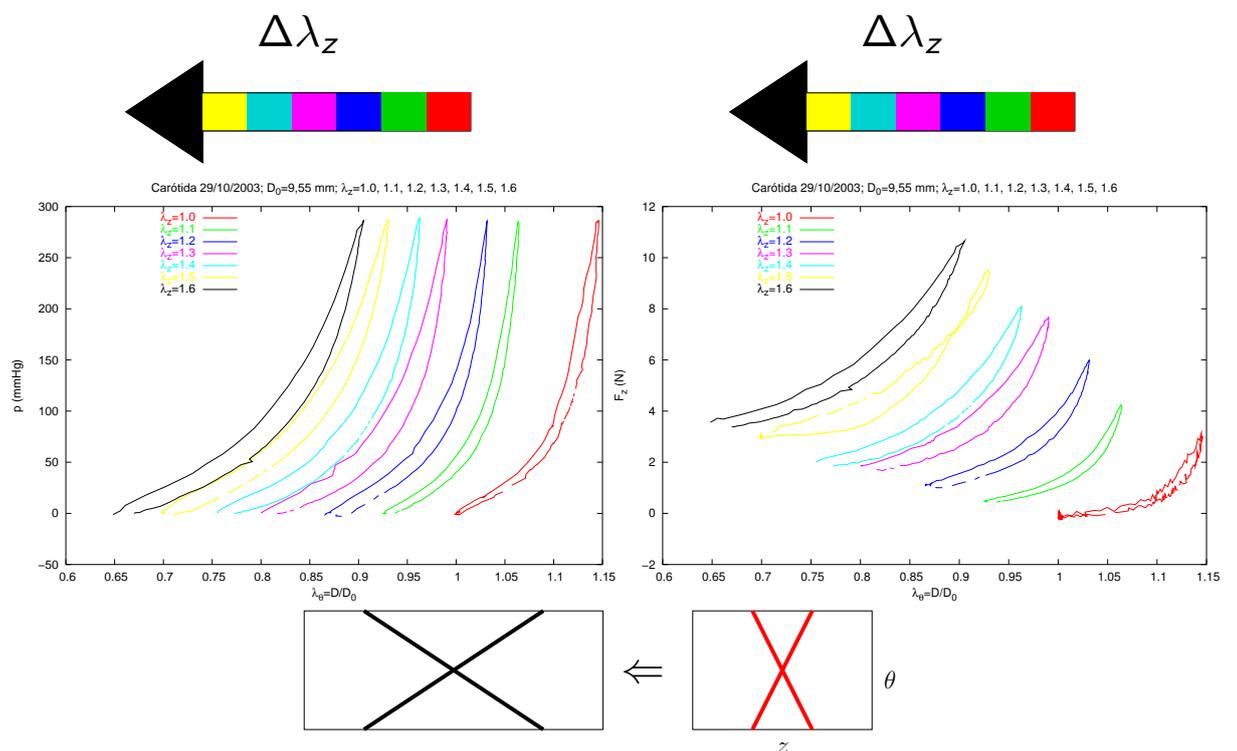
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Ensayo de flexión y presión interna



Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

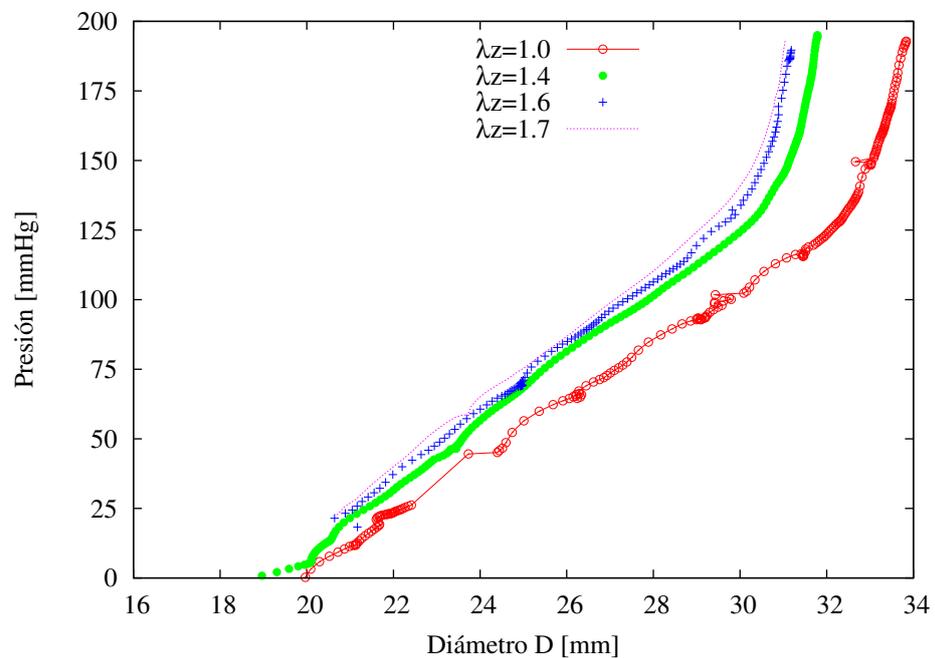
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Ensayo de flexión y presión interna



Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

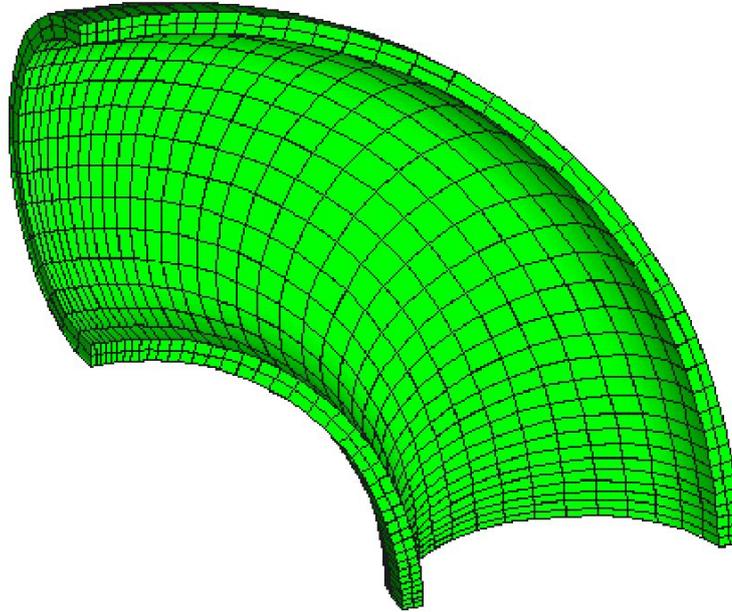
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Ensayo de flexión y presión interna



Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

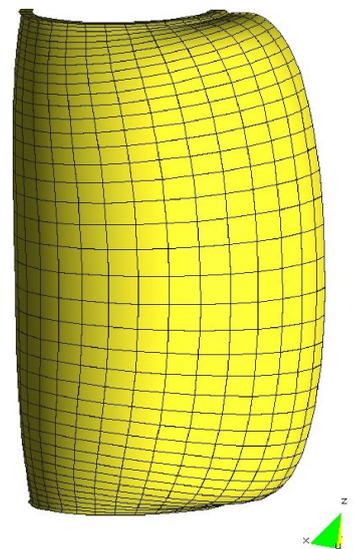
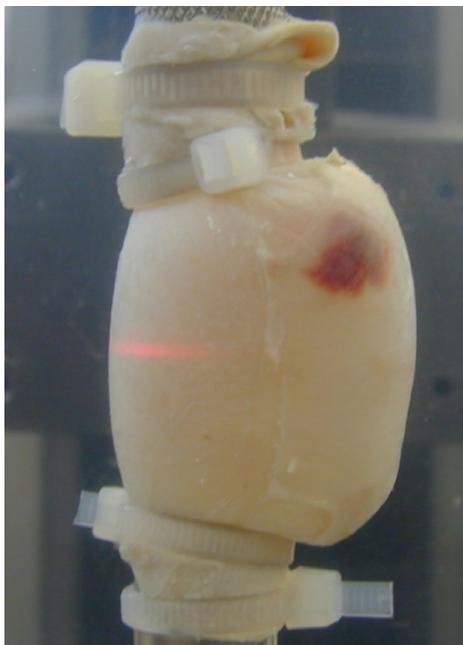
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Ensayo de flexión y presión interna

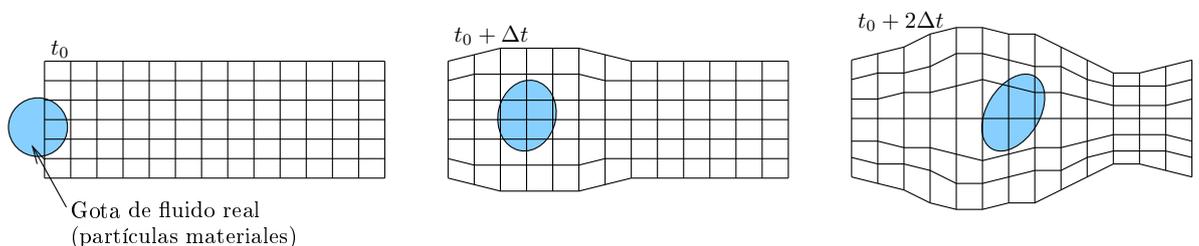


- Modelos que contemplan el acoplamiento de diversos problema (simulación multifísica): sólidos, fluidos, conducción de calor, reacciones químicas, procesos biológicos, etc.
- Modelos de especial interés son los de interacción entre fluidos y estructuras (FSI): se analiza la interacción entre un sólido deformable y un fluido en el que está inmerso o que circula por su interior.
- La interacción se produce debido a que la presión que ejerce el fluido sobre la estructura provoca la deformación de ésta, y a su vez la deformación de la estructura modifica las presiones que el fluido ejerce sobre ella.



Formulación ALE

- Si la estructura es flexible, el contorno del fluido es móvil, por lo que una formulación euleriana no es apropiada.
- La formulación ALE (arbitrary lagrangian-eulerian) es más general y válida para contornos móviles.
- Las formulaciones lagrangiana (sólidos) y euleriana (fluidos) son casos particulares de la formulación ALE.
- El movimiento del flujo sanguíneo está regido por las ecuaciones de Navier-Stokes, que en este caso se formulan con un esquema ALE, ya que los contornos son móviles.



Formulación ALE: Ejemplo

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

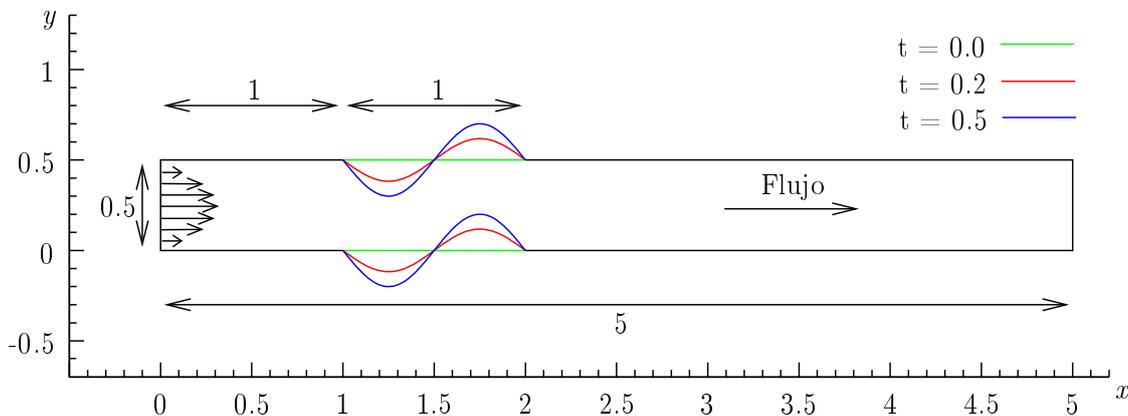
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Se impone un flujo parabólico por un tubo bidimensional cuyo contorno está sometido a un movimiento impuesto sinusoidal.
- El ejemplo se ha tomado de SHEU Y CHEN [1999].



- Parámetros: densidad $\rho_f = 1$, viscosidad $\mu = 0.0025$, velocidad media $u_{media} = 2$, dando lugar a $Re = 400$. $\Delta t = 0.02$.

Formulación ALE: Ejemplo

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

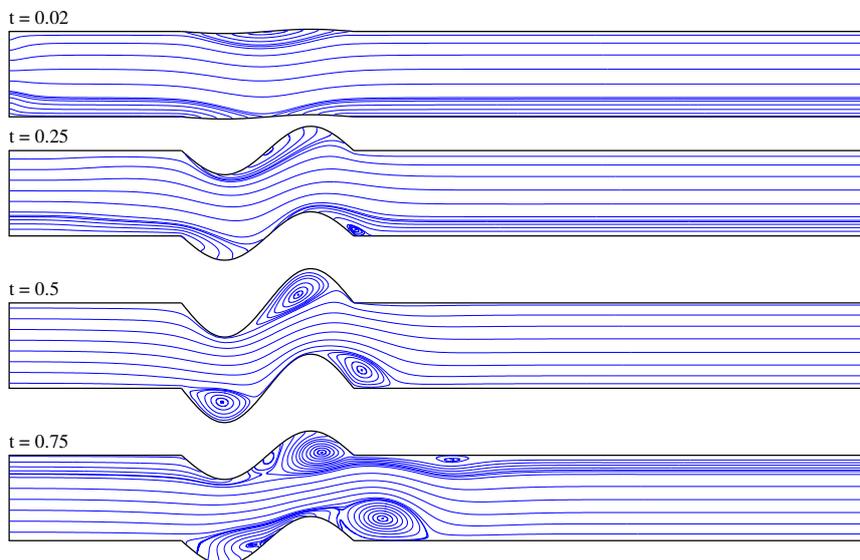
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Líneas de corriente



Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

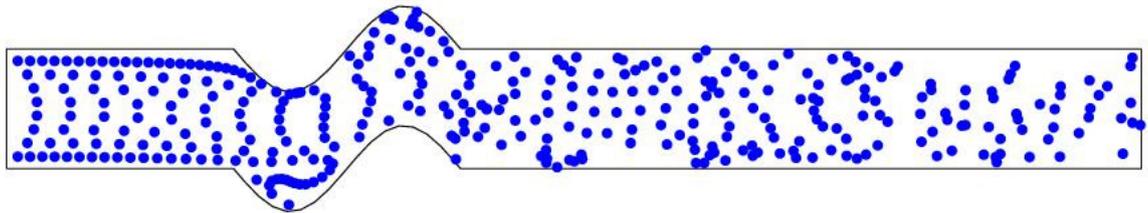
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Trayectoria de las partículas



Simulación de la interacción de flujo sanguíneo con la pared

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

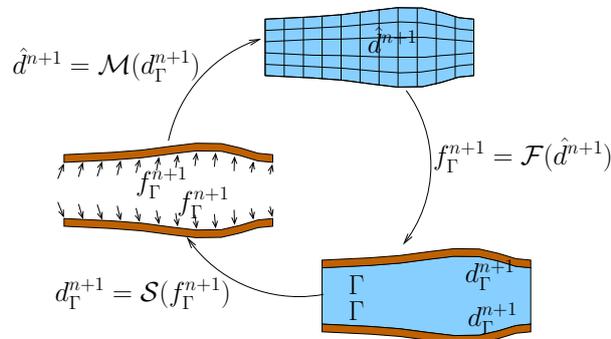
Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

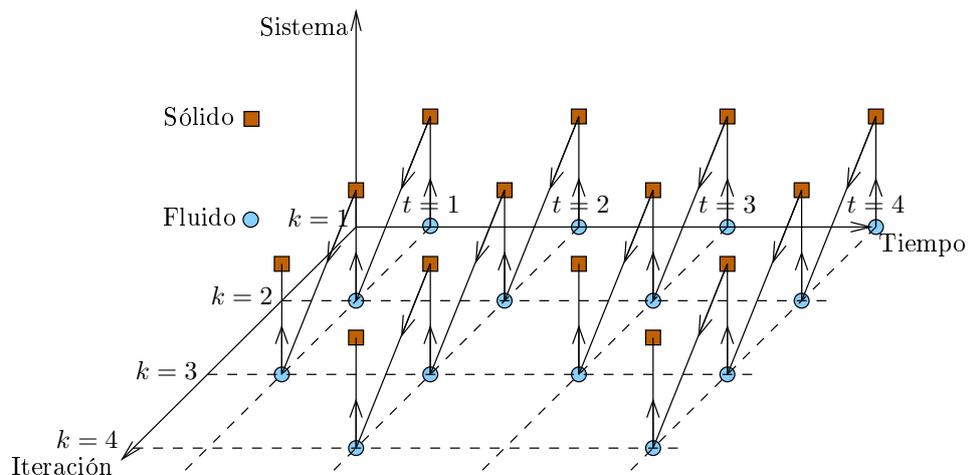
Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- Hoy en día es bien conocido que la alteración de los patrones de flujo en el sistema cardiovascular está relacionado con la aparición de problemas vasculares
- En consecuencia la posibilidad de simular del flujo sanguíneo en geometrías de pacientes específicos permite prever ciertas patologías. Este es un aspecto clave del nuevo paradigma de la medicina predictiva.
- El flujo sanguíneo interacciona mecánicamente con las paredes de los vasos. Esta interacción requiere métodos de cálculo complejos que describan correctamente la transferencia de energía entre el fluido y la estructura (FSI).

- Los métodos monolíticos o directos resuelven de manera simultánea, con un mismo programa, los modelos de fluido y estructura. Este método lo utilizaremos en la formulación 1D.
- Estos esquemas son generalmente estables.
- Los métodos alternados (“staggered”) resuelven cada uno de los dos modelos por separado, en general utilizando distintos programas de cálculo, transmitiéndose entre ellos los resultados correspondientes. Estos métodos pueden ser tanto de acoplamiento fuerte como de acoplamiento débil.

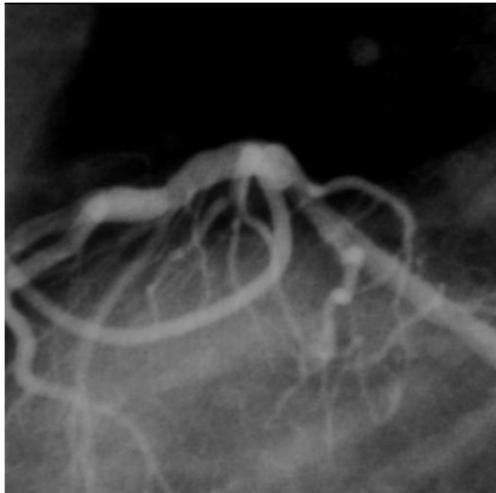


Esquema alternado con acoplamiento fuerte

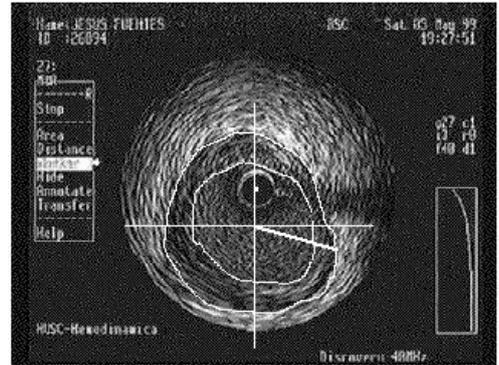


- Los esquemas explícitos pueden ser inestables, con independencia de Δt

- La geometría se obtuvo a partir de actuaciones *in vivo* en el Hospital Puerta de Hierro de Madrid



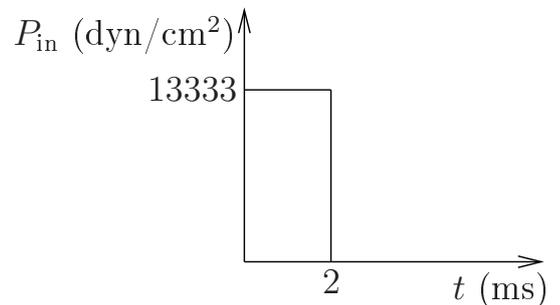
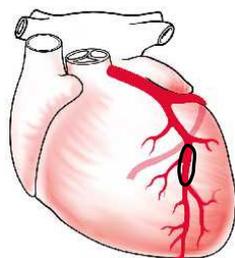
Angiografía



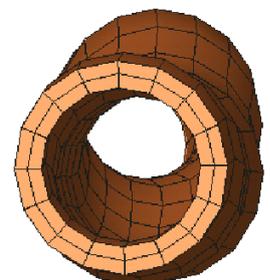
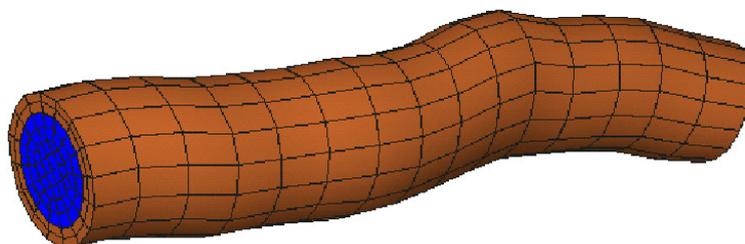
IVUS

Arteria LAD (I)

- Simulación de la transmisión de un pulso rectangular de presión de 10 mm Hg.



- Mallas del fluido (azul) y de la pared arterial (marrón).



Arteria LAD (II)

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

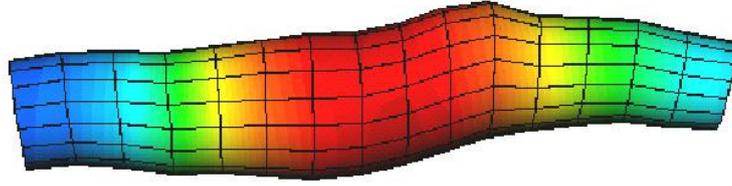
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

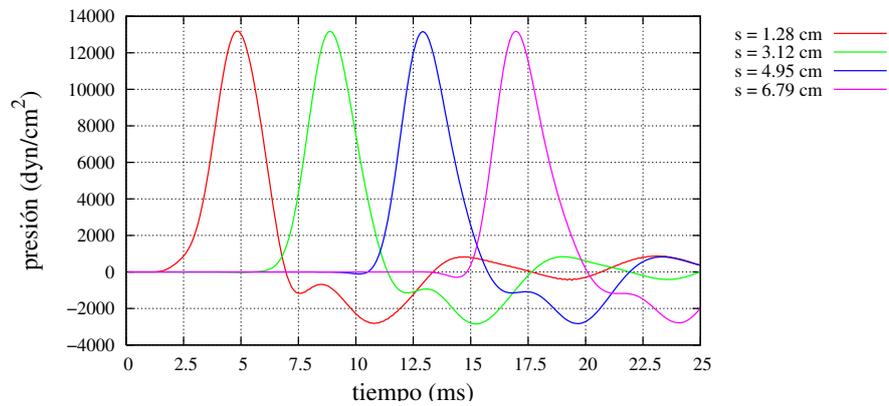
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Contornos de presión en el modelo 3D. Material neo-hookeano.



- 1 Continuidad de la onda de presión en el modelo 1D.



Arteria LAD dañada (I)

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

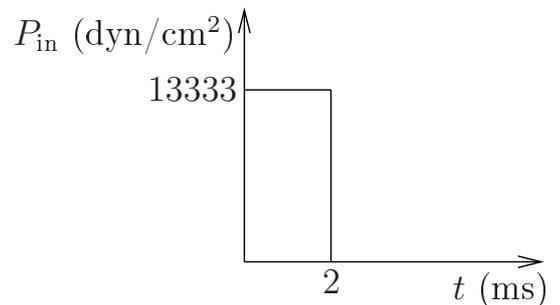
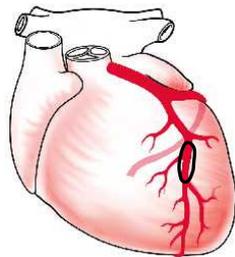
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

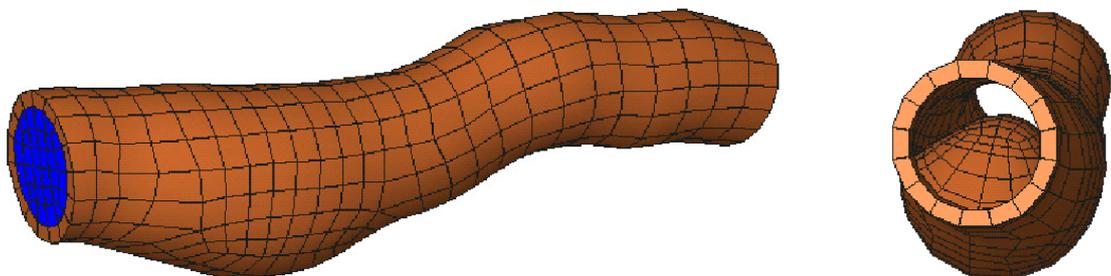
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Simulación de la transmisión de un pulso rectangular de presión de 10 mm Hg.



- Mallas del fluido y de la pared arterial(marrón).



Arteria LAD dañada (II)

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

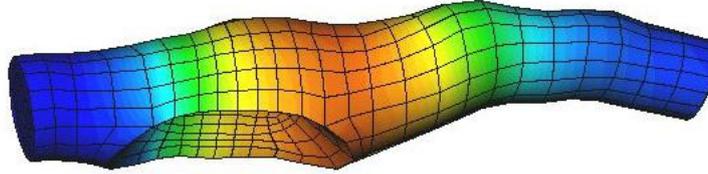
Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

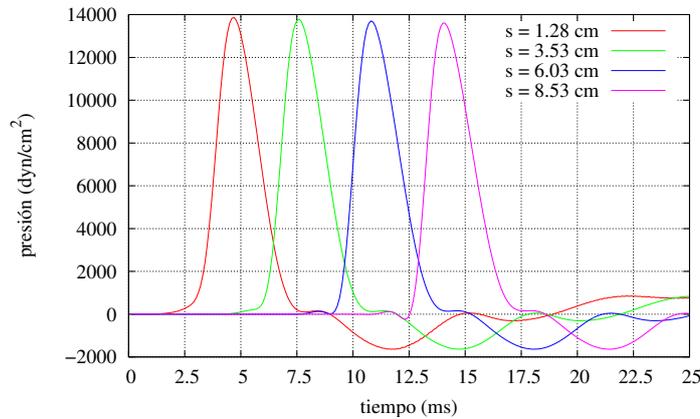
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Contornos de presión en el modelo 3D. Material de Ogden.



- Continuidad de la onda de presión en el modelo 1D.



Arteria LAD dañada (III)

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

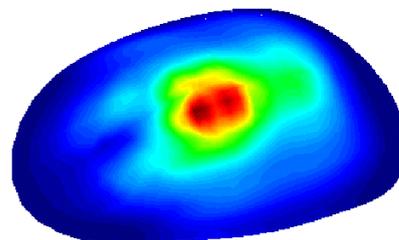
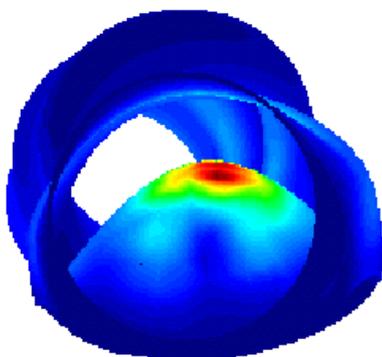
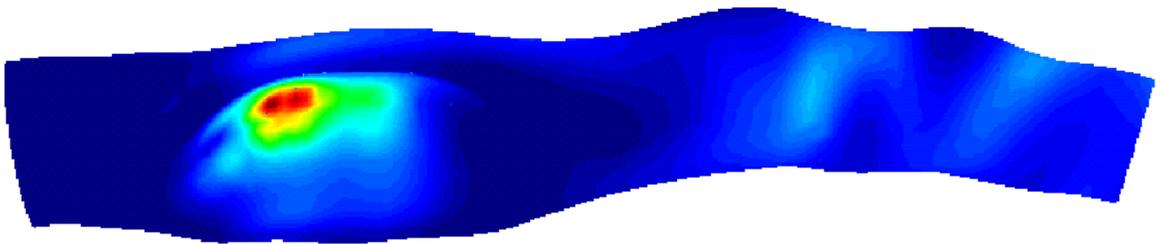
Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Contornos de tensión de cizalla en la pared arterial.



Bifurcación LAD-CFX (I)

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

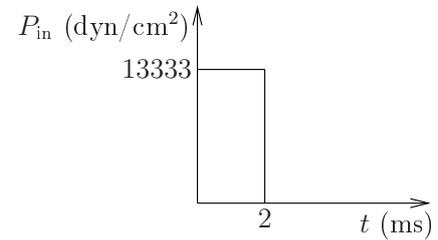
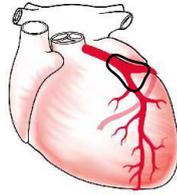
Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

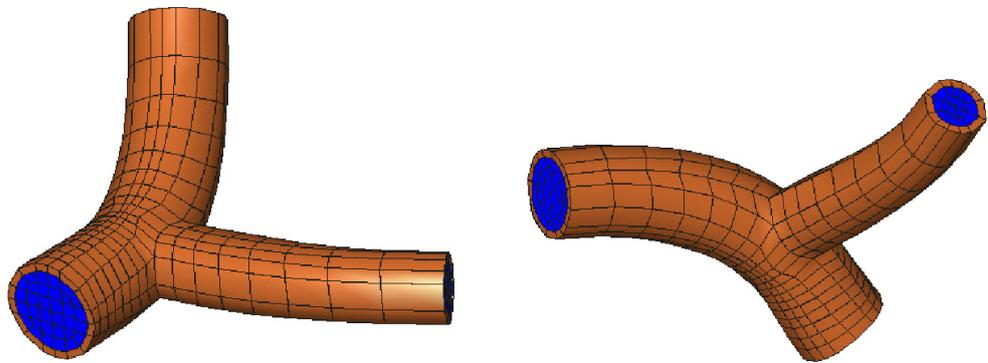
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Simulación de la transmisión de un pulso rectangular de presión de 10 mm Hg.



- Mallas del fluido y de la pared arterial



Bifurcación LAD-CFX (II)

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

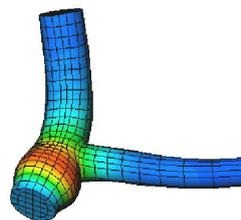
Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

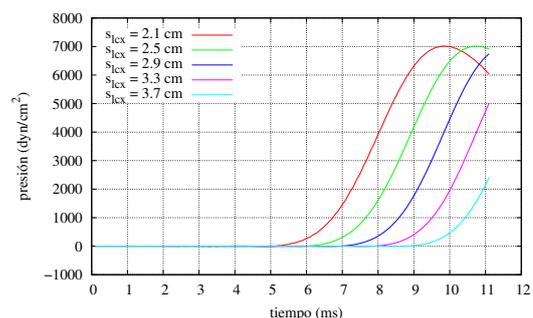
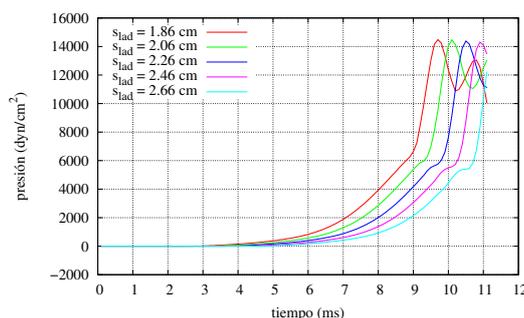
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Contornos de presión. Material de Ogden.



- Continuidad de la onda de presión en los modelos 1D.



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

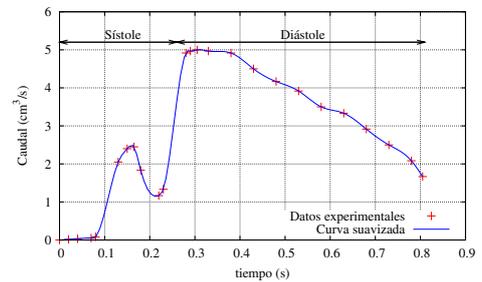
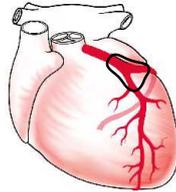
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

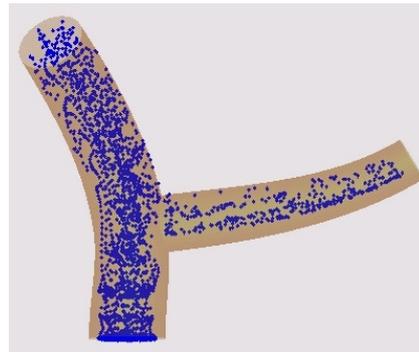
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Simulación de un ciclo cardíaco completo.



- Trayectoria de las partículas.



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

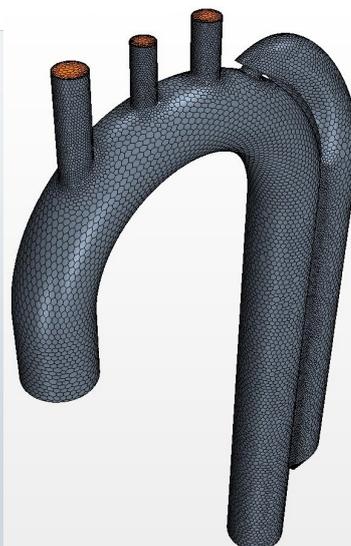
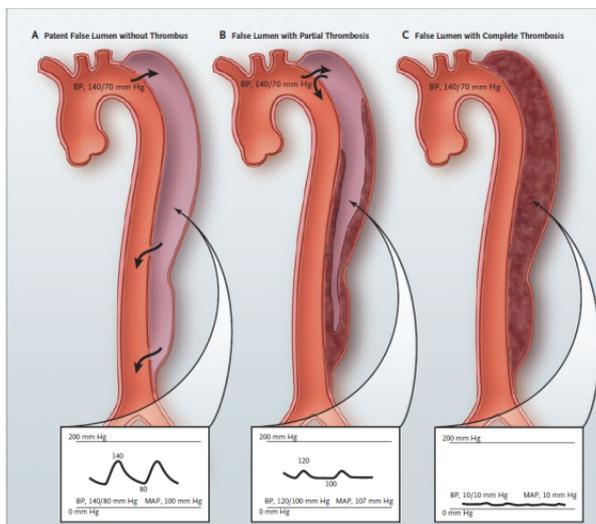
Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

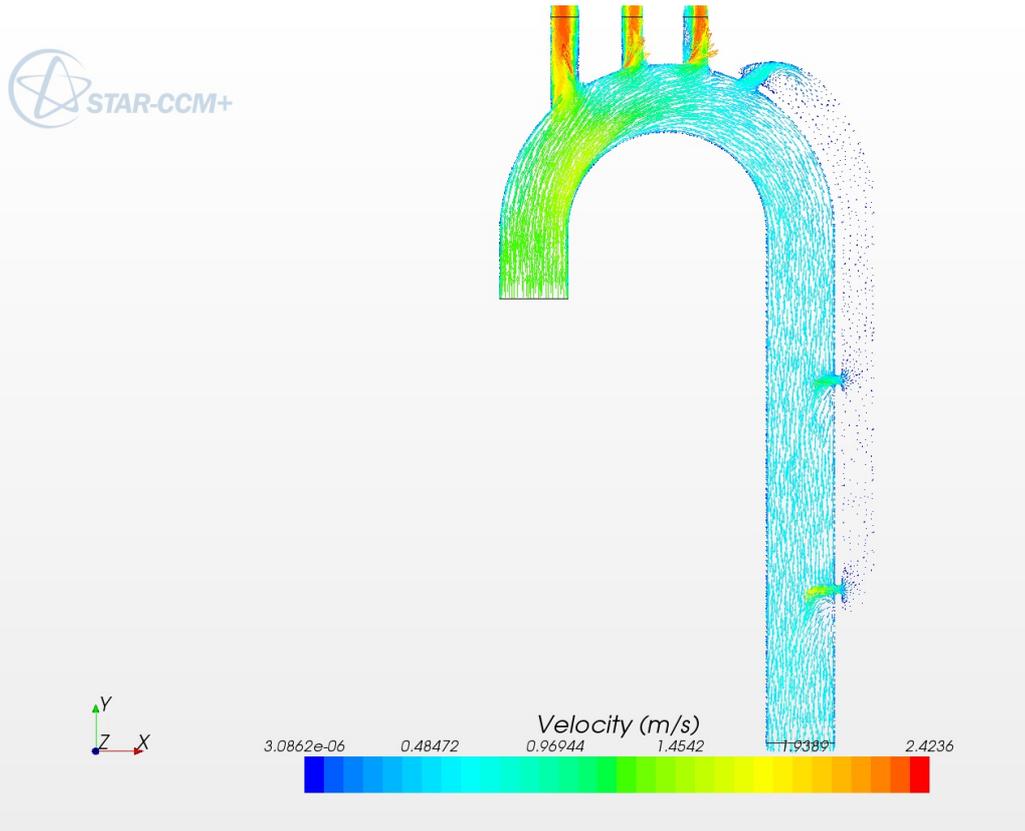
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- La disección aórtica está provocado por la delaminación de la pared arterial, y se puede agravar hasta la formación de un aneurisma.
- En comparación con otras patologías, la disección aórtica cambia considerablemente los patrones del flujo sanguíneo.
- Dichos patrones afectan directamente tanto a las tensiones mecánicas en la pared (WSS y presión), como al flujo distal irrigado.
- La simulación realista del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial es de gran interés clínico en este tipo de patologías.



Condiciones de contorno realistas

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

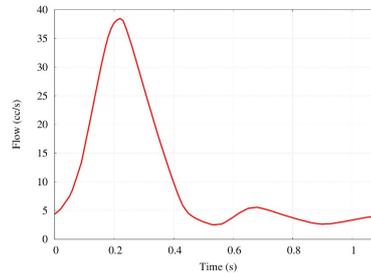
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

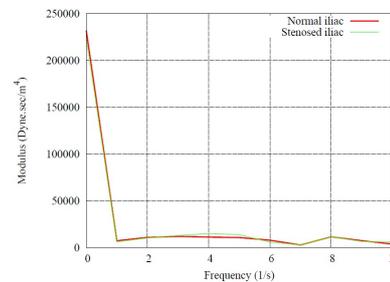
Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Entrada del cayado aórtico: flujo impuesto

- Entrada del cayado aórtico: flujo impuesto



- Salidas (T. braqueocefálico, Carótida, Subclavia): Impedancia + Condición de autorregulación.



Condiciones de contorno realistas

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos

Mecánica de sólidos

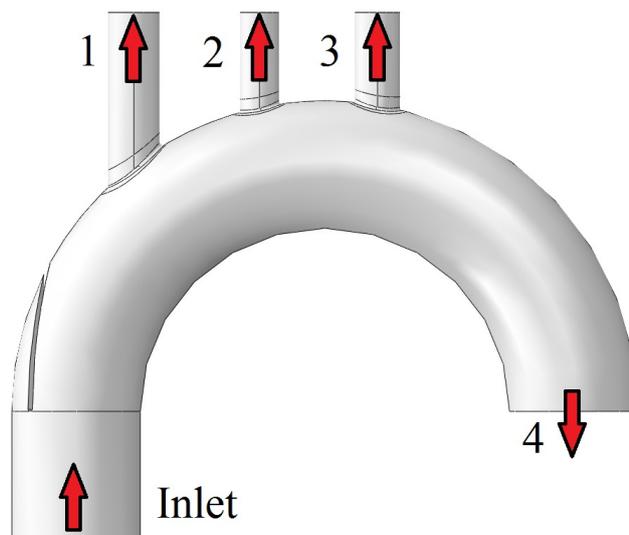
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura. Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



- Tronco braqueocefálico (1): 10 %
- Arteria carótida (2): 5 %
- Arteria subclavia (3): 5 %
- Aorta descendente (4): 80 %

Movimiento de la pared arterial

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

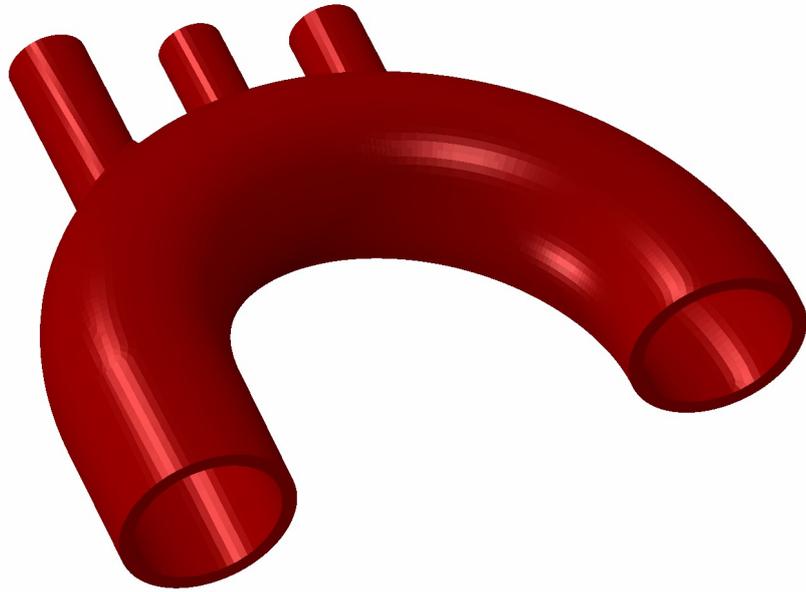
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Resultados arteria sana



Velocidades

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

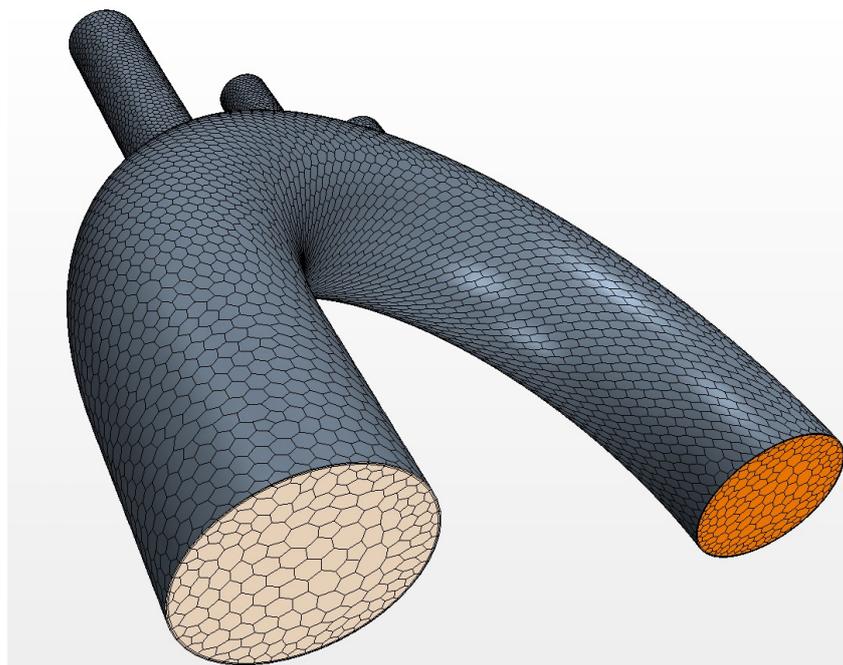
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Resultados arteria sana



Modelo de la arteria patológica

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

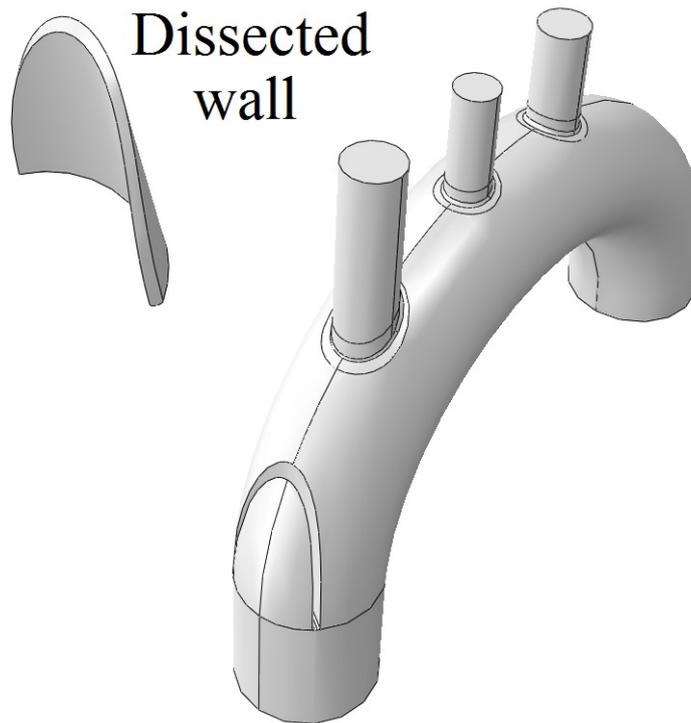
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Modelo del lumen



Modelo de la arteria patológica

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

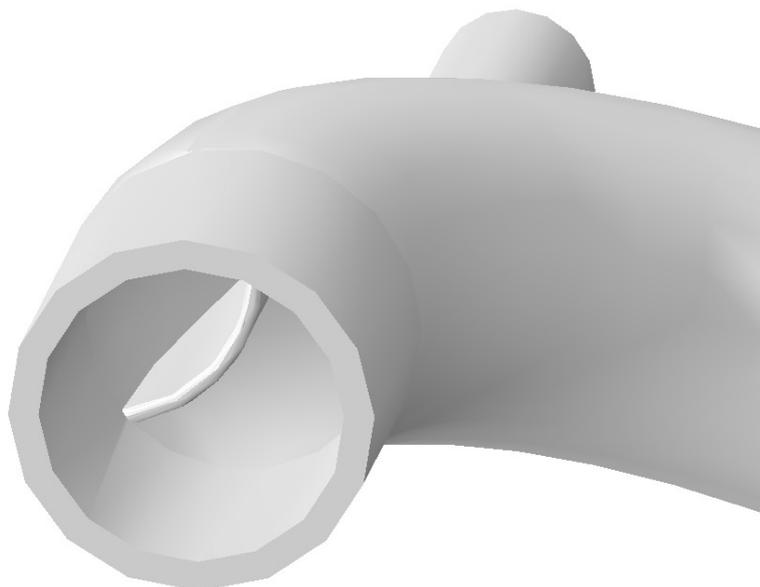
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Modelo de la pared arterial



Aortic root

Movimiento de la pared

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

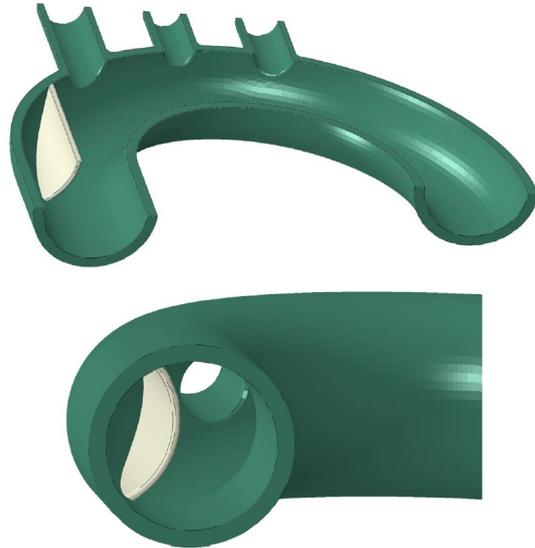
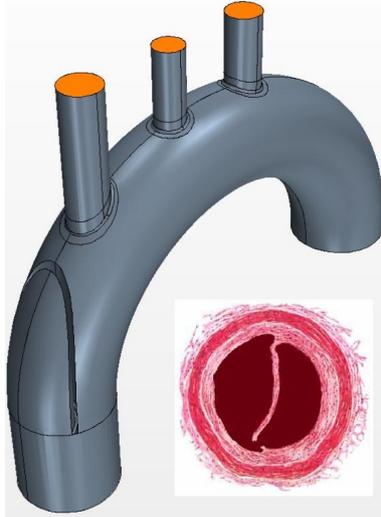
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Arteria patológica



Movimiento de la pared

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

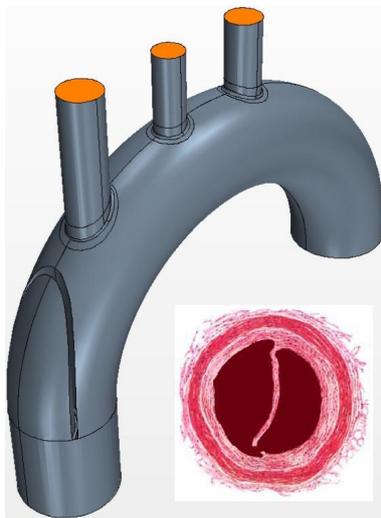
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

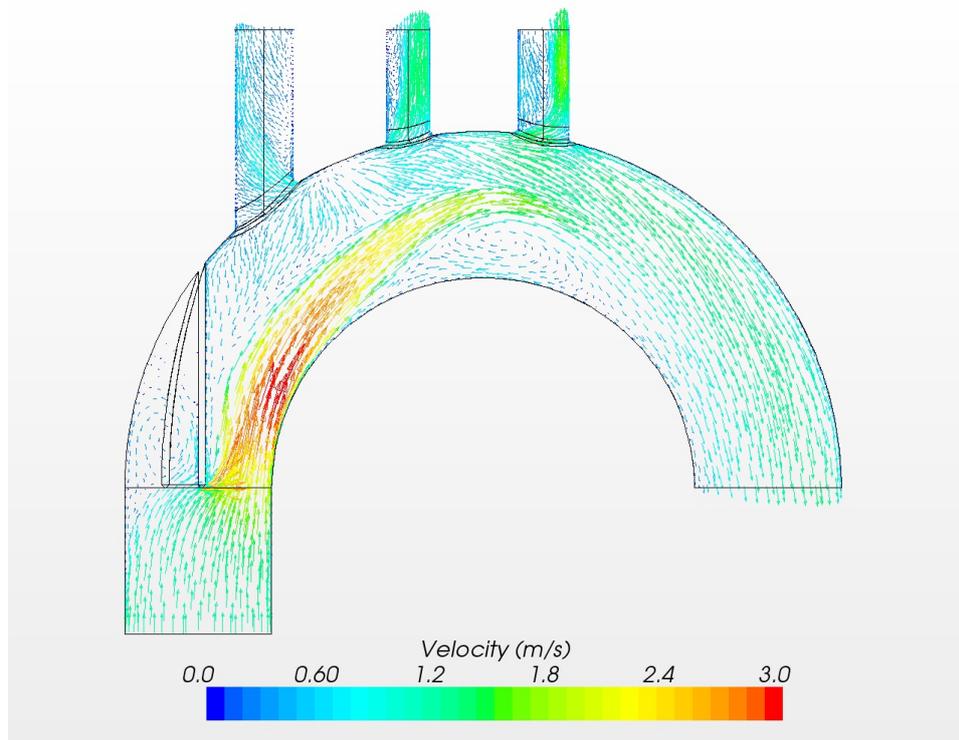
Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Arteria patológica

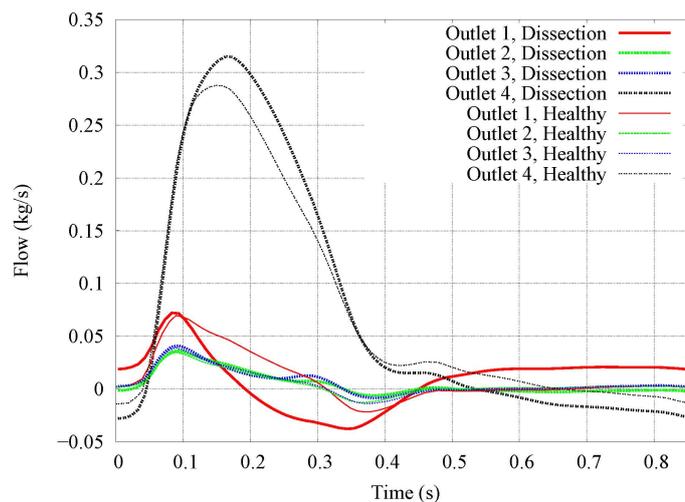


Arteria patológica



Comparación de los casos sano y patológico

- Las mayores diferencias corresponden al tronco braquiocefálico y a la aorta descendente.
- La pérdida de flujo durante el sístole se compensa durante el diástole por la condición de autorregulación.
- En la aorta descendente se produce el mismo fenómeno en sentido inverso.



Comparación de los casos sano y patológico

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

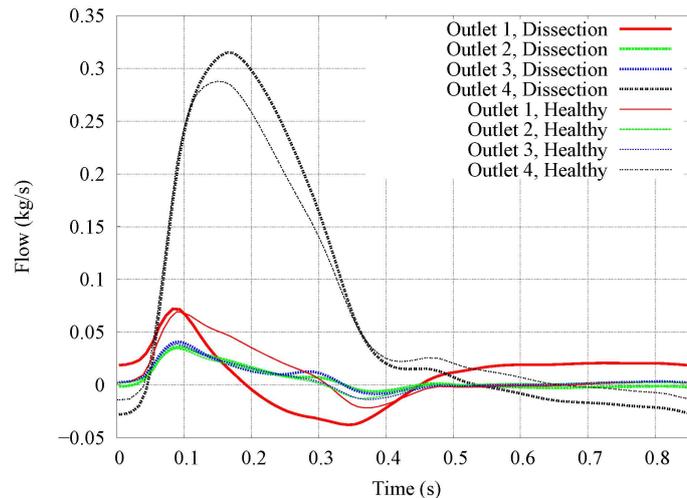
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Esta variación de los patrones de flujo afecta directamente a las tensiones de cizalla (WSS) en la pared.
- A pesar de que la autorregulación regula la demanda de flujo en los órganos distales, la alteración en la distribución temporal del flujo debido a la disección puede afectar a la irrigación eficiente de dichos órganos.



Modelo de partida

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

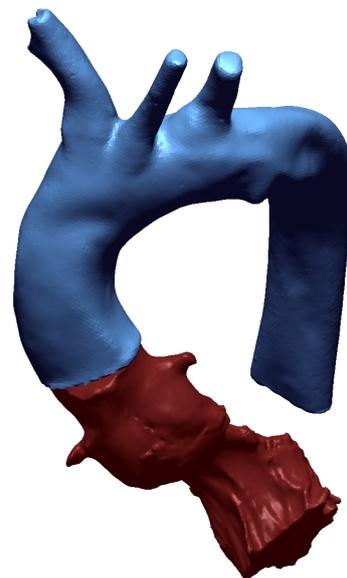
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Molde de cayado aórtico.



Representación en formato STL.

Reconstrucción de la geometría

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

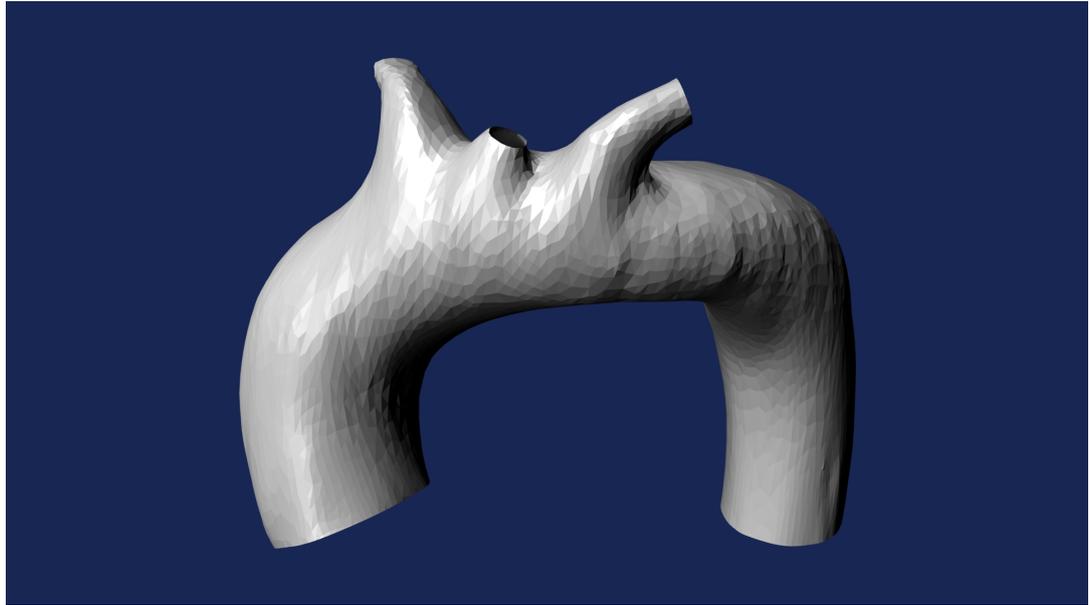
Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación



Malla STL y ajuste de Splines.

Reconstrucción de la geometría

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

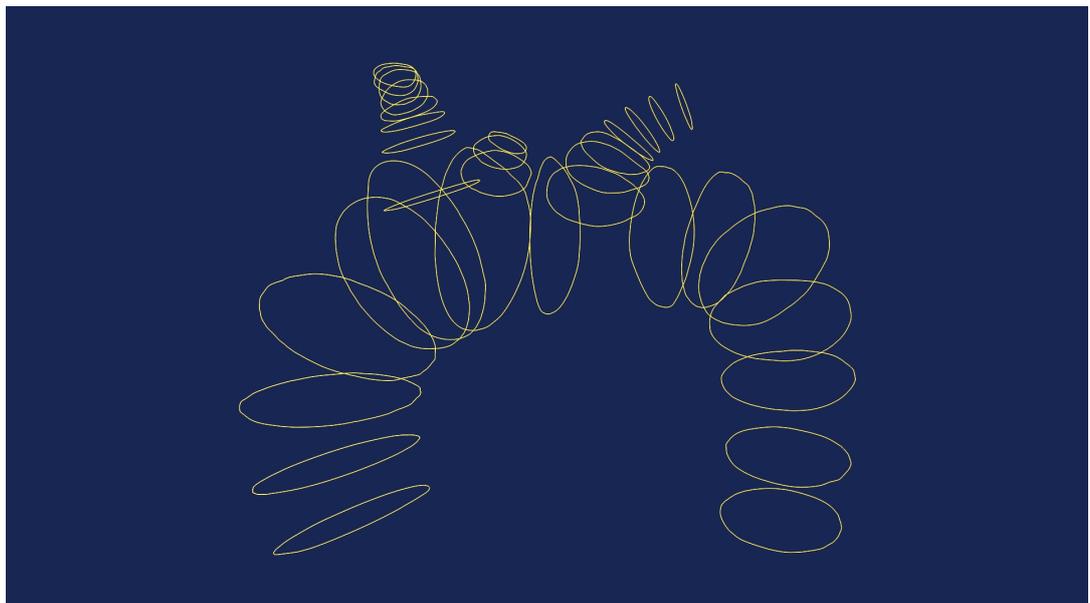
Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación



Malla STL y ajuste de Splines.

Malla de elementos finitos

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

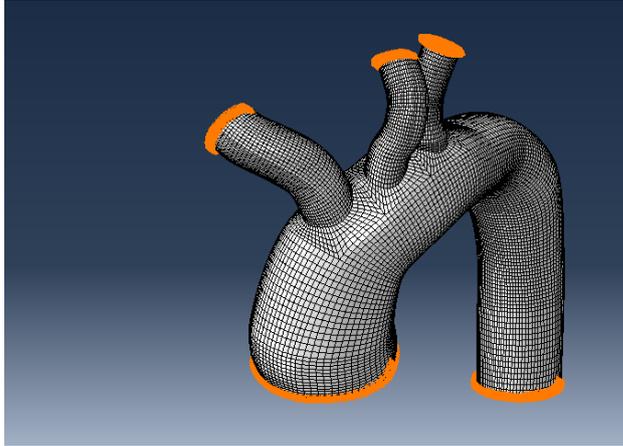
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

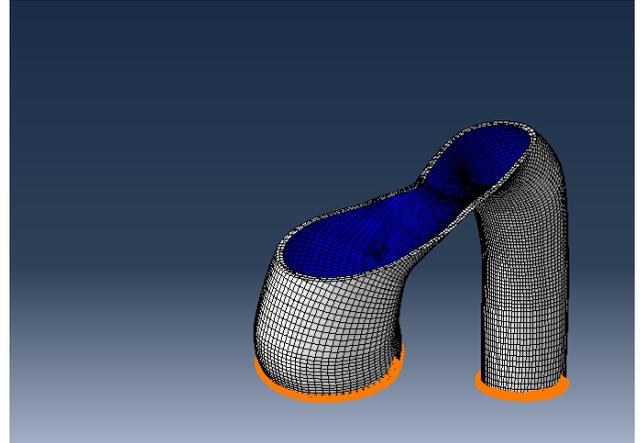
Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Pared arterial



Condiciones de contorno.
Apoyos.



Condiciones de contorno.
Presión interna.

Malla de elementos finitos

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

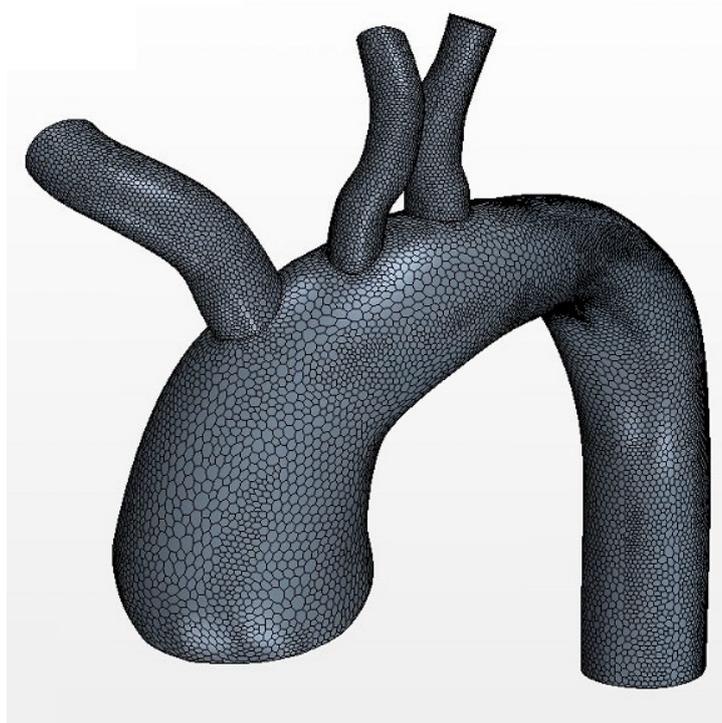
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Flujo sanguíneo



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

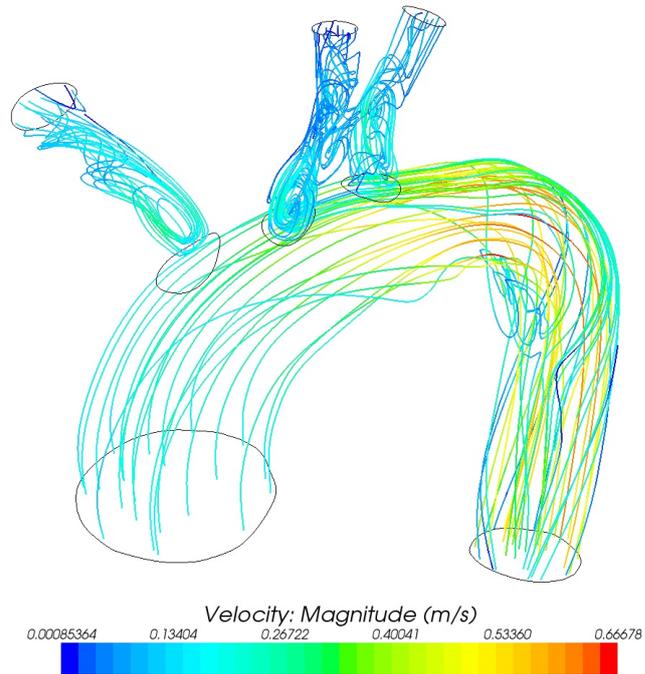
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Modelos 3D frente a Modelos 1D

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

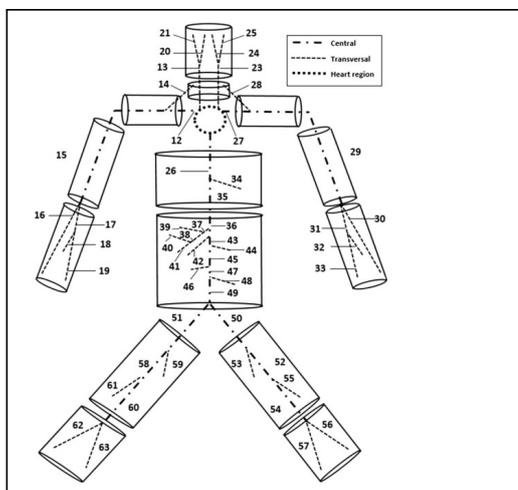
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

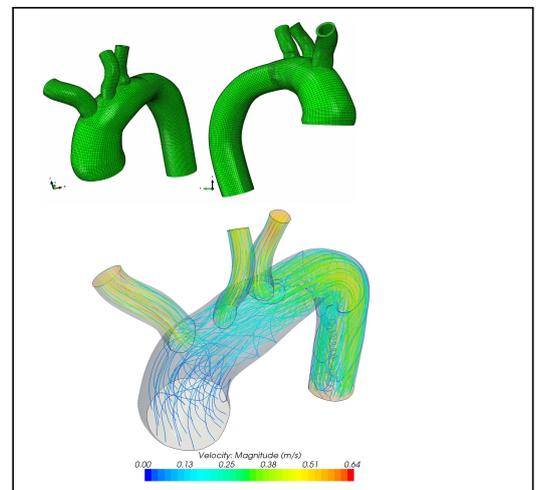
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



versus



Modelos en tres dimensiones

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- Permiten obtener los patrones de flujo de forma local: zonas de separación del flujo y recirculación, áreas en que la tensión tangencial en la pared tiene valores bajos u oscilatorios, etc.
- Es complejo obtener la geometría computacional detallada de los vasos sanguíneos.
- Tienen un coste de cálculo elevado.

Modelos en una dimensión

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

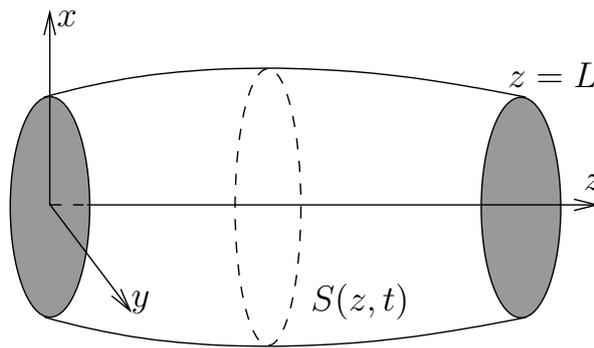
Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

- Proporcionan una descripción simplificada del flujo sanguíneo y de su interacción con la pared arterial, obteniéndose valores medios del flujo, presión, etc. Por esta razón con los modelos 1D no es posible capturar fenómenos de recirculación local, patrones helicoidales de flujo, etc..
- Es viable, desde el punto de vista computacional, simular el conjunto completo de vasos del sistema circulatorio en los que la interacción flujo-pared es significativa (considerando aquellos cuyo diámetro es del orden del mm, unos 160 tienen comportamiento elástico).
- Describen correctamente los fenómenos de propagación de las ondas de presión que se producen a causa de la deformabilidad de las paredes arteriales.



- El fluido es newtoniano incompresible, con densidad ρ y viscosidad dinámica μ .
- El problema se define en una superficie de revolución Ω_t , cuya geometría es variable debido al movimiento de las paredes arteriales.
- El vaso sanguíneo está comprendido entre las coordenadas axiales $z = 0$ y $z = L$, siendo L constante.

.....

Formulación general de las ecuaciones de balance

- Los modelos 1D se establecen a partir de las ecuaciones generales de balance de la cantidad de movimiento (Navier-Stokes) y de balance de la masa (Continuidad):

$$\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\mathbf{v} \mathbf{v}) + \frac{1}{\rho} \nabla p - \frac{\mu}{\rho} \Delta \mathbf{v} = 0$$

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0$$

- Estas ecuaciones han de formularse para un dominio unidimensional teniendo en cuenta las hipótesis descritas anteriormente:

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z} \left(\alpha \frac{Q^2}{A} \right) + \frac{A}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + k_R \frac{Q}{A} = 0$$

$$\frac{\partial Q}{\partial z} + \frac{\partial A}{\partial t} = 0$$

- Las variables primarias del modelo son el caudal Q y la sección transversal A . La presión p está relacionada con A

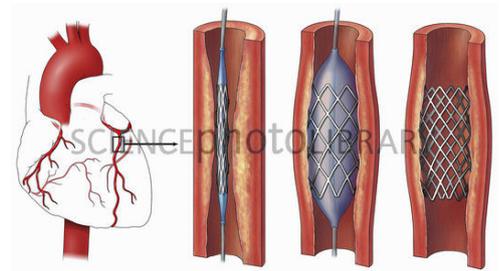
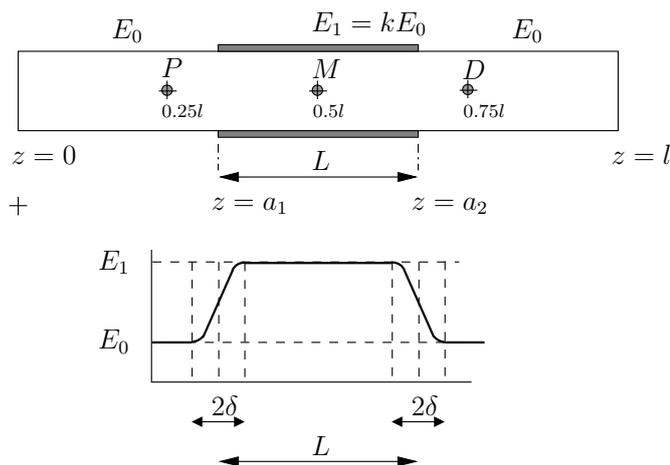
- En el extremo distal es conveniente imponer una condición de tipo no reflectante para que las curvas características salientes no vuelvan a entrar en el dominio también como curvas características
- En el extremo proximal tiene interés imponer una condición del tipo:

$$\varphi(A, Q) = g(t)$$

que correspondería a una historia de presión o a una historia de flujo definida en la entrada de la arteria.

- Esta condición de contorno es en general una condición de tipo reflectante. No obstante, si la historia de presión impuesta es suficientemente precisa, esta reflexión tiene sentido desde el punto de vista fisiológico.
- En cualquier caso, es posible imponer *de manera aproximada* historias temporales en la entrada que sean de tipo no reflectante.

Arteria con stent: modelo de cálculo



- Geometría: $l = 15$ cm, $a_1 = a_2 = 5$ cm ($L = 5$ cm), $\delta = 0,5$ cm.
- Las curvas de transición son polinomios cúbicos con tangente horizontal en los extremos.
- Propiedades mecánicas de la pared: $E_0 = 3 \cdot 10^6$ dyn/cm², $k = 100$, $\nu = 0,5$, $h = 0,05$ cm, $\Phi^0 = 1$ cm.
- Propiedades mecánicas del fluido: $\rho = 1$, $k_R = 0$.

Arteria con stent: pulso de presión rápido

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

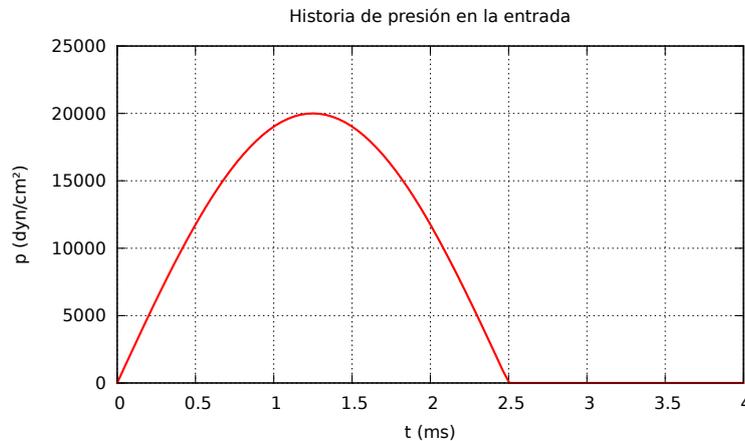
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- En la entrada se define un pulso de presión de semiperiodo $2,5 \cdot 10^{-3}$ y amplitud $p_{\max} = 20000 \text{ dyn/cm}^2$:



- El modelo se resuelve imponiendo en la entrada los valores de la variable característica W_1 correspondientes al pulso de presión de la figura, y una condición no reflectante en la salida.
- En el análisis se considera un paso de tiempo constante $\Delta t = 2 \cdot 10^{-7} \text{ s}$

Arteria con stent. Resultados

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

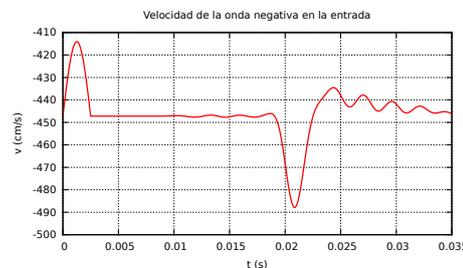
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Ya se calculó, en el modelo básico, la velocidad media de la onda positiva de presión: $\bar{\lambda}_1 \approx 480 \text{ cm/s}$.
- La velocidad media de la onda negativa que resulta del rebote en el stent se estima con la siguiente curva de resultados:



Teniendo en cuenta que la velocidad de la onda en reposo es: $\lambda_2^0 = -c_1 = -447,21 \text{ cm/s}$, resulta:

$$\bar{\lambda}_2 \approx -447 - \frac{\int_0^T (488 - 447) \sin \frac{\pi t}{T} dt}{T} \approx -473 \text{ cm/s}$$

- En consecuencia, a la entrada de la arteria llega la onda de presión que ha reboteado en el stent transcurrido un

Arteria con stent. Resultados

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

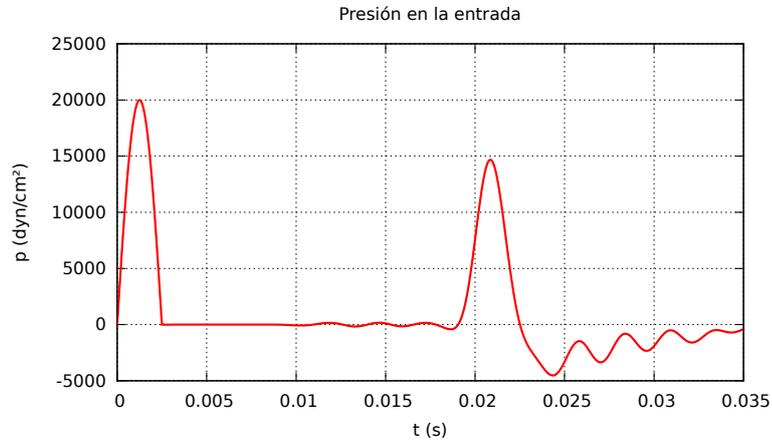
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- Este resultado se verifica con la historia temporal de la presión en la entrada de la arteria:



- La onda que llega no vuelve a rebotar (las oscilaciones a partir de $t = 0,025$ s son espurias) gracias a la metodología seguida para imponer el pulso de presión.

Arteria con stent. Resultados

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

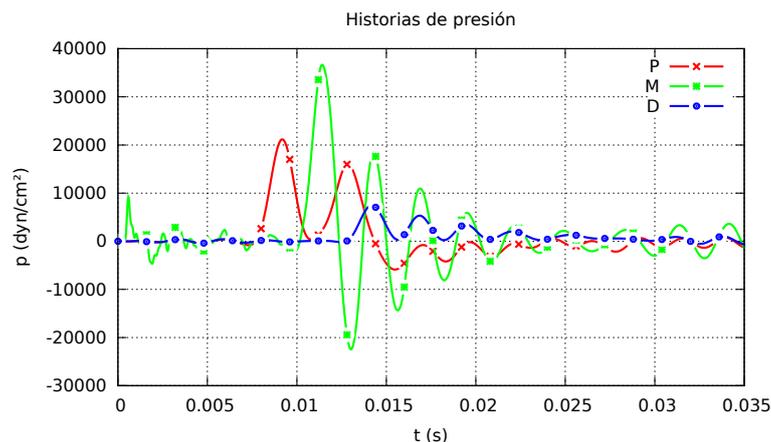
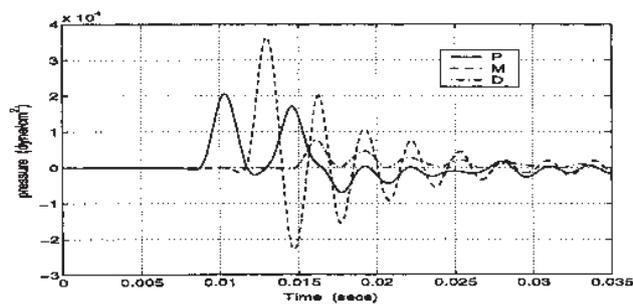
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

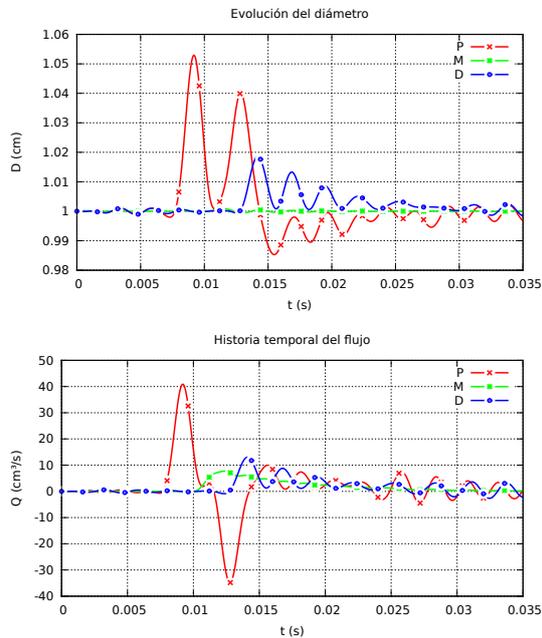
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Asimismo, se pueden obtener otros resultados como la evolución del diámetro (calculado a partir del área) y la evolución del flujo:



Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión



- El punto A corresponde a la llegada del frente de onda al punto proximal alrededor de $t = 9$ ms.

Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

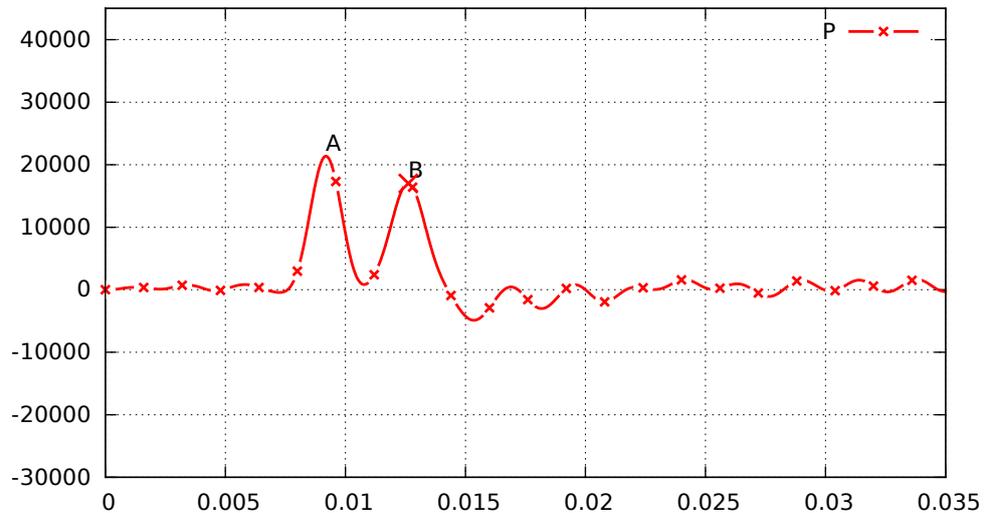
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Historias de presión



- Parte del frente de presión tiene una reflexión positiva al encontrarse con el stent, y la onda reflejada llega nuevamente (punto *B*) al punto de control proximal.

Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

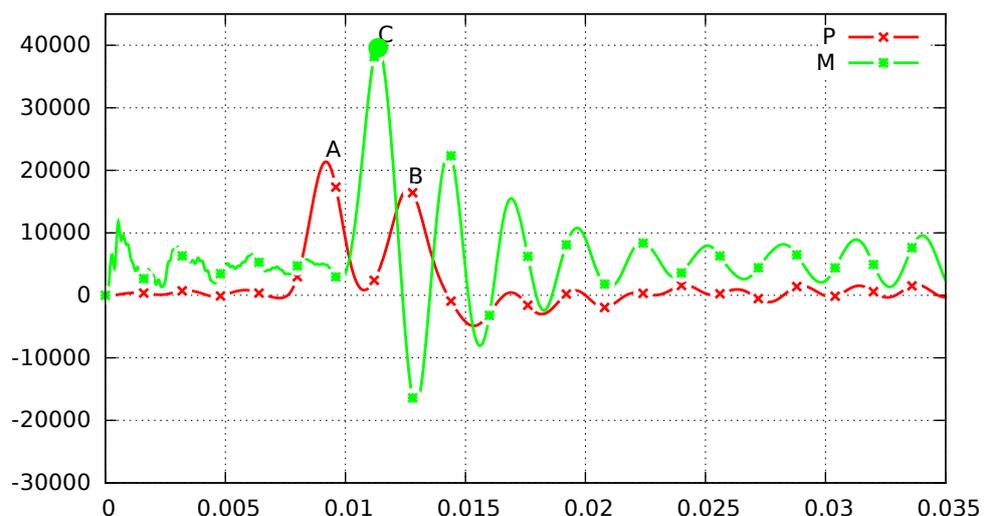
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Historias de presión



- La parte no reflejada del frente de onda entra en el stent y llega al punto de control situado en $0,5L$ (punto *C*). La amplitud de la onda ha aumentado dado que la pared arterial con stent es dos órdenes de magnitud más rígida.

Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

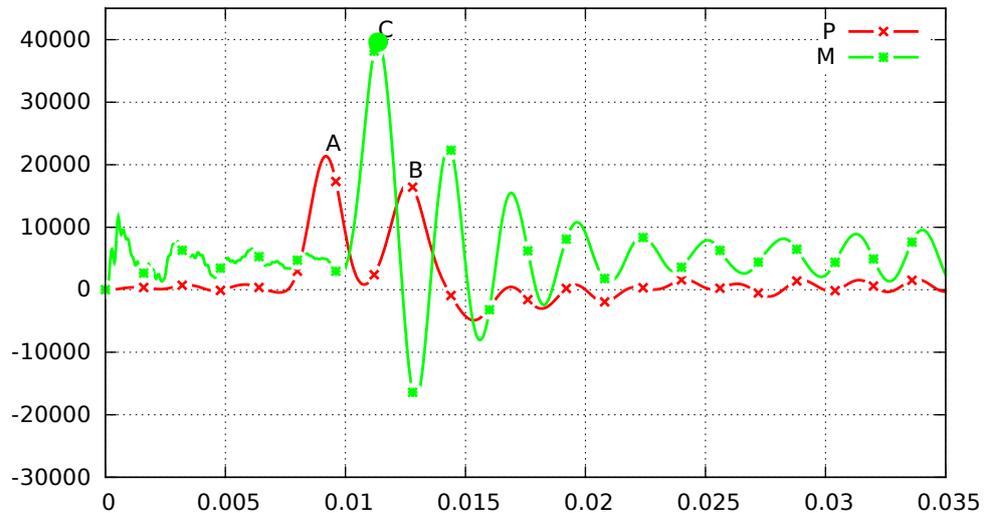
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Historias de presión



- Obsérvese que debido al aumento de rigidez el frente de onda llega antes al punto de control *M* que la onda reflejada al punto de control *P*, siendo el recorrido el mismo en ambos casos.

Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

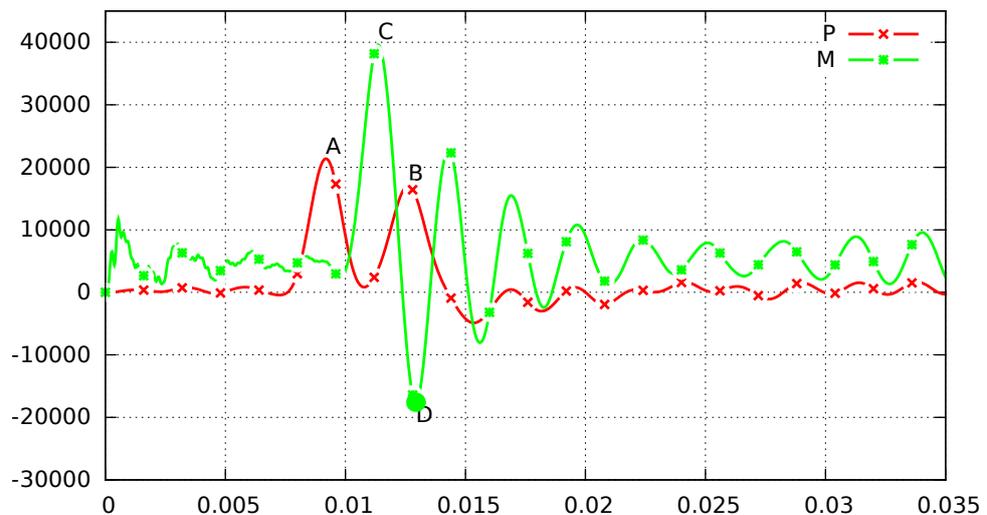
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Historias de presión



- La onda sigue avanzando y al salir de la zona con el stent sufre una nueva reflexión, en este caso negativa, y retrocede llegando al punto medio de la arteria *M*. Este frente con reflexión negativa corresponde al punto *D* de la curva.

Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

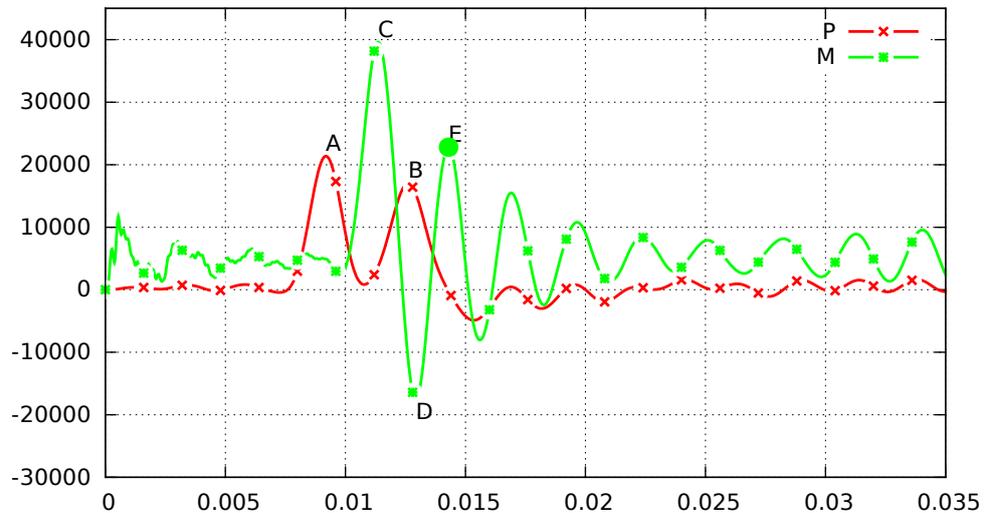
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Historias de presión



- La onda reflejada descrita en el punto anterior llega al extremo proximal del stent y sufre una nueva reflexión negativa (cambia de signo), que la dirige nuevamente al punto de control *M* como onda positiva (punto *E* de la curva).

Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

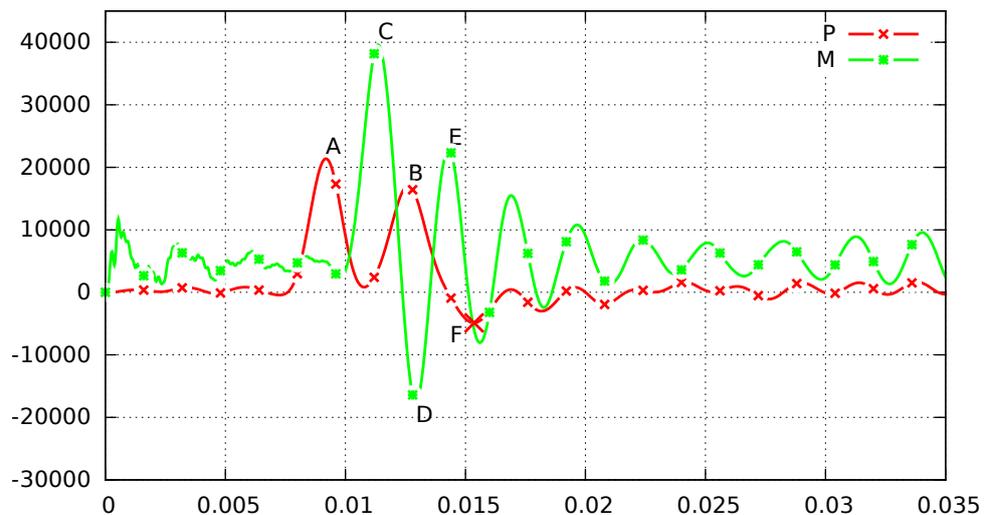
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Historias de presión



- Otra parte de la onda reflejada descrita en el punto anterior, al llegar al extremo proximal del stent sale de éste (sin cambiar su signo) y llega al punto de control proximal *P* como se recoge en el punto *F* de la curva.

Arteria con stent. Transmisión de la onda de presión

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

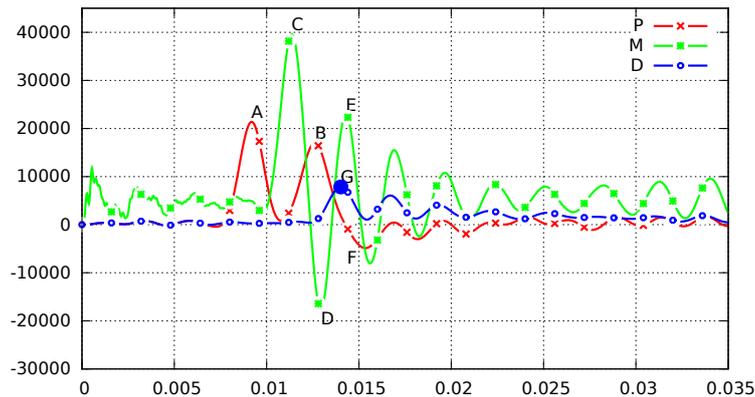
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Historias de presión



- Como se ha descrito hay una parte importante de la energía del frente de onda inicial que queda “enjaulada” en el tramo de arteria con el stent. En consecuencia, el frente inicial avanza hacia el extremo distal habiéndose dejado por el camino una parte importante de energía. La llegada del frente al punto de control D , en $0,75L$, se recoge en el punto G de la curva.

Bifurcación arterial con endoprótesis

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

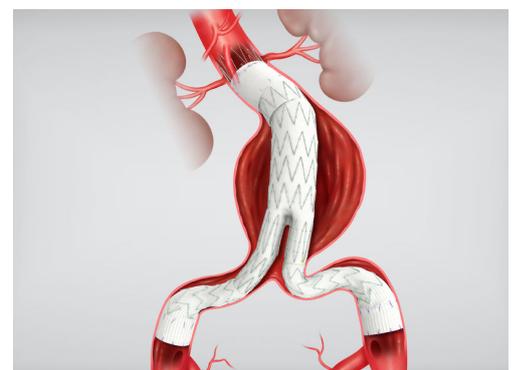
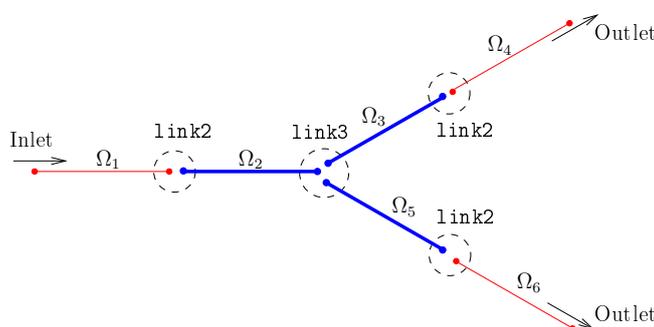
Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

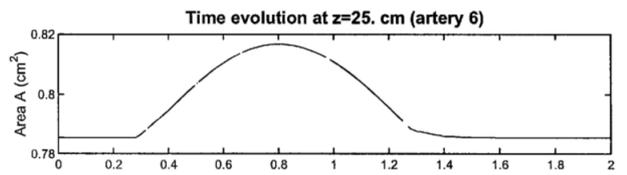
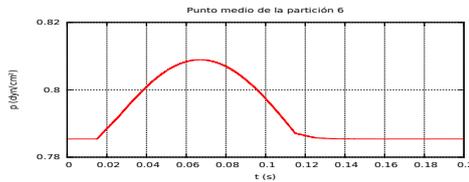
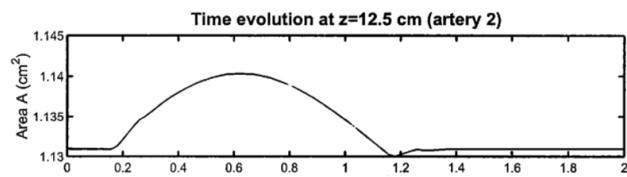
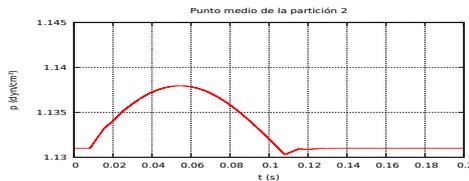
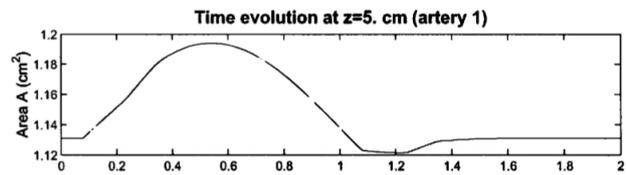
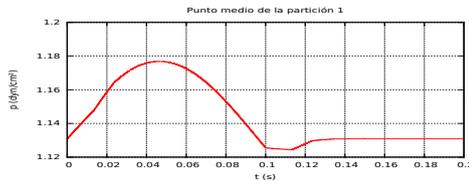
Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

- El modelo que se analiza a continuación corresponde a una bifurcación arterial en la que se ha implantado una endoprótesis, hecho que podría representar la intervención en un aneurisma aórtico abdominal.
- Se considera una malla con 6 particiones, cada una de longitud $l = 5$ cm. Las propiedades consideradas son $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$, $k_R = 0$, $h = 0,05$ cm, $\nu = 0,5$. El módulo elástico de la pared arterial ($\Omega_1, \Omega_4, \Omega_6$) es $E_{\text{wall}} = 10^6 \text{ dyn/cm}^2$ y el de la prótesis ($\Omega_2, \Omega_3, \Omega_5$) $E_{\text{prot}} = 6 \cdot 10^6 \text{ dyn/cm}^2$. Los diámetros valen: $D_1^0 = D_2^0 = 1,2$ cm, $D_3^0 = D_4^0 = 0,8$ cm y $D_5^0 = D_6^0 = 1$ cm.
- En la entrada de Ω_1 se impone un pulso de presión de amplitud 20000 dyn/cm^2 y semiperiodo $0,1$ s. En las salidas de Ω_4 y Ω_6 se imponen condiciones no reflectantes.
- Los ángulos relativos entre las ramas de la bifurcación y la arteria principal son nulos.
- La malla tiene 131 elementos, el paso de tiempo es $\Delta t = 10^{-5}$ s y el análisis se lleva a cabo entre 0 y $0,2$ s.



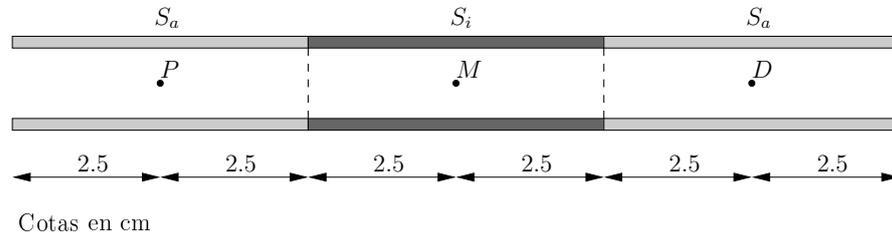
- A continuación se muestran los resultados obtenidos correspondientes a la evolución temporal del área en los puntos medios de Ω_1 , Ω_2 y Ω_6 , así como los resultados de referencia.



Comportamiento biomecánico de implantes cardiovasculares

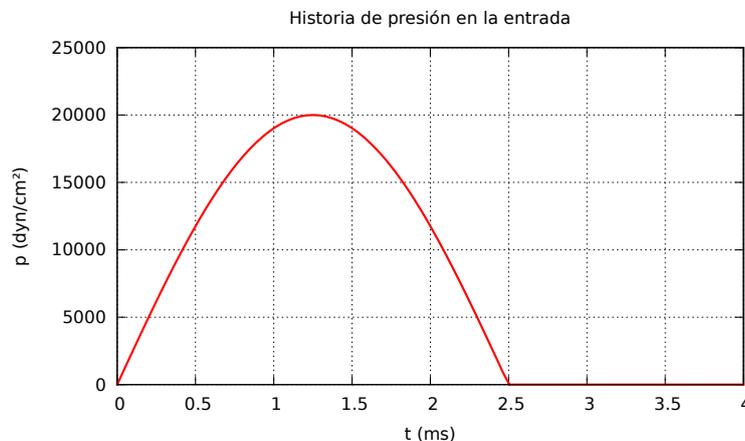
- Una forma de abordar la isquemia debida a obstrucciones arteriales es el implante con anastomosis proximal y distal de sustitutos vasculares.
- Los materiales y técnicas para realizar el injerto son variados, pero en general todos presentan complicaciones a largo plazo.
- Numerosos estudios establecen que cuanto menor sea el desacople en las propiedades mecánicas y funcionales entre los vasos nativos y la prótesis, menores serán las futuras alteraciones hemodinámicas.
- Si bien se ha analizado la influencia de la relación de rigideces entre el vaso nativo y el implante, hasta donde conocemos no se ha cuantificado la influencia de los parámetros viscoelásticos.

El segmento arterial se representa mediante la unión de tres cilindros representando el implante el situado en el tramo central (S_i) y la arteria los cilindros de los extremos (S_a):



- Las dimensiones ($L = 5 \text{ cm}$, $D = 0,74 \text{ cm}$, $h = 0,063 \text{ cm}$) y las propiedades mecánicas de S_a corresponden a los de una arteria carótida de un paciente normotenso.
- En el segmento S_i se consideran diferentes valores tanto del módulo elástico E como del coeficiente viscoso φ , manteniendo constante la función de amortiguamiento parietal $FAP = \varphi/E$

- En la entrada de los segmentos arteriales se impone un pulso de presión semisenoidal de amplitud 15 mmHg y valor inicial 80 mmHg. El semiperiodo de la onda es 15 ms:



- En el extremo distal se impone una condición de no reflexión.
- Los resultados se monitorizan en en los puntos proximal (P), medio (M) y distal (D).

Resultados (pulso de presión)

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

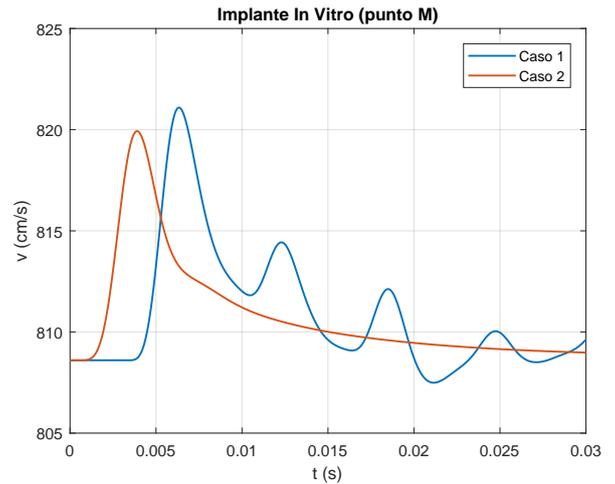
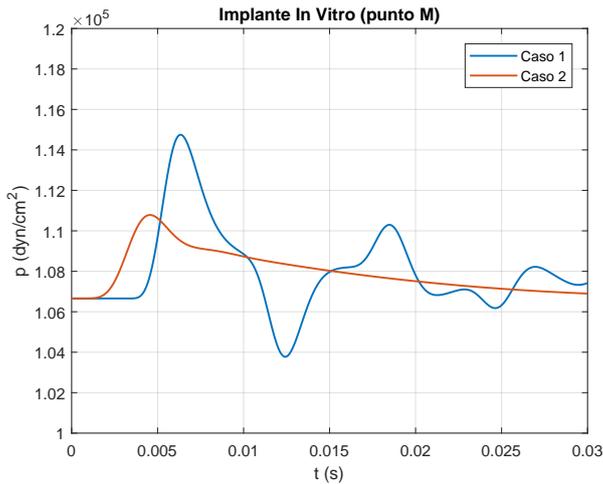
Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



- En el caso viscoelástico, las ondas de presión (tanto la principal como las reflejadas) se ven amortiguadas y hay un adelanto del pulso principal $\Delta t = 1,80$ ms aproximadamente, respecto del implante no viscoso.
- No obstante, la VOP instantánea es menor en el implante con comportamiento viscoelástico.
- $\Delta p = 3,5708\% \cdot p_m = 1,1475 \cdot 10^5 \text{ dyn/cm}^2$

Respuesta a un ciclo cardíaco

Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

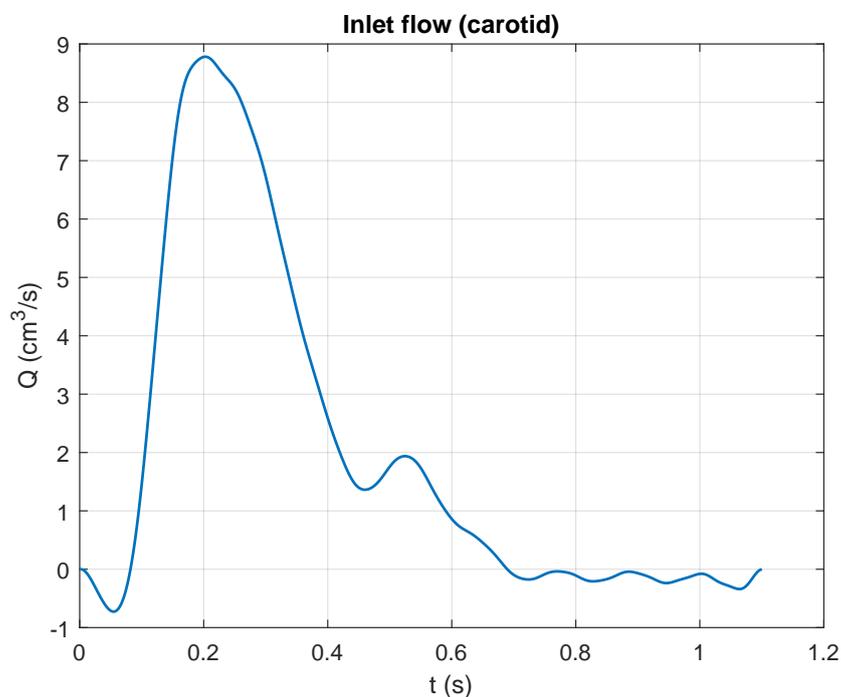
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación

Si bien la respuesta viscoelástica a los pulsos rápidos es significativa, ¿sucede lo mismo frente a las acciones de un ciclo cardíaco?



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

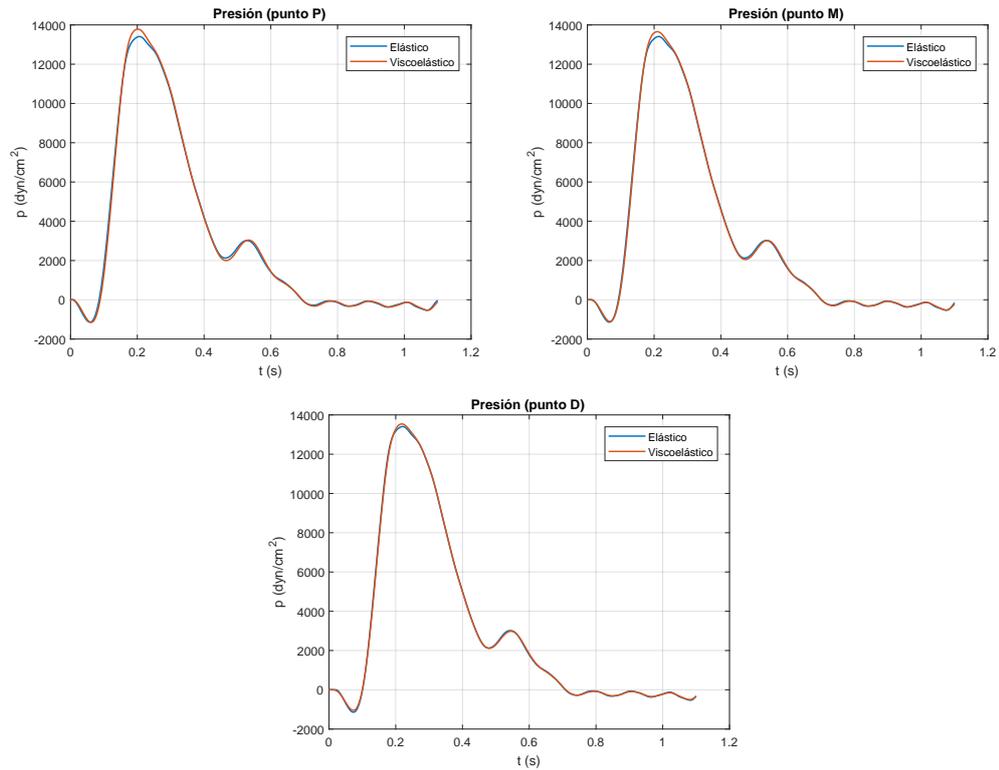
Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación



Ingeniería Cardiovascular

Felipe Gabaldón

Objetivos

Modelos computacionales para fluidos y sólidos

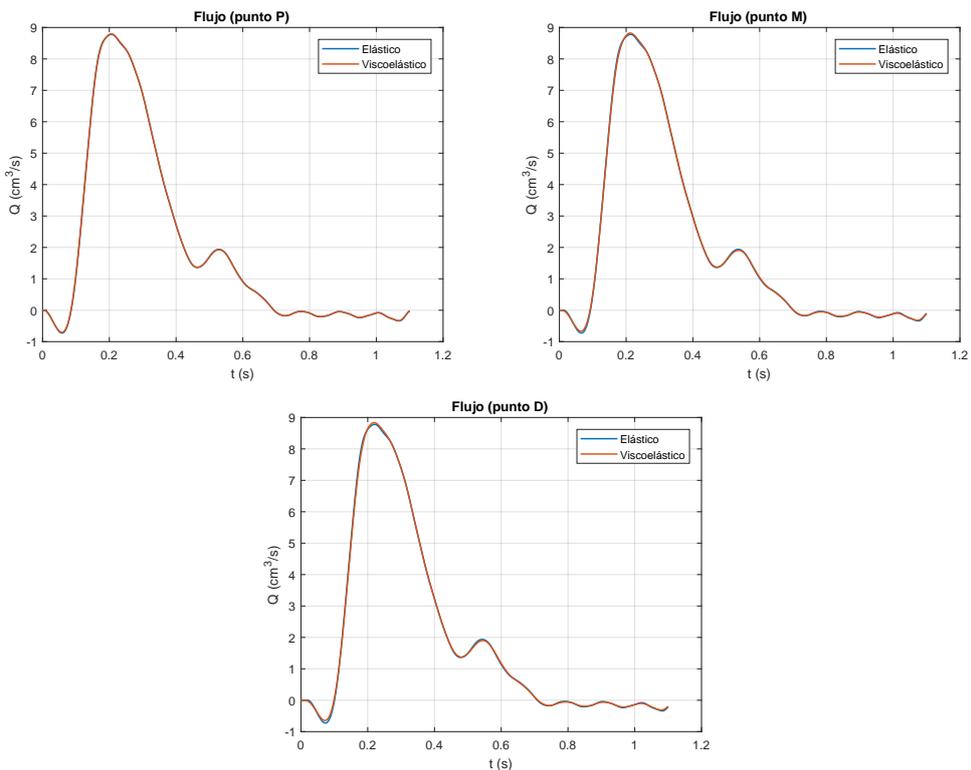
Mecánica de biofluidos
Mecánica de sólidos

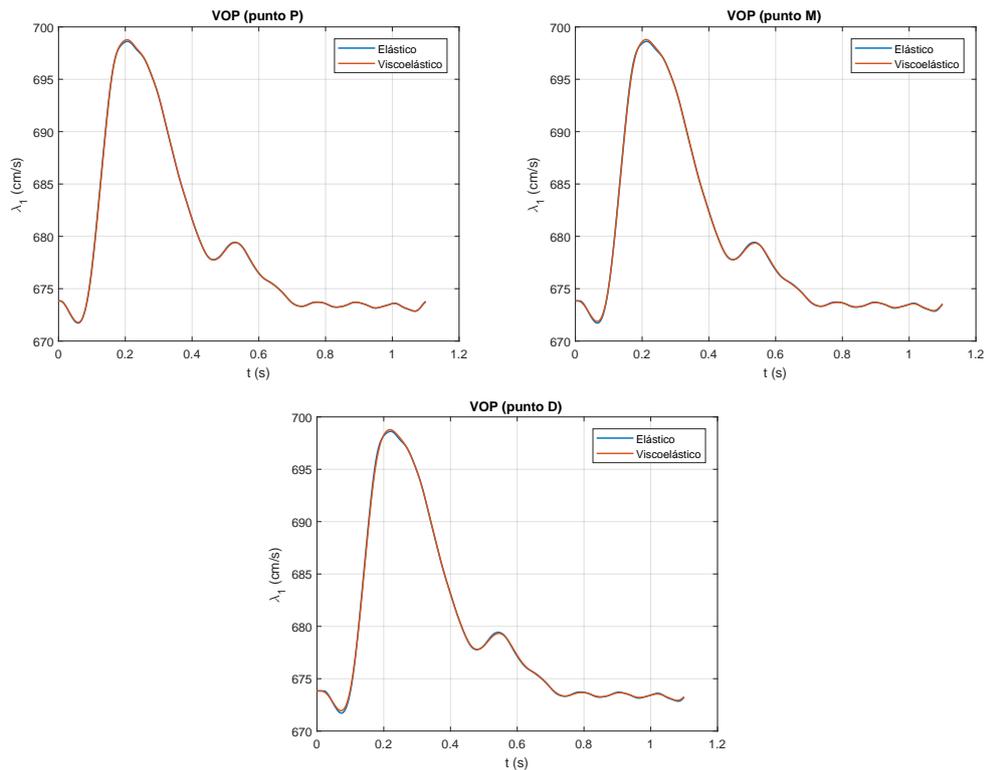
Modelos computacionales de interacción

Interacción fluido-estructura.
Mallas ALE
Interacción flujo sanguíneo-pared arterial

Simulaciones computacionales representativas

Acoplamiento fuerte: LAD y Bifurcación





Mecánica de fluidos



A.J. Chorin and J.E. Marsden.

A Mathematical Introduction to Fluid Mechanics.

Universitext. Berlin-Heidelberg-New York, Springer-Verlag (1979).



Mazumdar, Jagannath.,

Biofluid Mechanics.

World Scientific (2015).

Mecánica de sólidos



Xavier Oliver Olivella, Carlos Agelet de Saracibar Bosch.

Mecánica de medios continuos para ingenieros.

Ediciones UPC (2002).



Holzapfel, Gerhard A.,

Nonlinear solid mechanics : a continuum approach for engineering.

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Método de los elementos finitos para sólidos

 Thomas J. R. Hughes.
A The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis.
Dover Publications, Inc (2000).

 Javier Bonet, Richard D. Wood.
Nonlinear Continuum Mechanics for Finite Element Analysis.
Cambridge University Press (2008).

Método de los elementos finitos para fluidos

 Jean Donea, Antonio Huerta.
Finite Element Methods for Flow Problems.
John Wiley & Sons (2003).

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos
Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

Modelos de interacción fluido-pared arterial

 A. Quarteroni and L. Formaggia
Mathematical modelling and numerical simulation of the cardiovascular system.
N. Ayache (ed.), Modelling of Living Systems. Amsterdam:
Elsevier (2003).

 Luca Formaggia, Alfio Quarteroni, Allesandro Veneziani.
Cardiovascular Mathematics: Modeling and simulation of the circulatory system.
Springer Science & Business Media, 2010.

 Tomás Bodnár, Giovanni P. Galdi, Sárka Necasová.
Fluid-Structure Interaction and Biomedical Applications.
Springer, 2014.

Ingeniería
Cardiovascular

Felipe
Gabaldón

Objetivos

Modelos
computaciona-
les para fluidos
y sólidos

Mecánica de
biofluidos

Mecánica de sólidos

Modelos
computaciona-
les de
interacción

Interacción
fluido-estructura.
Mallas ALE

Interacción flujo
sanguíneo-pared
arterial

Simulaciones
computaciona-
les
representativas

Acoplamiento fuerte:
LAD y Bifurcación

