

Valutazione della drag force sulla parete dell'arco aortico tramite fluidodinamica computazionale

Di: **Giulio Indennitate**

Relatore: Prof. Simone Morganti

Co-relatore: Ing. Rodrigo Romarowski

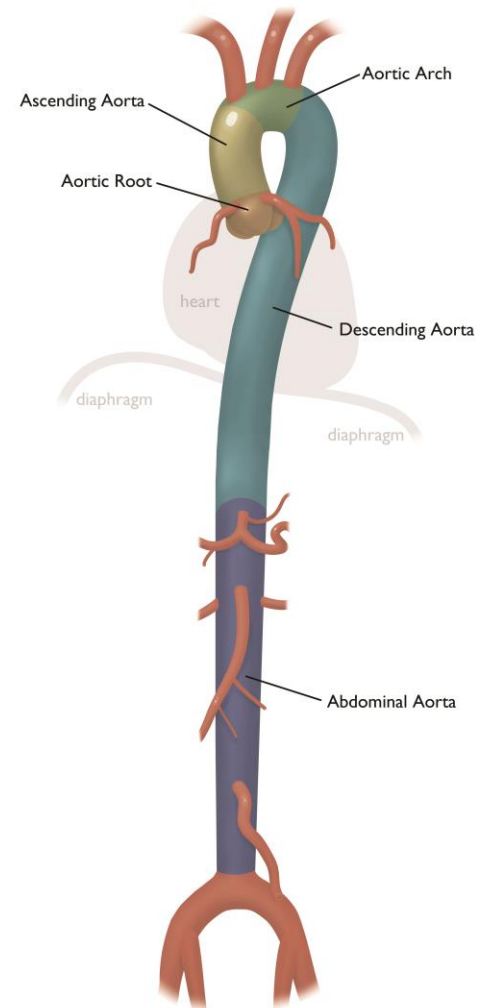
Anno accademico 2015/2016

L'aorta

Principale arteria del corpo umano lunga 30-40cm con diametro variabile tra i 2.5cm e i 3.5cm, trasporta sangue ossigenato in tutte le parti del corpo

- **Aorta toracica**
 - Ascendente
 - Arco aortico
 - Discendente

- **Addominale**



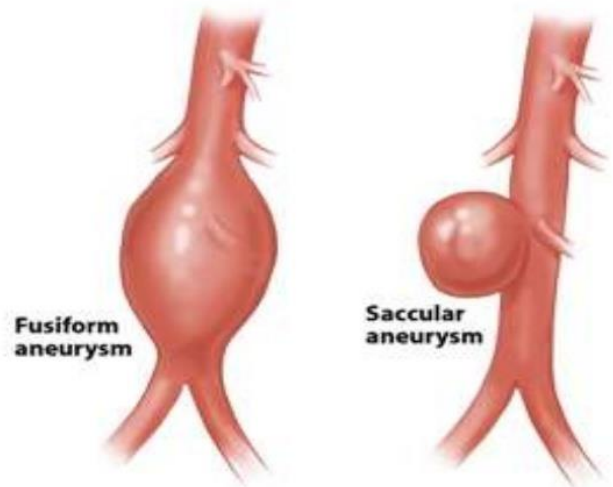
Aneurisma

Dilatazione progressiva di un vaso, tipicamente di un'arteria, con un diametro pari ad almeno il 50% del vaso in condizioni fisiologiche

➤ Thoracic aortic aneurysm (TAA)

Aneurisma dell'aorta toracica classificabile a seconda della collocazione in:

- Aneurisma dell'aorta ascendente
- Aneurisma dell'arco aortico
- Aneurisma dell'aorta discendente



➤ Cause

- Invecchiamento
- Arteriosclerosi
- Altri fattori di rischio

Thoracic aortic endovascular repair (TEVAR)

Si esclude l'aneurisma con l'inserimento di uno più stent aortici autoespandibili

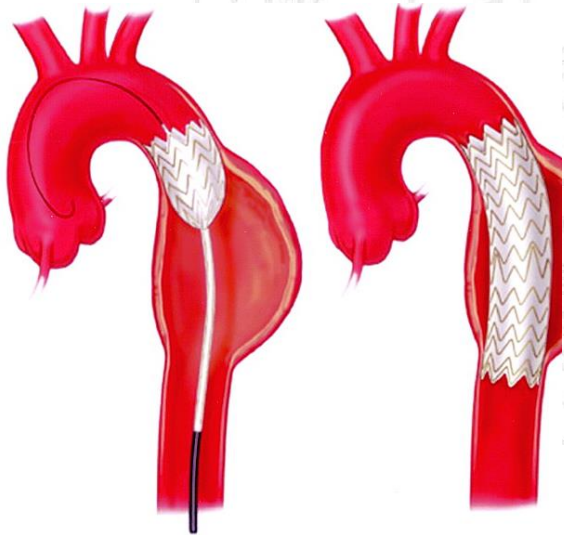
PRO

- Bassa invasività
- Basso rischio

CONTRO


- Possibili complicazioni nel lungo periodo (spostamento, endoleak)

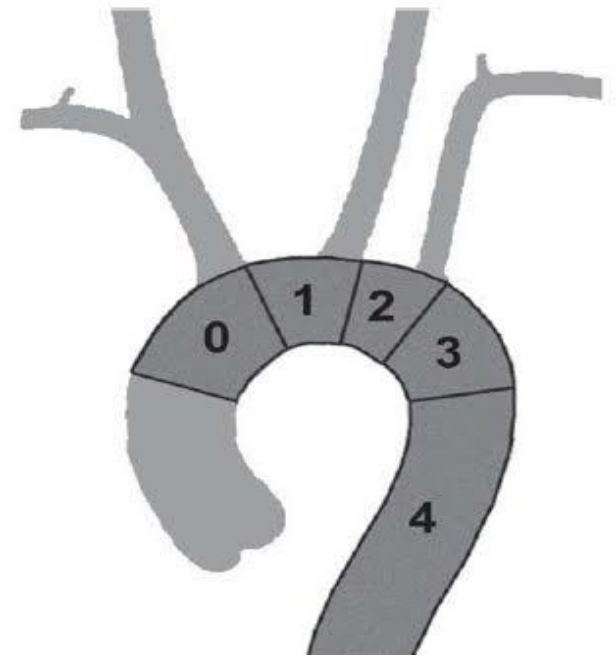
- **Stent:** protesi endovascolare tubulare, costituita da una struttura metallica a maglie e rivestita da un rivestimento esterno in fibra tessile



- Caratteristiche anatomiche
- Flusso sanguigno

Thoracic aortic endovascular repair (TEVAR)

- Drag force (DF): forza esercitata dal flusso sanguigno, agente sulla parete del vaso
 - La fattibilità della TEVAR è basata sull'identificazione delle zone di ancoraggio (landing zones) dello stent
- 
- Classificazione di Ishimaru: standard di classificazione delle landing zones all'interno dell'arco in relazione ai vasi sovra aortici



OBIETTIVO

- Sviluppo modello virtuale patient-specific di due pazienti forniti dal Policlinico San Donato, da utilizzare per la simulazione del flusso sanguigno e la stima della DF agente in ogni zona dell'arco



Fluidodinamica computazionale (CFD)

- Analisi di sistemi che coinvolgono flussi di fluidi per mezzo di simulazioni basate su metodi numerici

Pre-processing

Solving

Post-processing

Modello matematico del sangue

Si considera il sangue come un fluido:

- Continuo
- Omogeneo
- Incomprimibile
- Newtoniano

Equazioni di Navier-Stokes per vasi medio-larghi:

$$\begin{cases} \rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \rho(\vec{u} \cdot \nabla)\vec{u} - \nabla \cdot (\mu(\nabla\vec{u} + \nabla^T\vec{u})) + \nabla p = \vec{0} \\ \nabla \cdot \vec{u} = 0 \end{cases}$$

$\vec{u}(x, y, z, t)$: velocità del sangue

$p(x, y, z, t)$: pressione del sangue

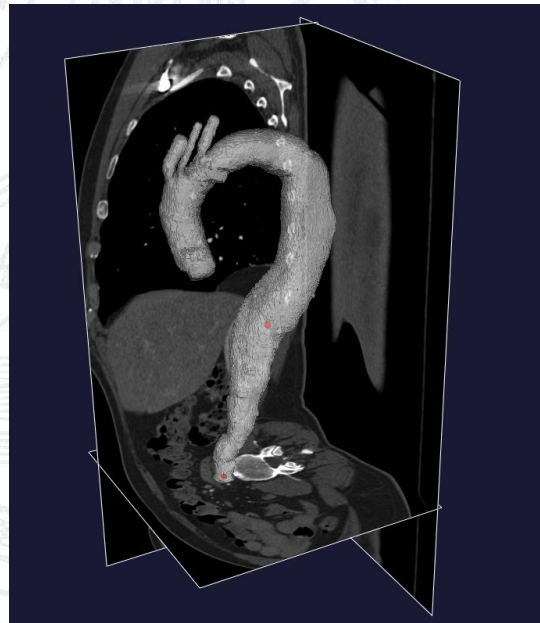
ρ : densità costante

μ : viscosità

Ω : regione d'interesse

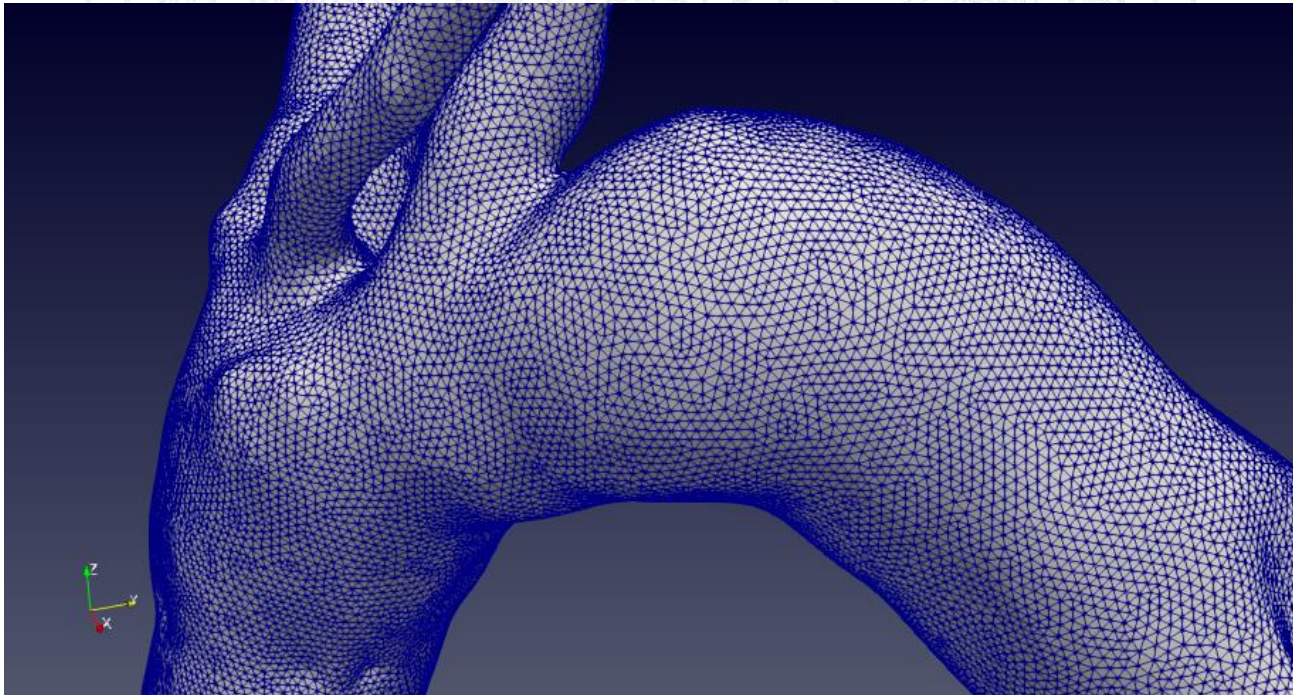
Pre-processor: The Vascular Modelling Toolkit (VMTK)

- Immagini CTA in formato DICOM fornite dal Policlinico San Donato
- Segmentazione ed estrazione dominio computazionale
 - Metodo level sets basato sul gradiente
- Generazione mesh
- Condizioni iniziali
- Condizioni al contorno (BCs)
- Estensioni di flusso



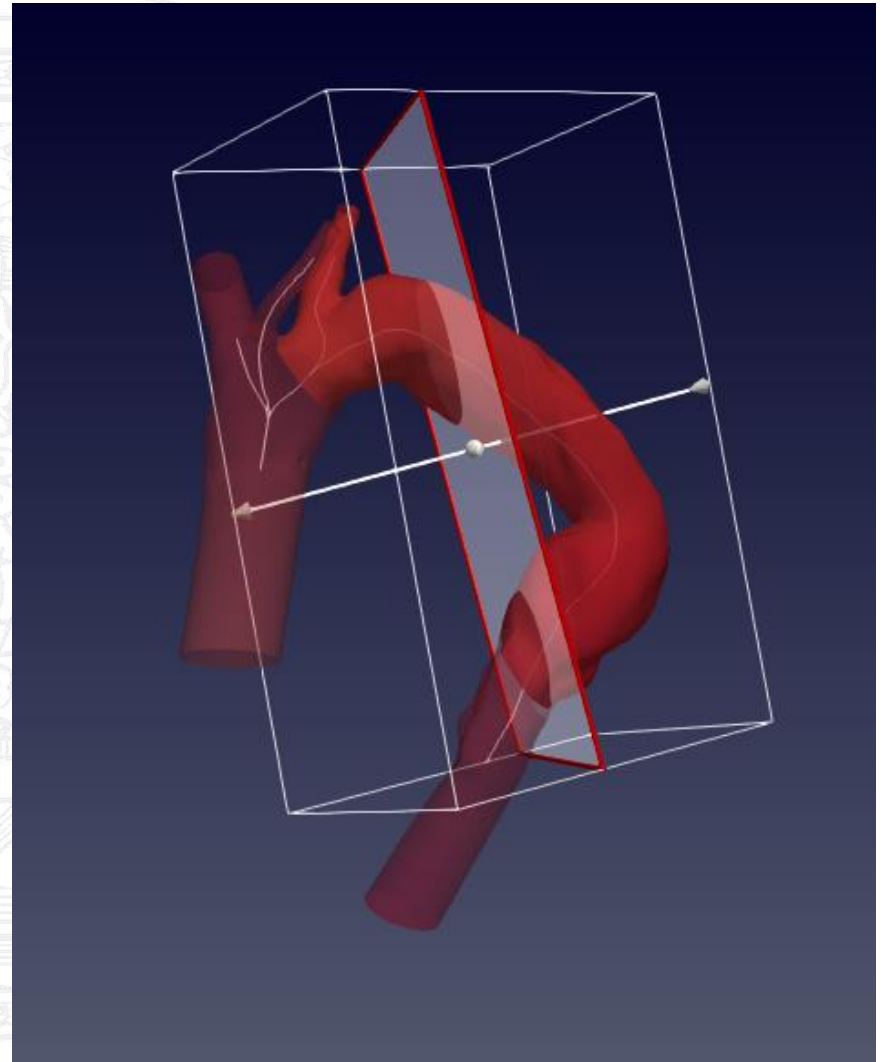
Solver: LifeV

- Metodo agli elementi finiti (FEM): tecnica numerica che fornisce soluzioni approssimate di equazioni alle derivate parziali utilizzate per descrivere fenomeni fisici
- Si ottengono delle stime di \vec{u} e p ai nodi di ogni elemento, relative ad ogni istante di tempo analizzato nel ciclo cardiaco, secondo il sistema CGS.



Post-processor: Paraview

- Visualizzazione soluzione
- Estrazione mesh superficiale
- Taglio landing zones secondo Ishimaru mediante l'uso di filtri
- Salvataggio valori di pressione superficiale di ogni zona per istante di tempo



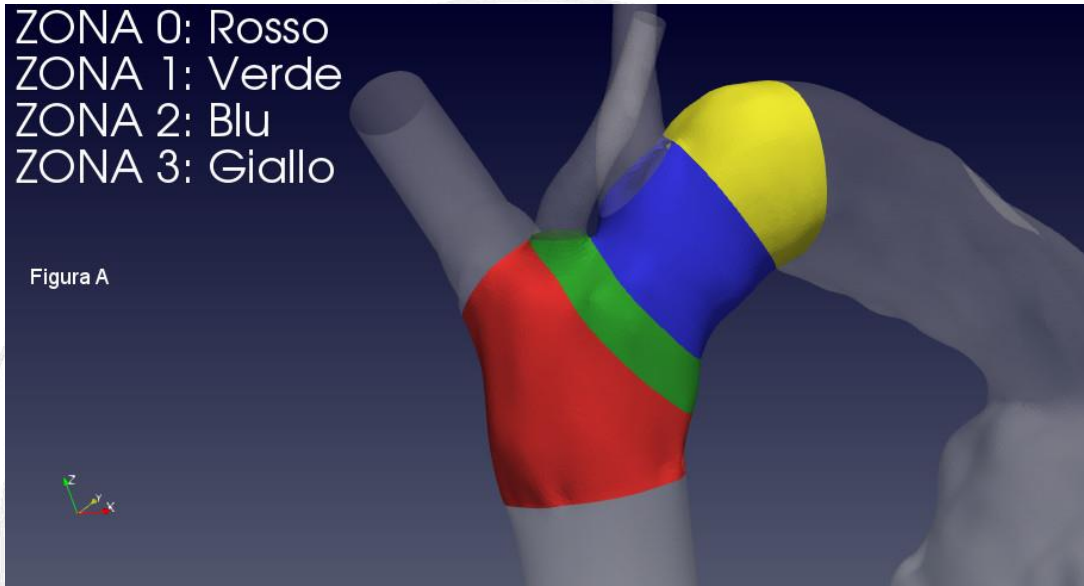
Calcolo drag force (DF)

Script in Python che:

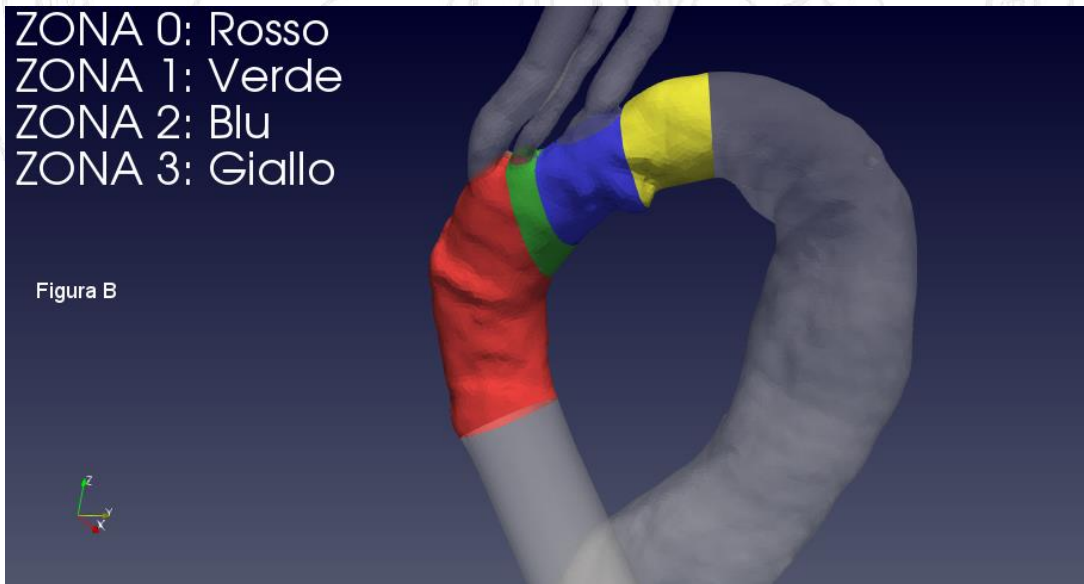
- Calcola pressione media in ogni cella $\bar{p}_{cella} = \frac{p_1 + p_2 + p_3}{3}$
- Ottiene forza infinitesima $d\vec{F}_{D_{cella}} = \bar{p}_{cella} \cdot \vec{n} d\Sigma$
- Ricava forza su singola zona $\vec{F}_{D_{zona}} = \int d\vec{F}_{D_{cella}}$
- Ricava forza media lungo ciclo cardiaco $\overline{F}_{D_{zona}} = \frac{|\vec{F}_{D_{t1}}| + \dots + |\vec{F}_{D_{tk}}|}{k}$

Risultati

Paziente
A



Paziente
B



Risultati

Paziente A	DF media lungo il ciclo [N]	Area [cm^2]
Zona 0	16,12	61,75
Zona 1	7,95	15,21
Zona 2	4,83	36,40
Zona 3	17,47	30,47

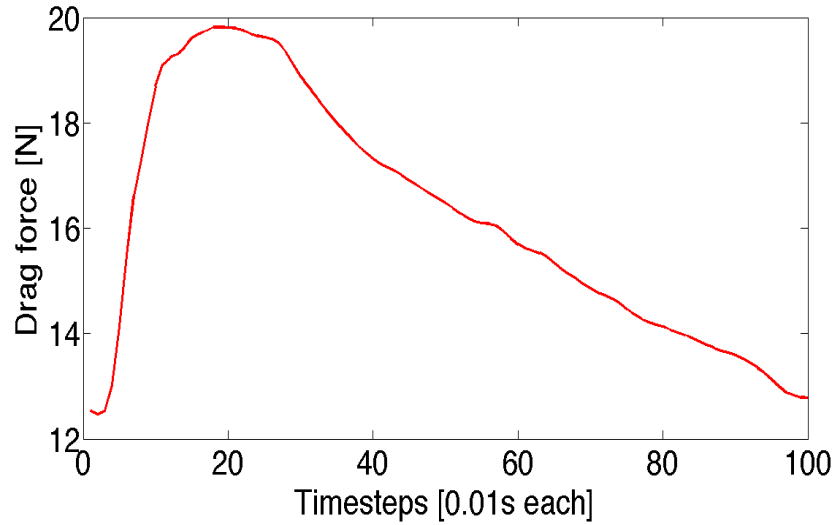
Paziente B	DF media lungo il ciclo [N]	Area [cm^2]
Zona 0	12,83	75,39
Zona 1	3,72	9,99
Zona 2	2,75	20,72
Zona 3	2,04	21,72

- DF in zona 0 del paziente A poco più alta rispetto al paziente B
- DF in zona 3 del paziente A molto elevata rispetto al paziente B
- DF in zone 1 e 2 abbastanza confrontabili in entrambi i pazienti

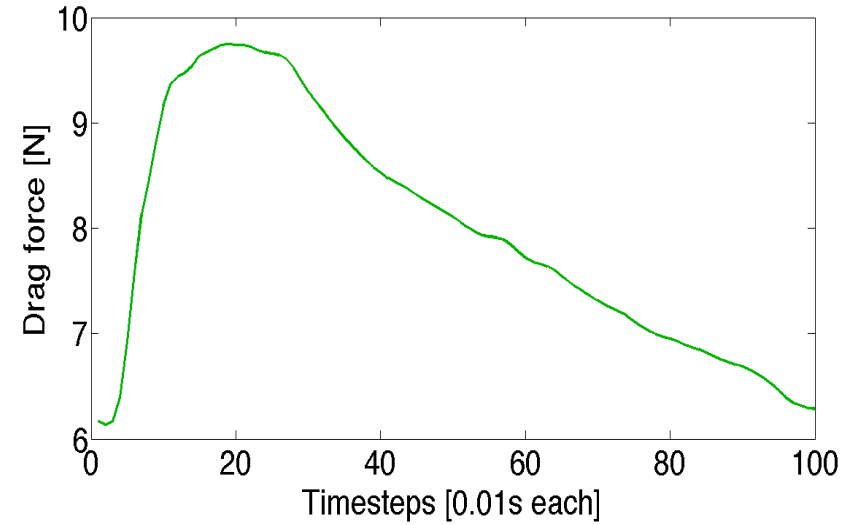
Risultati

Paziente A

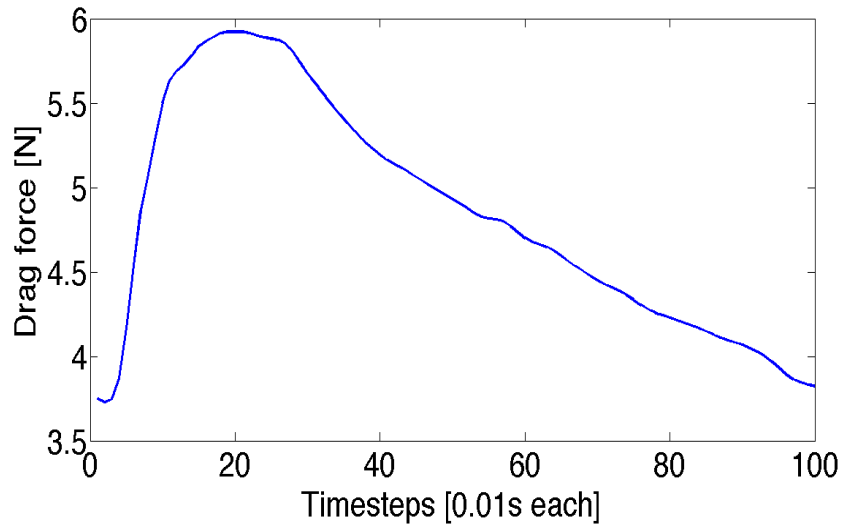
Zona 0



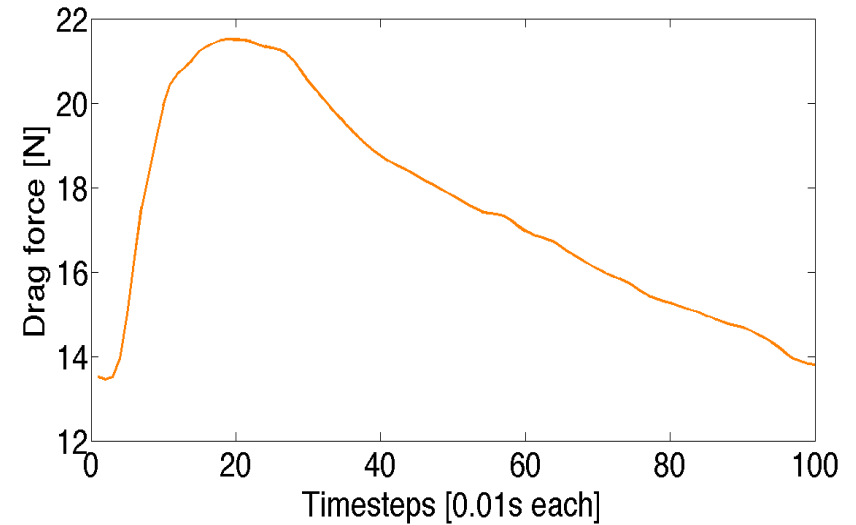
Zona 1



Zona 2



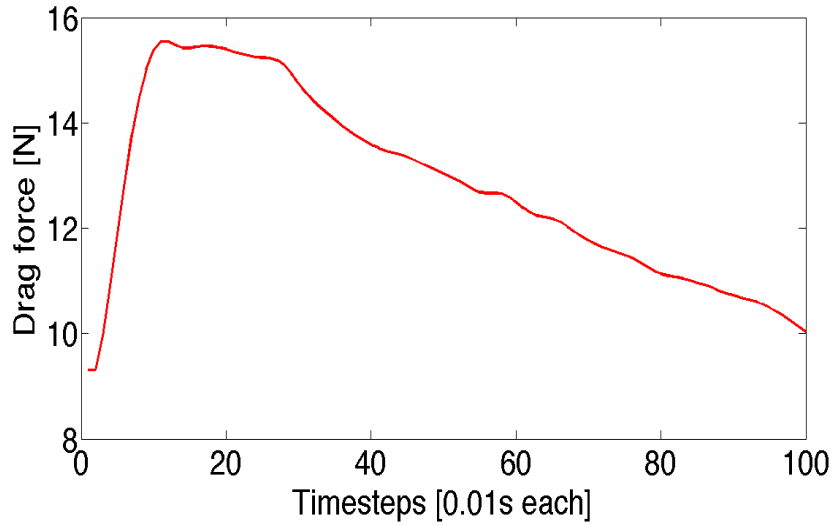
Zona 3



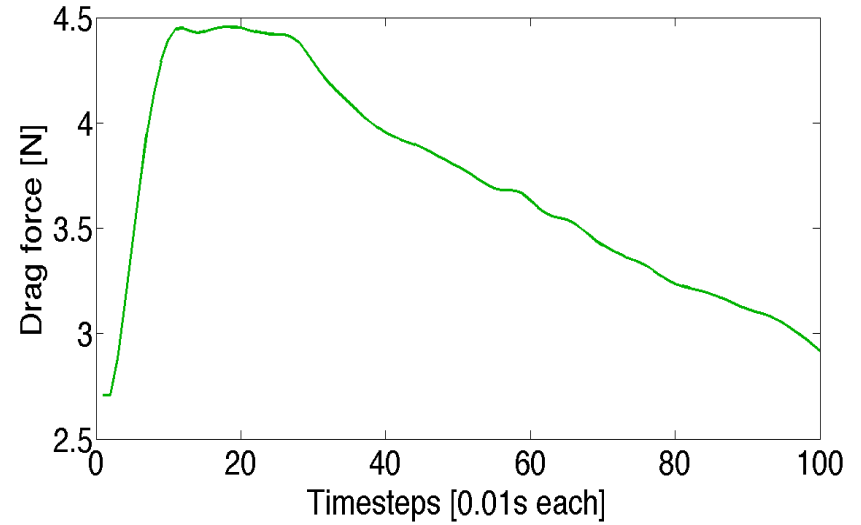
Risultati

Paziente B

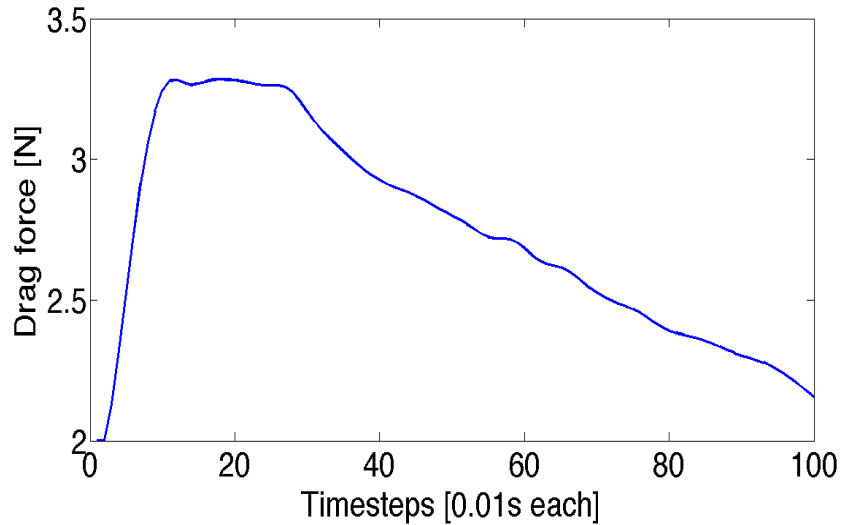
Zona 0



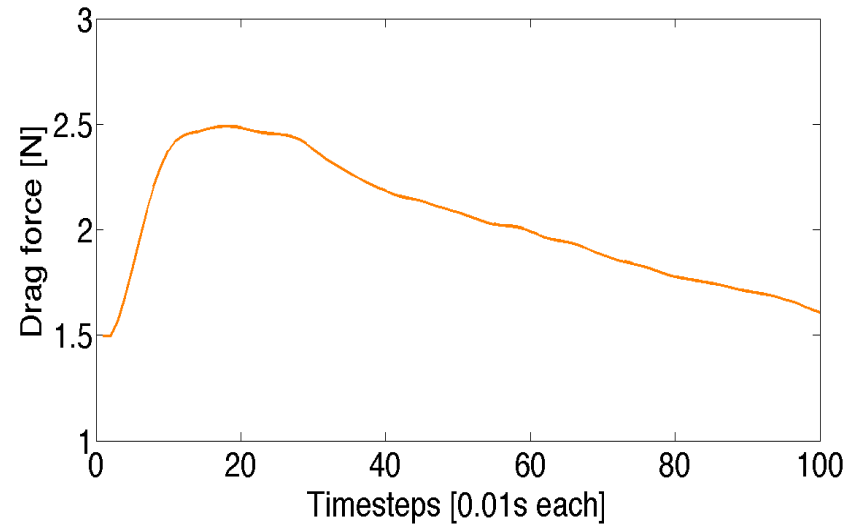
Zona 1



Zona 2

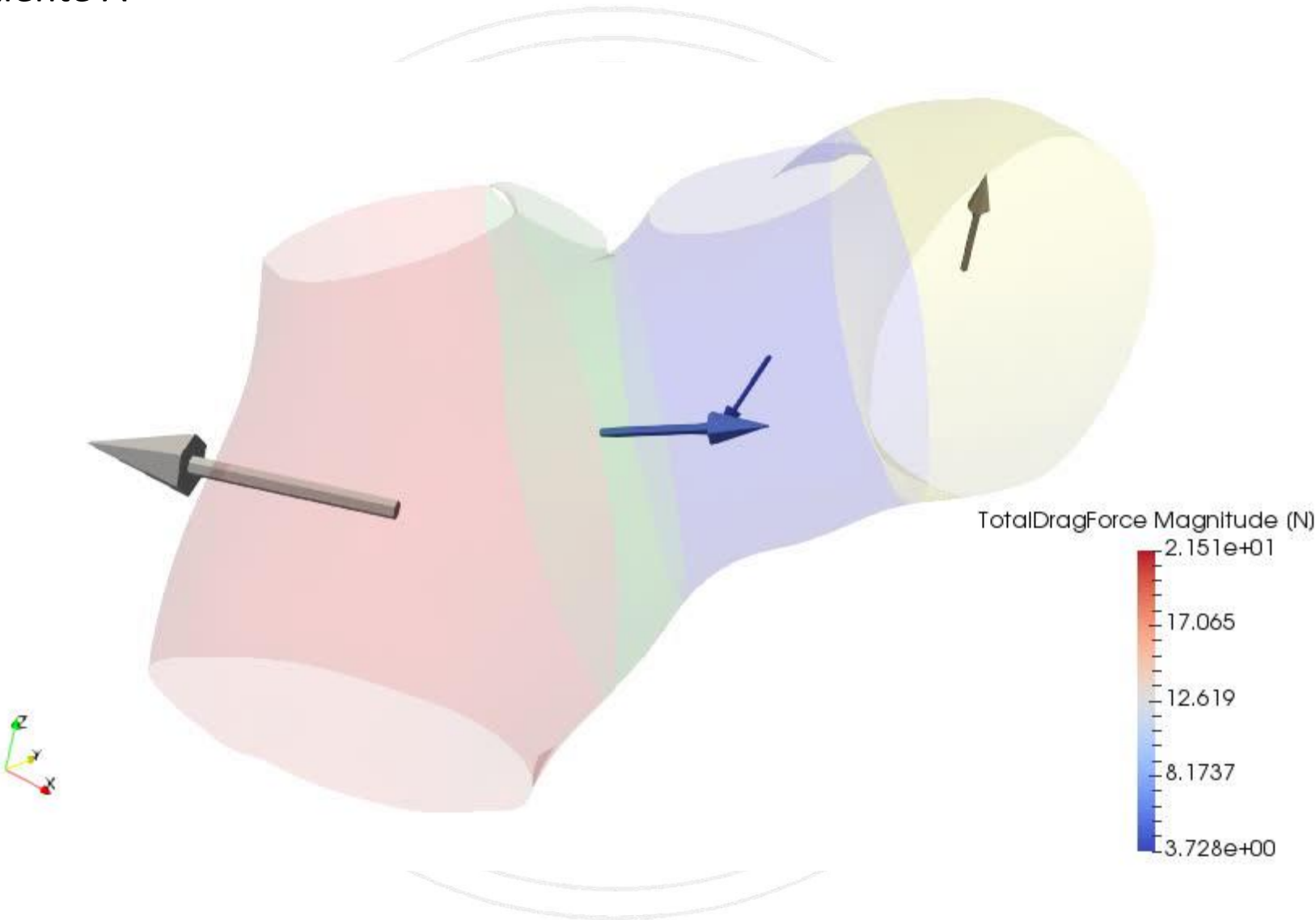


Zona 3



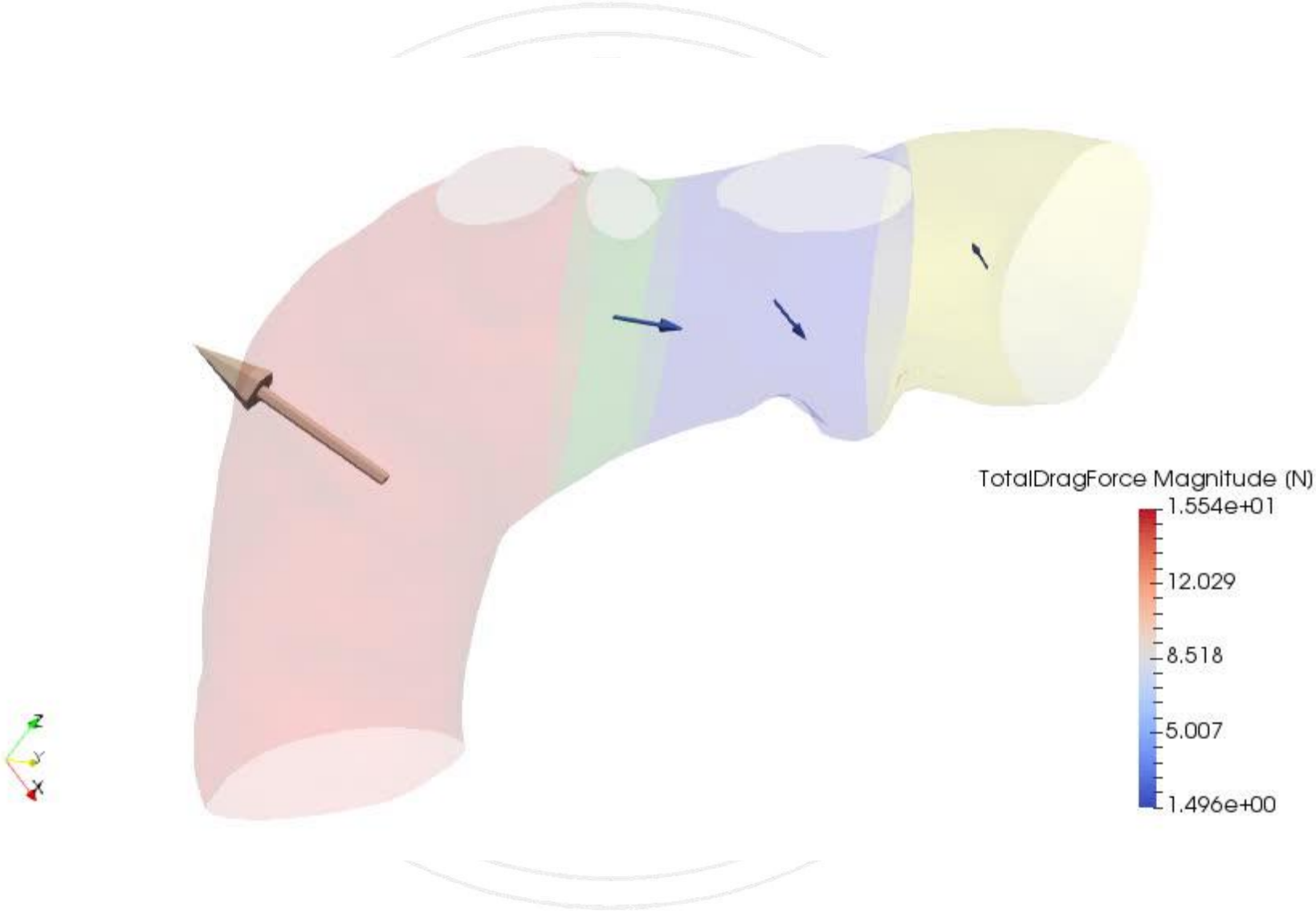
Risultati

Paziente A



Risultati

Paziente B



Conclusioni e sviluppi futuri

Conclusioni

- Ricostruzione modello patient-specific dell'arco aortico di un aorta patologica
- Simulazione flusso sanguigno mediante CFD
- Valutazione DF media lungo l'intero ciclo cardiaco nelle zone di Ishimaru

Sviluppi futuri

- Stesso tipo di analisi ma su aorte sane
- Analisi anche a posizionamento dello stent avvenuto per avere confronto pre/post e valutare l'efficacia del trattamento

Grazie per l'attenzione

