



Hidrodinamikai  
Rendszerek  
Tanszék

# Artériás véráramlások modellezése

**Csippa Benjamin**



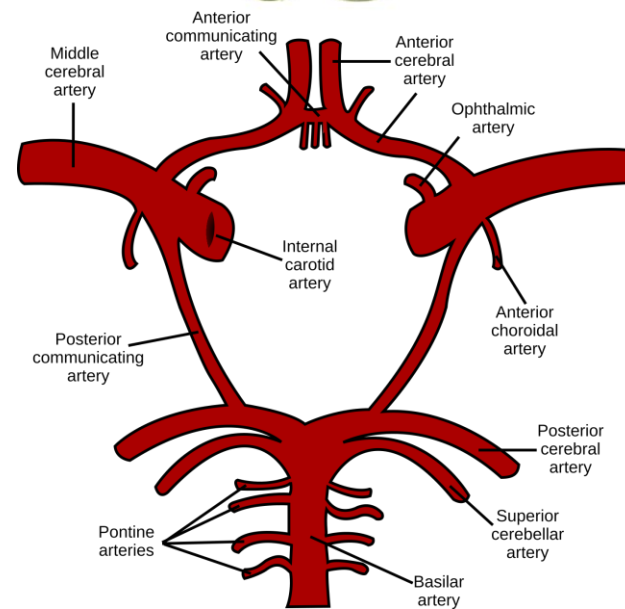
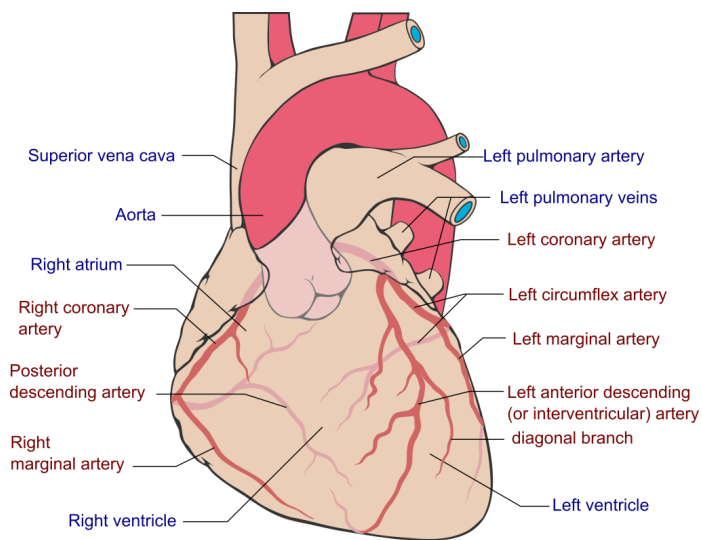
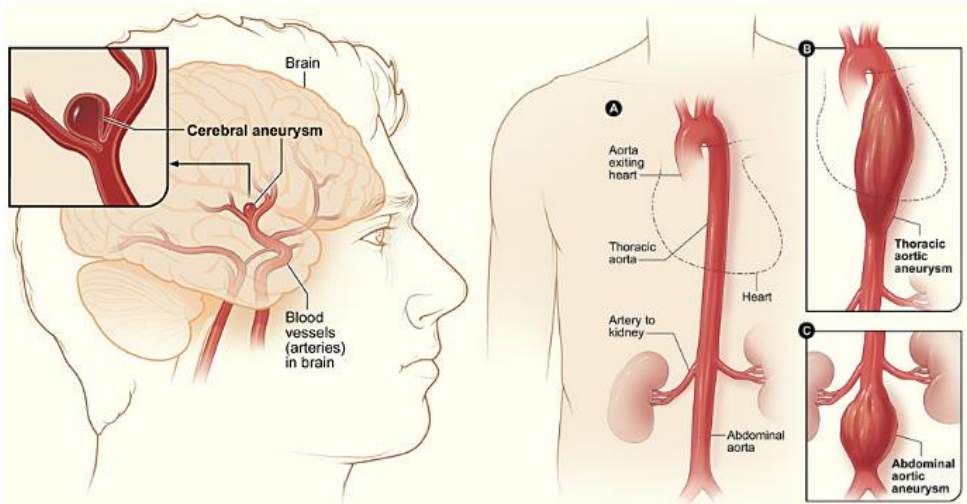


# Előadás tartalma

- Bevezetés
- Aneurizmák
- Modellezési lehetőségek
  - Orvosi képfeldolgozás – Numerikus hálózás
  - Szimulációs lehetőségek
  - Peremfeltétel kezelés
  - Kiértékelési lehetőségek
- Alkalmazás: Aneurizma kialakulására ható folyamatok vizsgálata



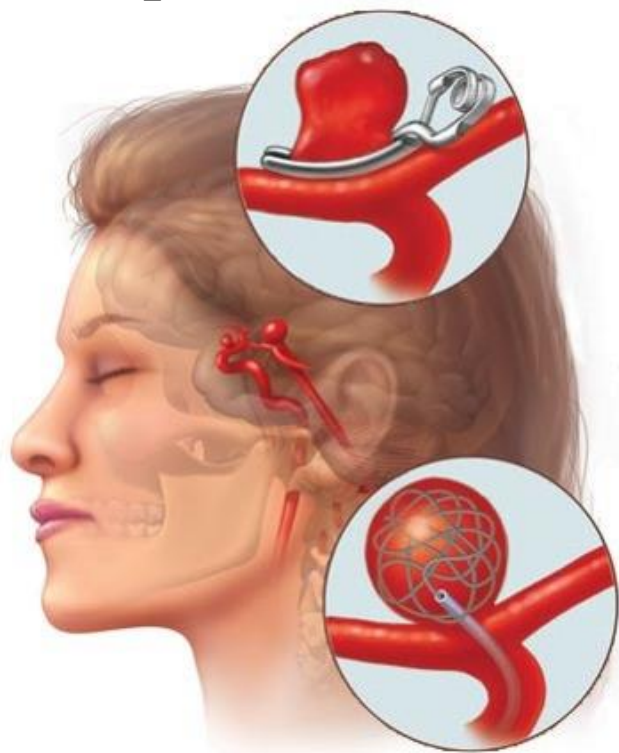
# Bevezetés





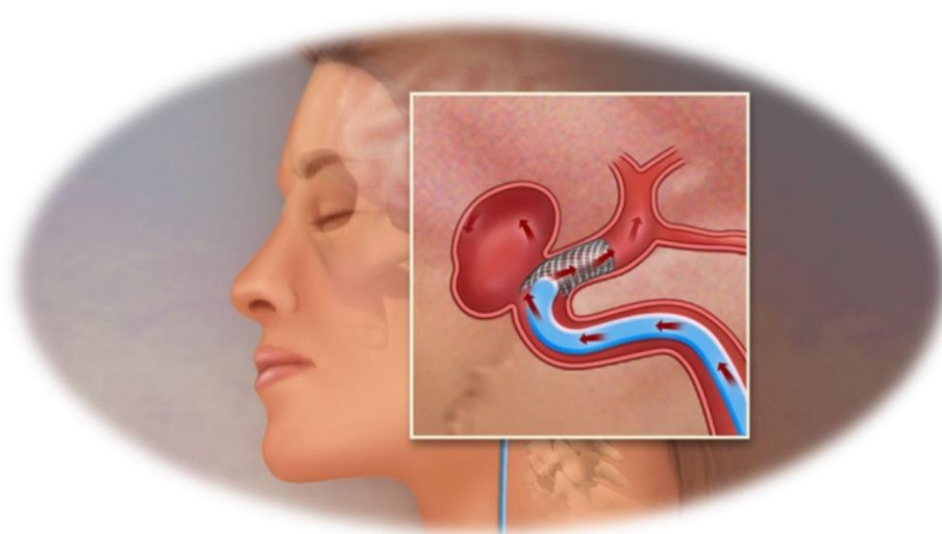
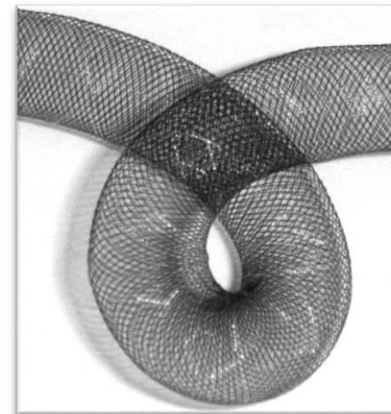
# Kezelésmódok

**Csipesz**

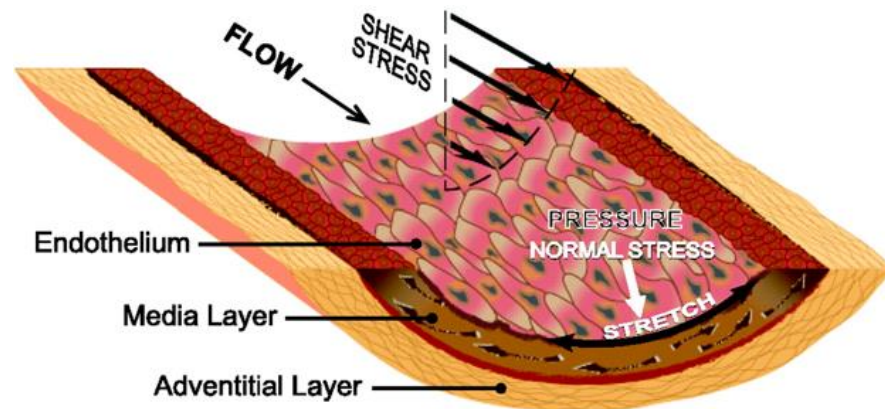
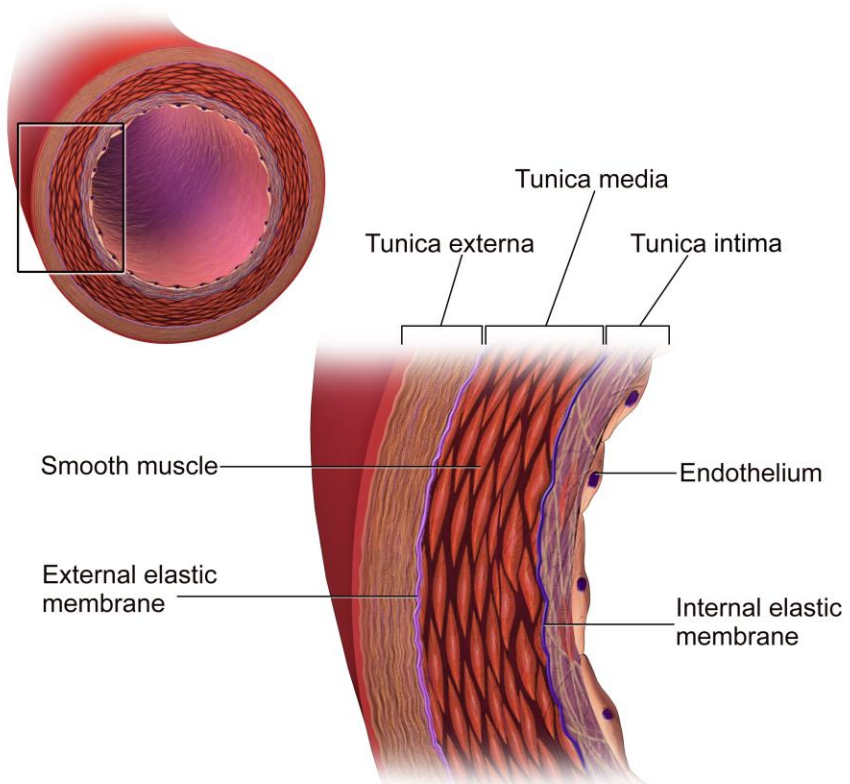


**Mikrospirál**

Áramlásmódosító  
sztent



## The Structure of an Artery Wall








# Modellezési lehetőségek

- Numerikus módszer?
- Turbulencia modellezés
- Mesterséges/realisztikus geometria?
- Generikus/beteg-specifikus peremfeltételek?
- A vér newtoni/nem-newtoni reológia
- Merev fal/mozgó fal?

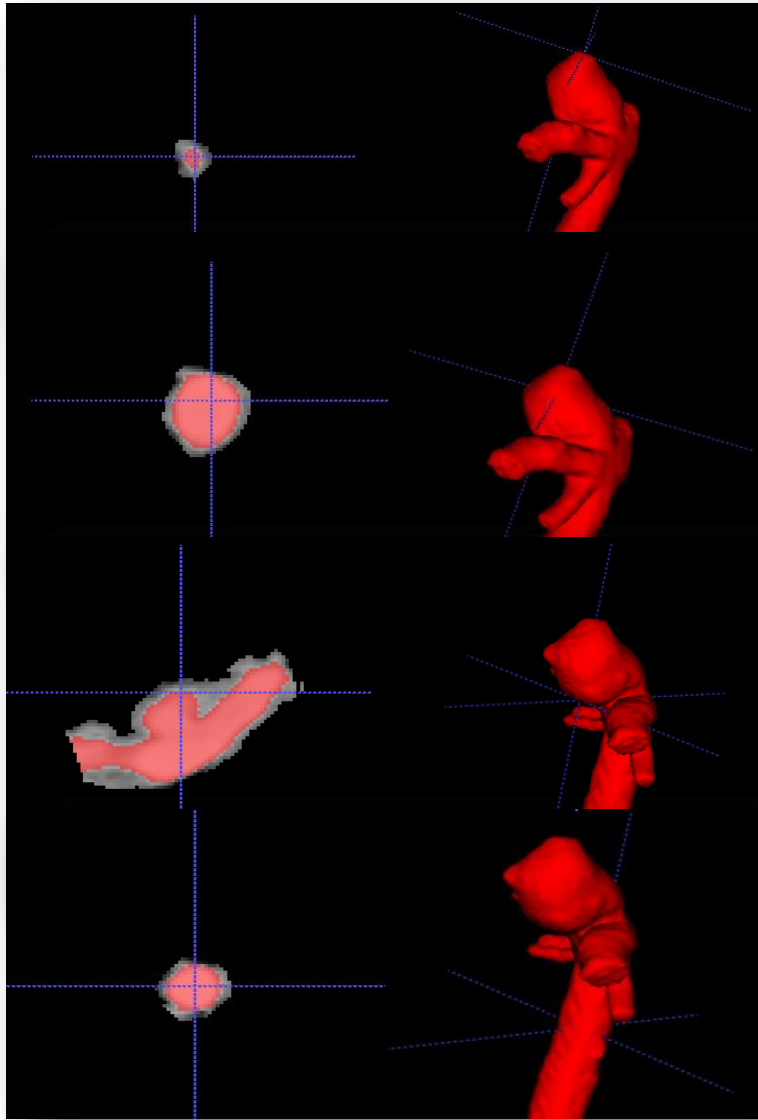


# Numerikus módszerek

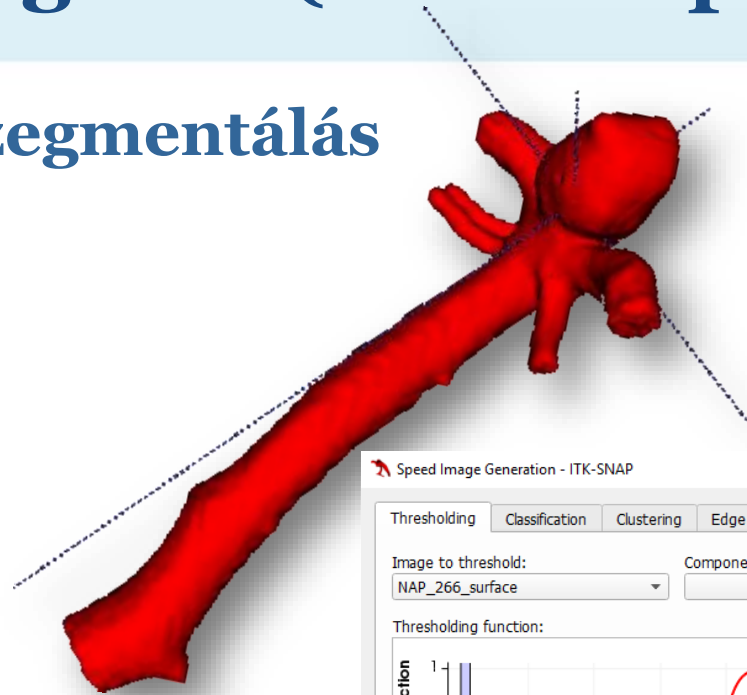
- Véges térfogat módszer (FVM)
  - Sok megoldó: Fluent, CFX, OpenFOAM, StarCCM, ...
- Véges elem módszer (FEM) + IsoGeometric FEM
  - Még nem elterjedt az áramlástanban (DE LESZ)
  - FEniCS project  FENICS PROJECT
- Smooth particle Hydrodynamics (SPH)
  - Xflow, PANORMUS-SPH
- Lattice – Boltzmann Method (LBM)
  - Palabos, SailFish, OpenLB
- Dedikált szoftverek



# Orvosi képfeldolgozás (ITK-Snap)



## Szegmentálás



Speed Image Generation - ITK-SNAP

Thresholding Classification Clustering Edge Attraction

Image to threshold: NAP\_266\_surface Component:

Thresholding function:

Lower threshold: 969.0

Upper threshold: 2493.0

Smoothness: 4.10

Threshold direction:

- Two-sided
- Lower only
- Upper only

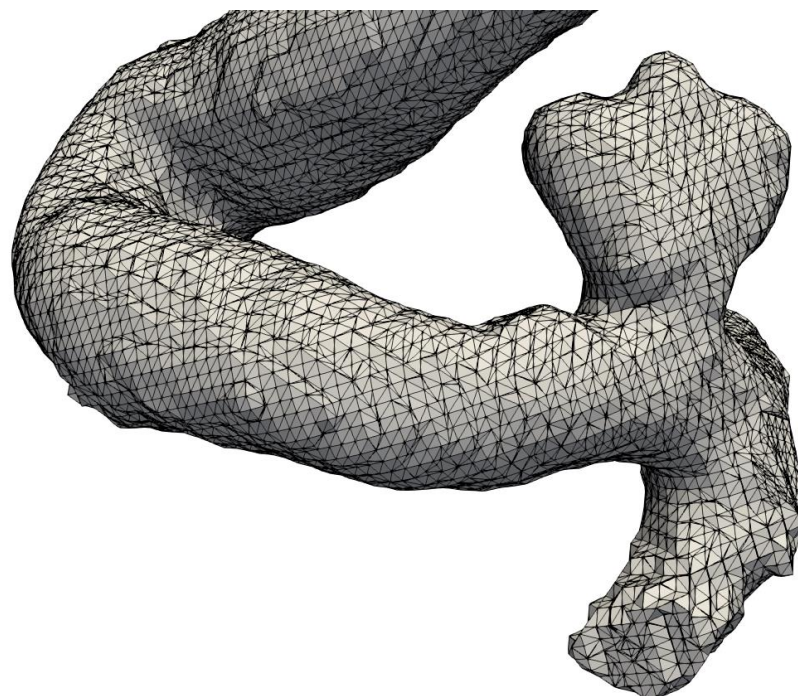
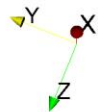
Live Preview

Close





# Felületsimítás (MeshLab)

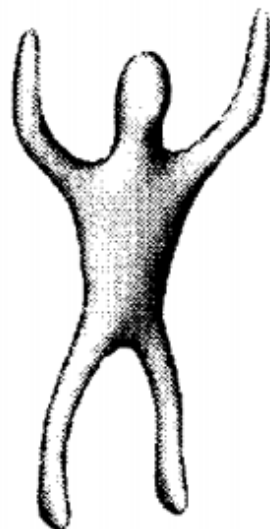




# Felületsimítás (MeshLab)



A



B

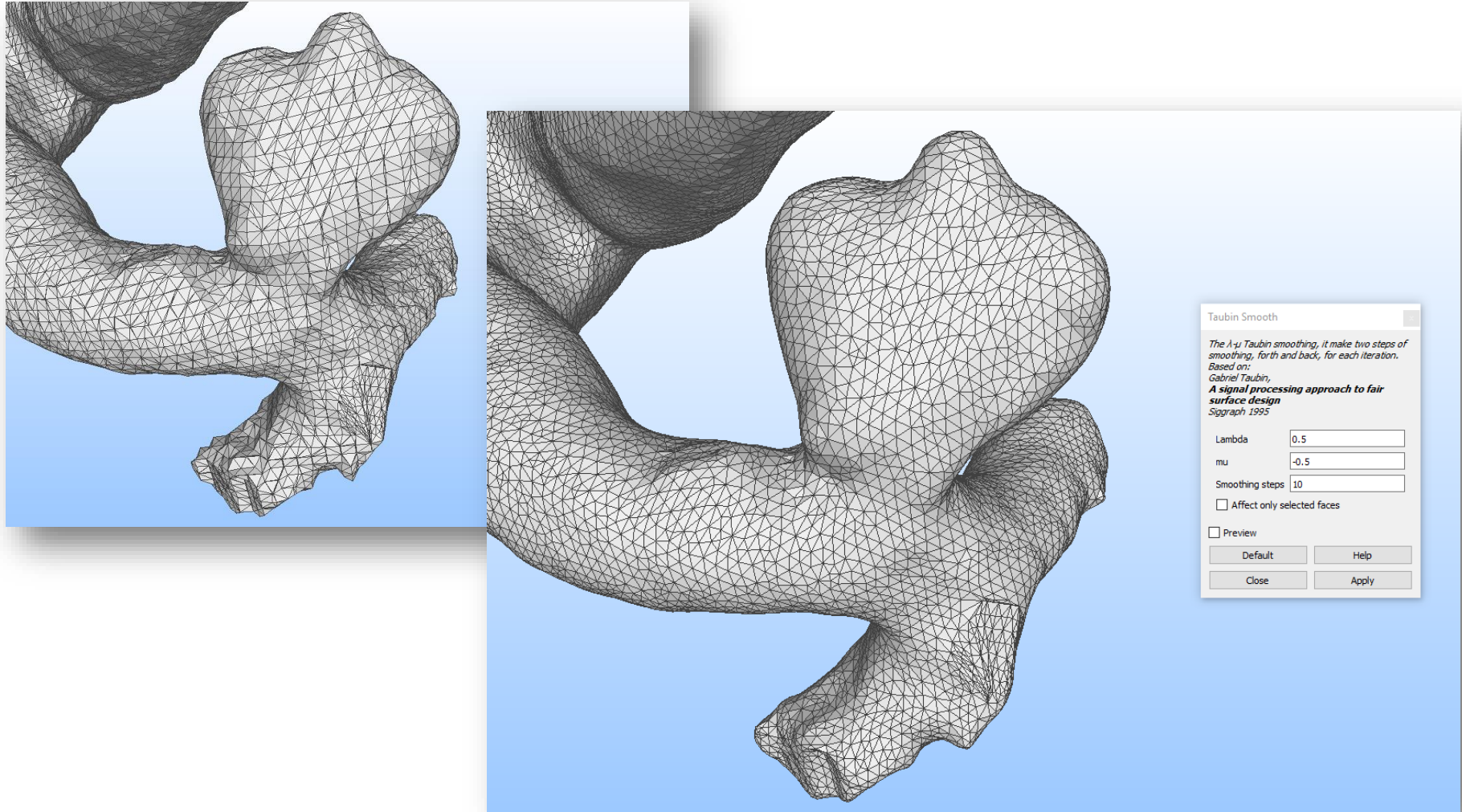


C

*Taubin et al. 1995*

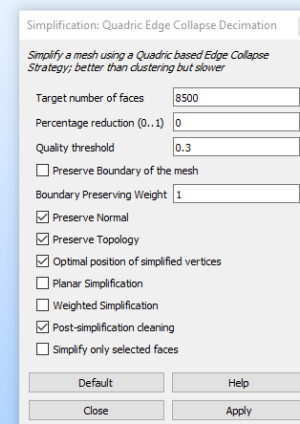
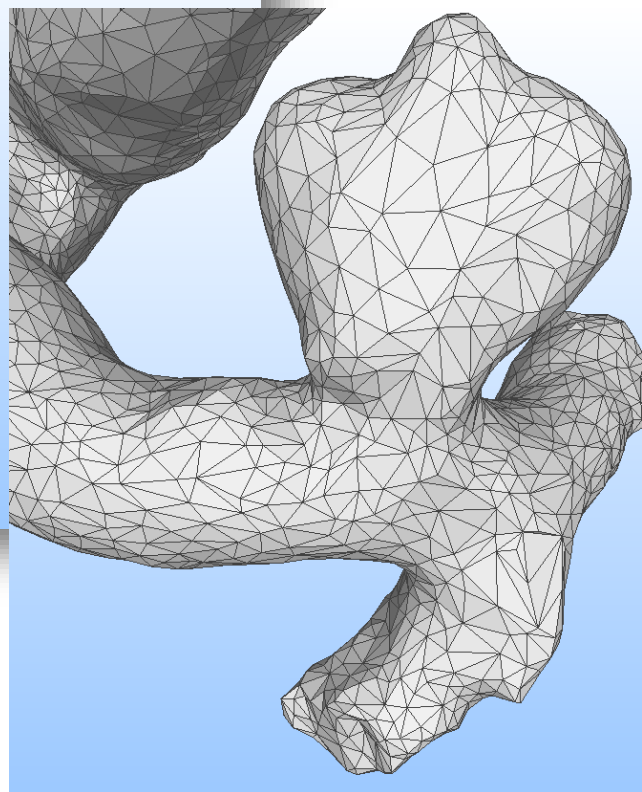
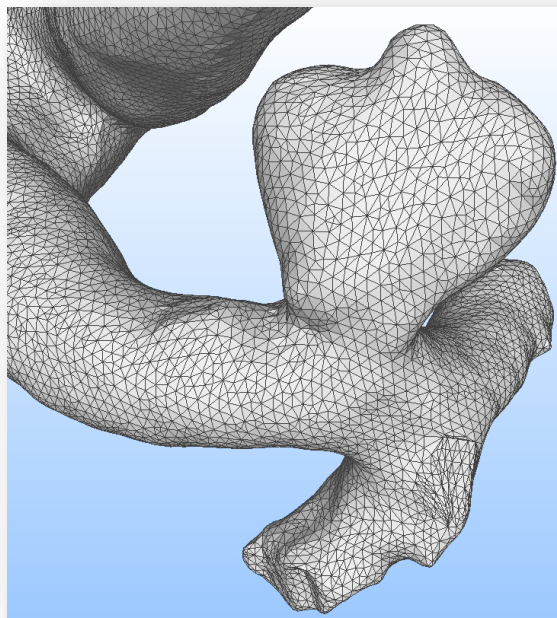


# Felületsimítás (MeshLab)





# Felületsimítás (MeshLab)

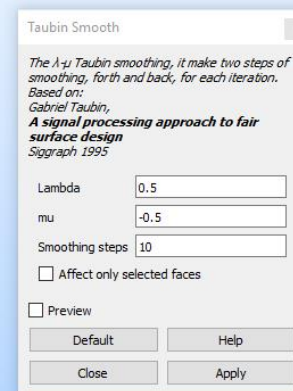
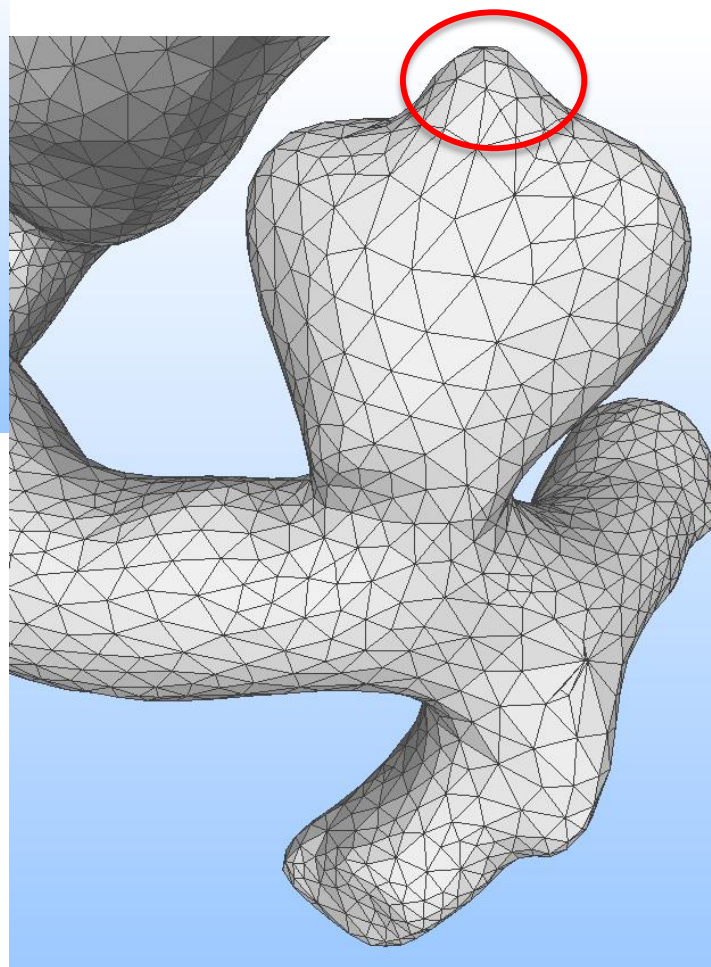
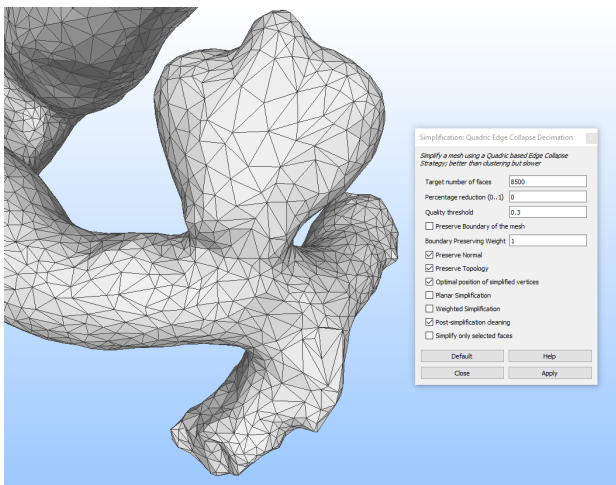


**30000  
felületről  
8500 - ra**



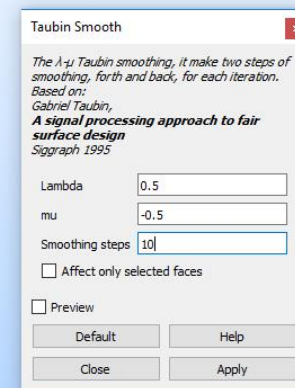
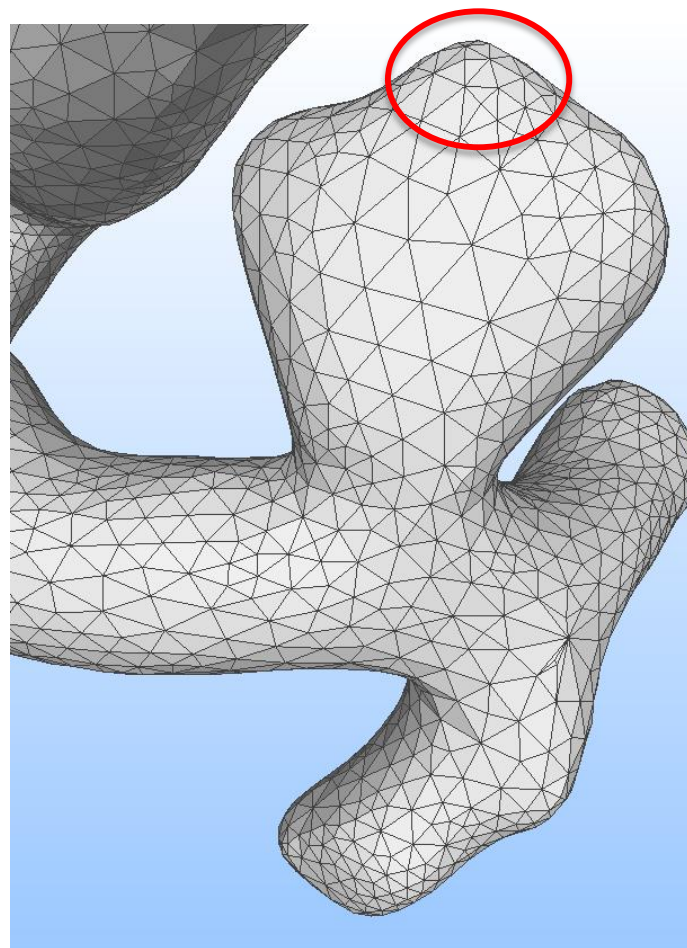
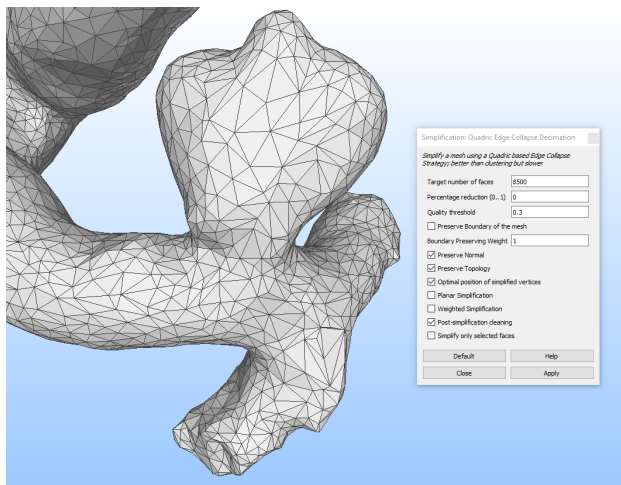


# Felületsimítás (MeshLab)





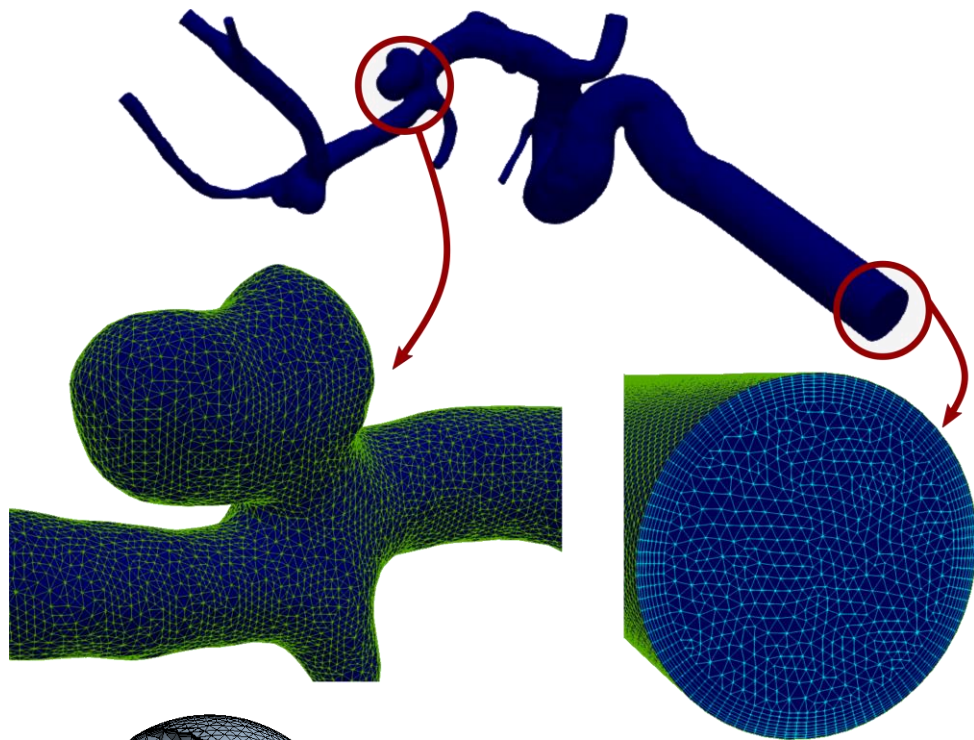
# Felületsimítás (MeshLab)



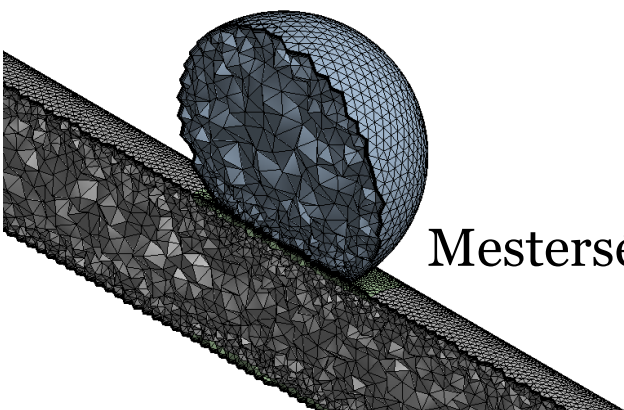
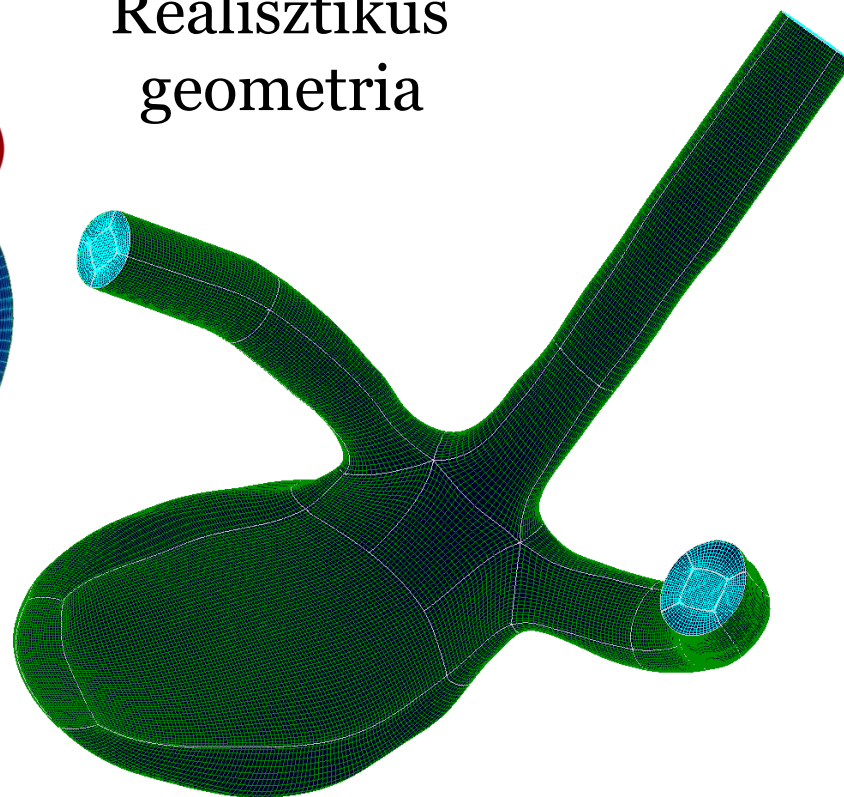




# Numerikus hálózás



Realisztikus geometria



Mesterséges geometria

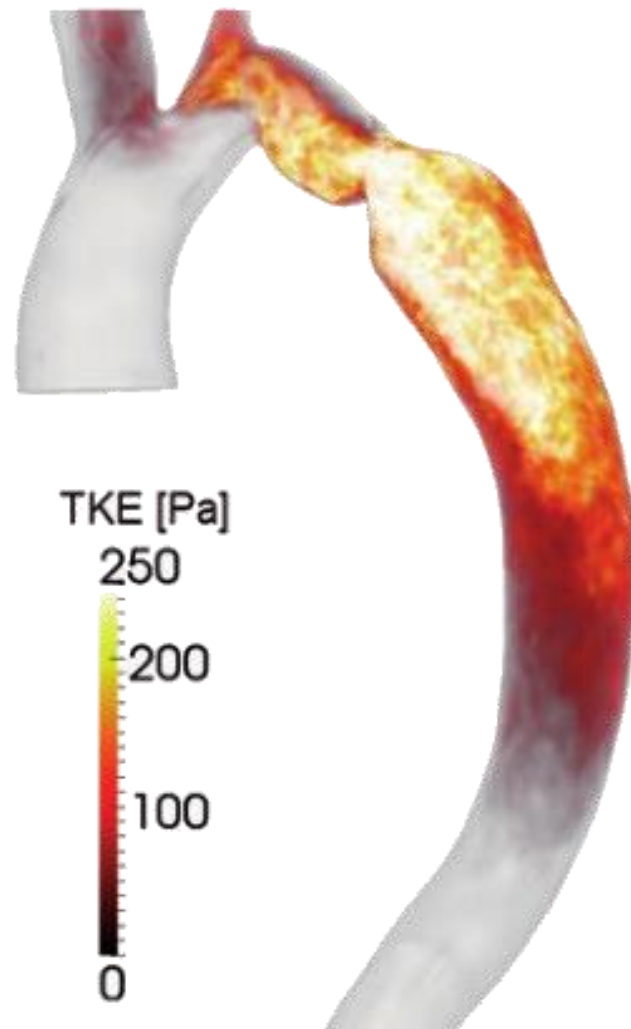
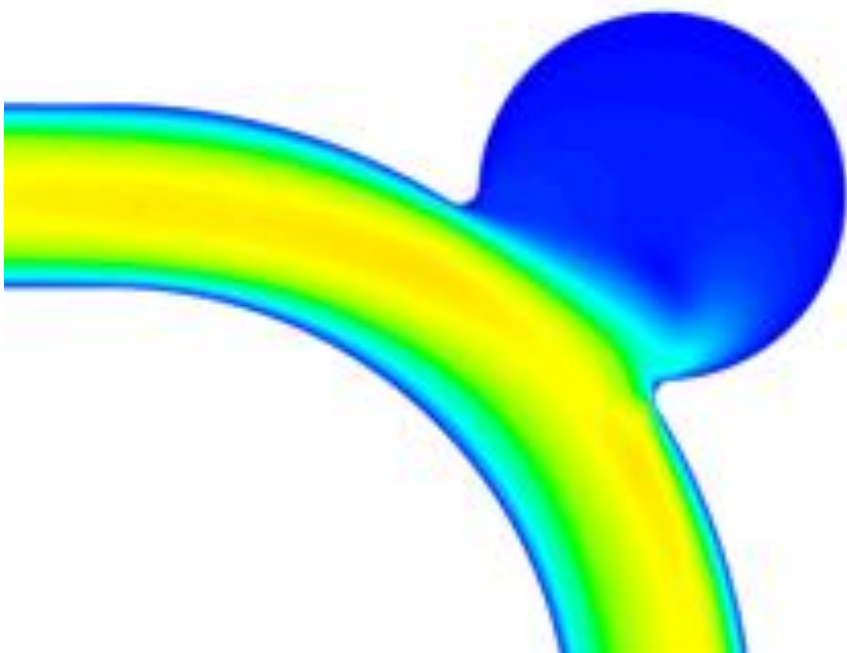


# Turbulencia kérdése?

Artériák  $\text{Ød} < 10 \text{ mm}$  Nem

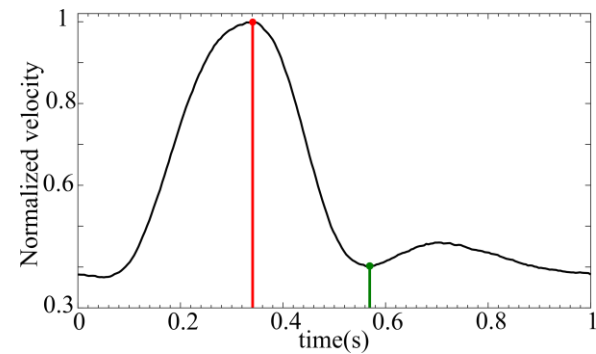
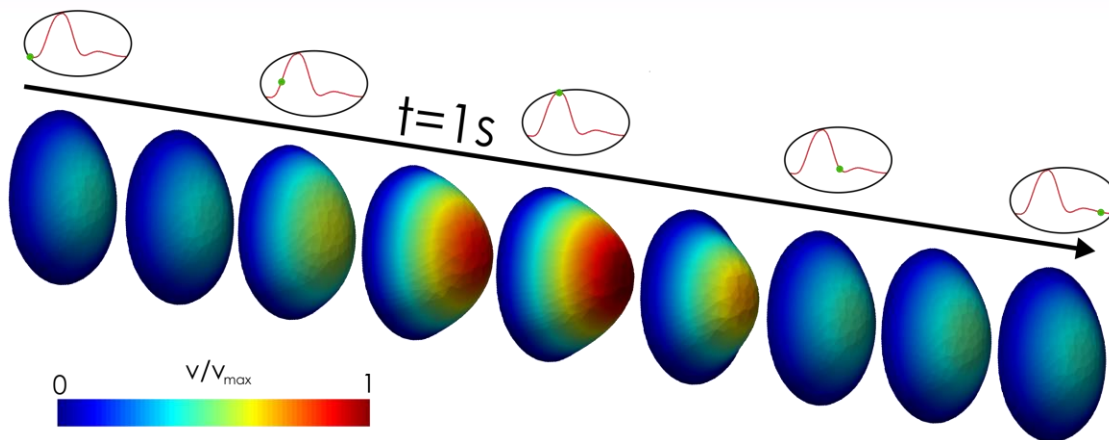
Aorta  $\text{Ød} > 10 \text{ mm}$  Igen?

Agyi aneurizma





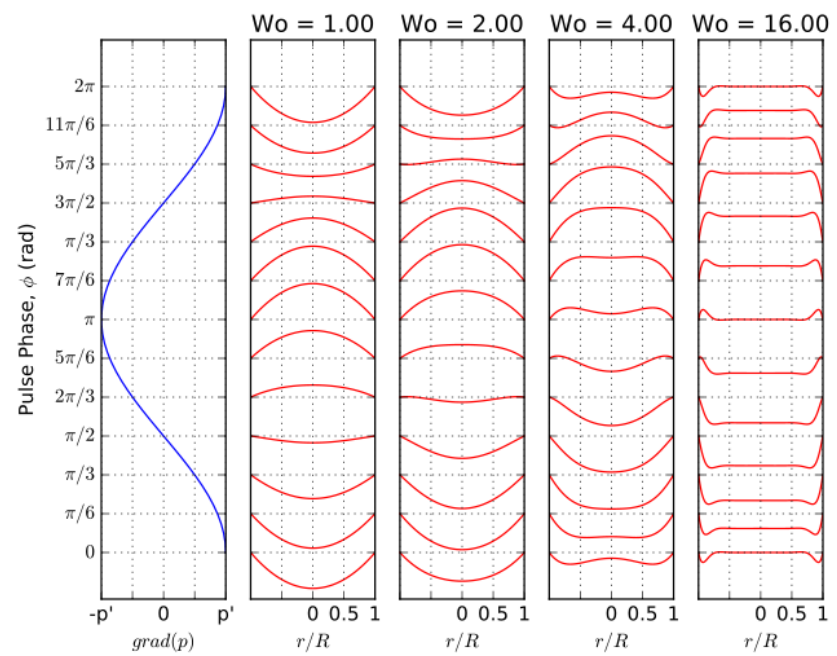
# Peremfeltételek



$$u(r,t) = \frac{2q_0}{\pi R^2} \left[ 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 \right] + \sum_{n=1}^N \frac{q_n}{\pi R^2} \left[ \frac{1 - \frac{J_0(\beta_n r/R)}{J_0(\beta_n)}}{\frac{2J_1(\beta_n)}{\beta_n J_0(\beta_n)}} \right] e^{in\omega t}$$

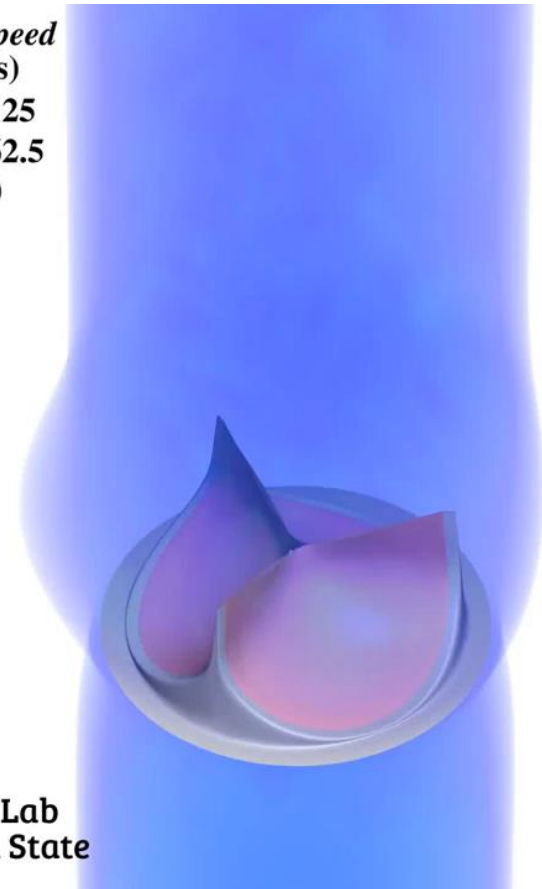
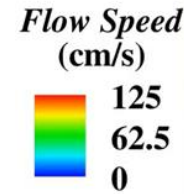
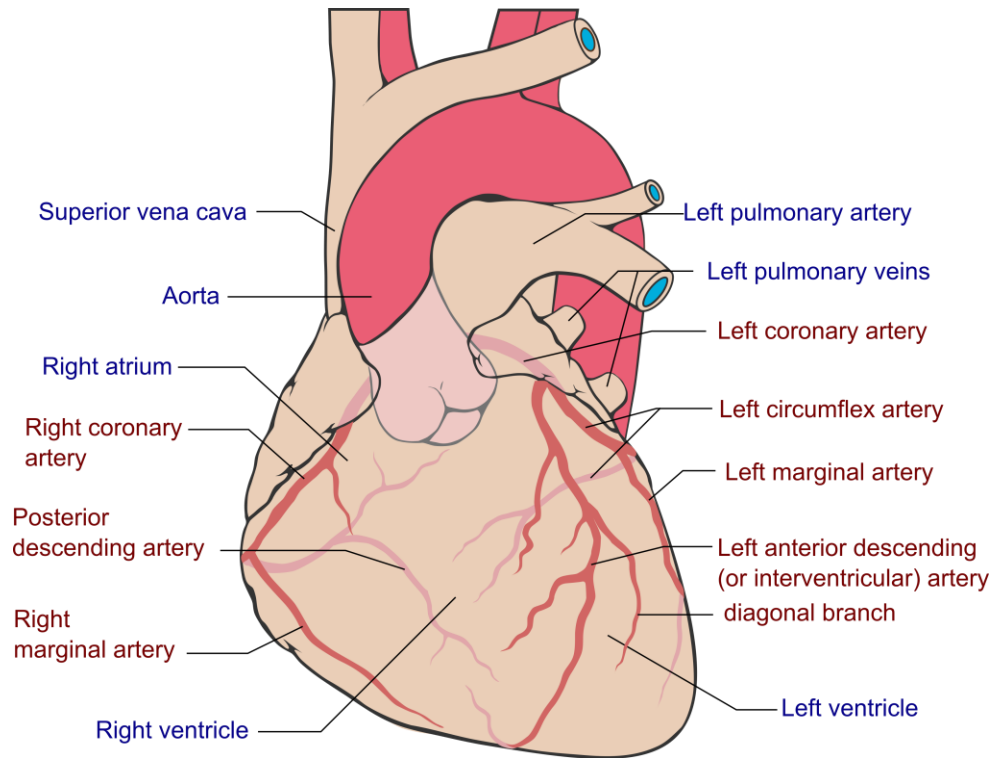
$$\beta_n = i^{3/2} R \sqrt{\frac{n\omega}{\nu}} = i^{3/2} \sqrt{n\alpha}$$

$\alpha$  - Wommersly szám





# Fluid Structure Interaction (FSI)

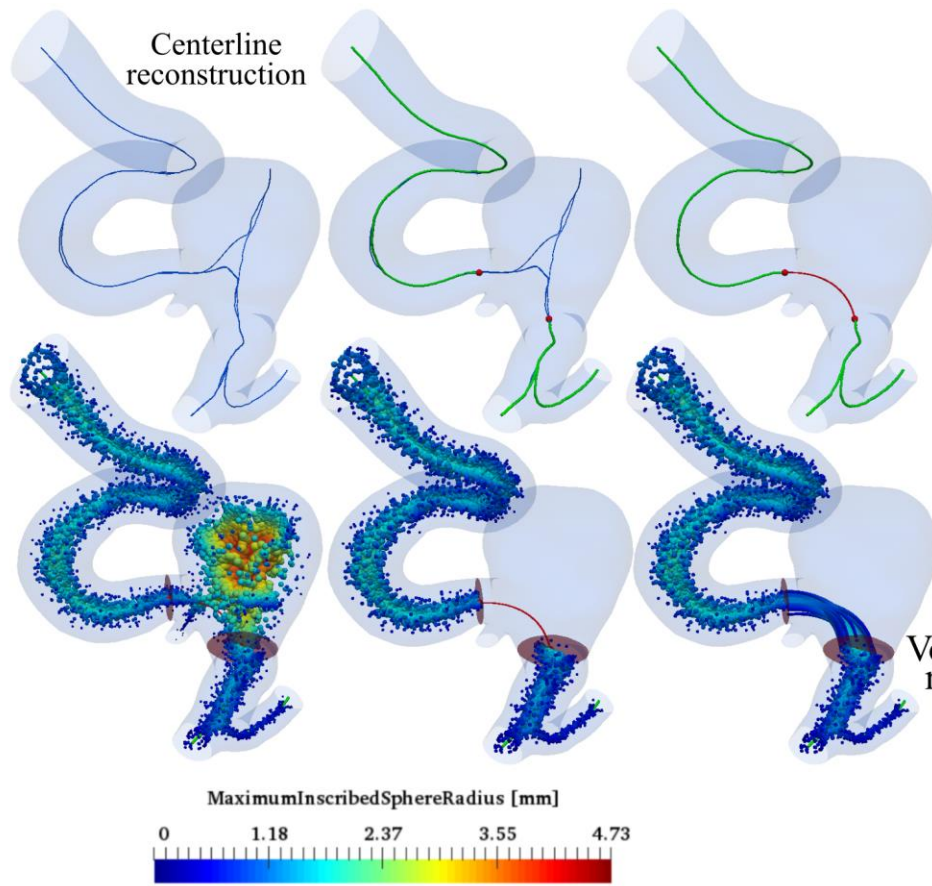


Hsu, MC., Kamensky, D., Xu, F. et al. Comput Mech (2015)

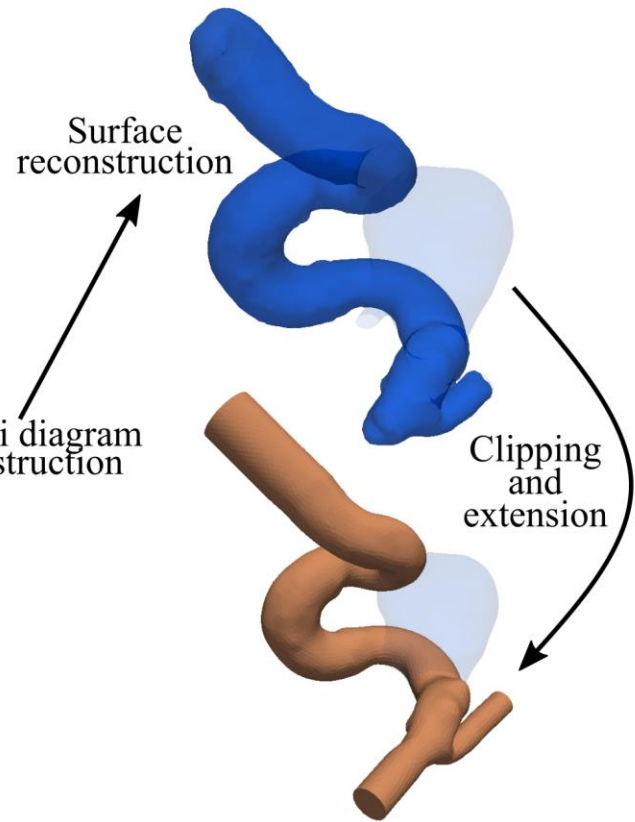




# Alkalmazás

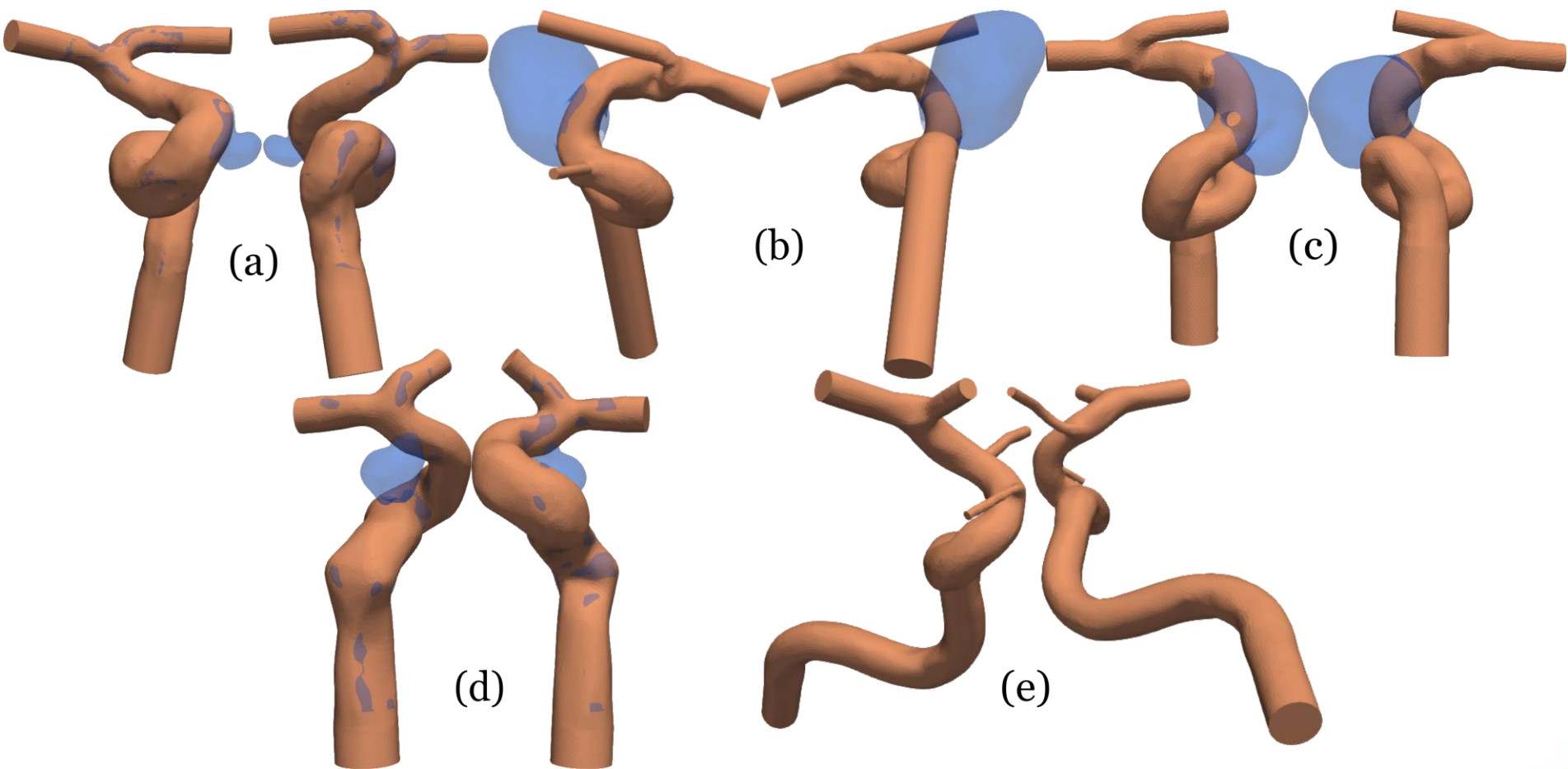


**Szekunder áramlások szerepe oldalfal aneurizmák kialakulási folyamatában**



Ford et al. 2009 munkája alapján

- Felhasznált geometriák

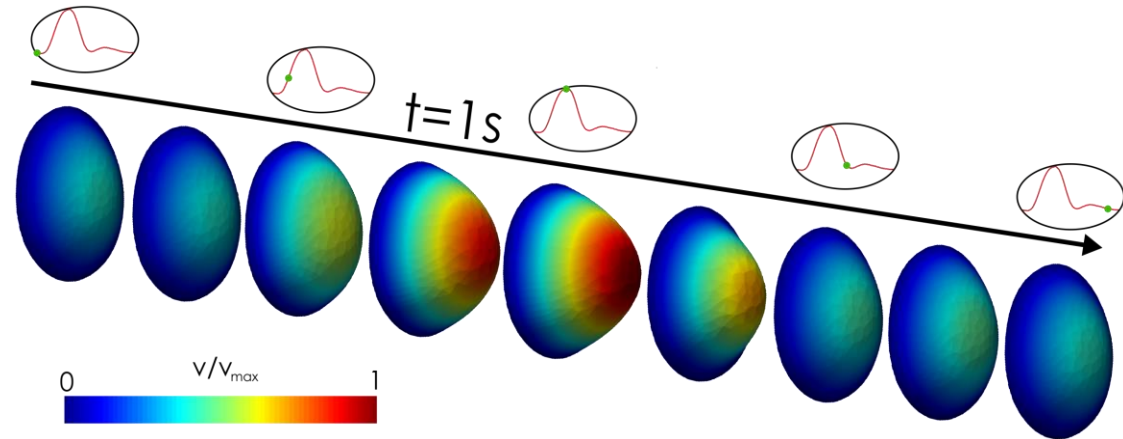






# Peremfeltételek

- Tranziens számítás
- Merev fal
- Newtoni reologia
- 1M numerikus cella
- Három szív ciklus

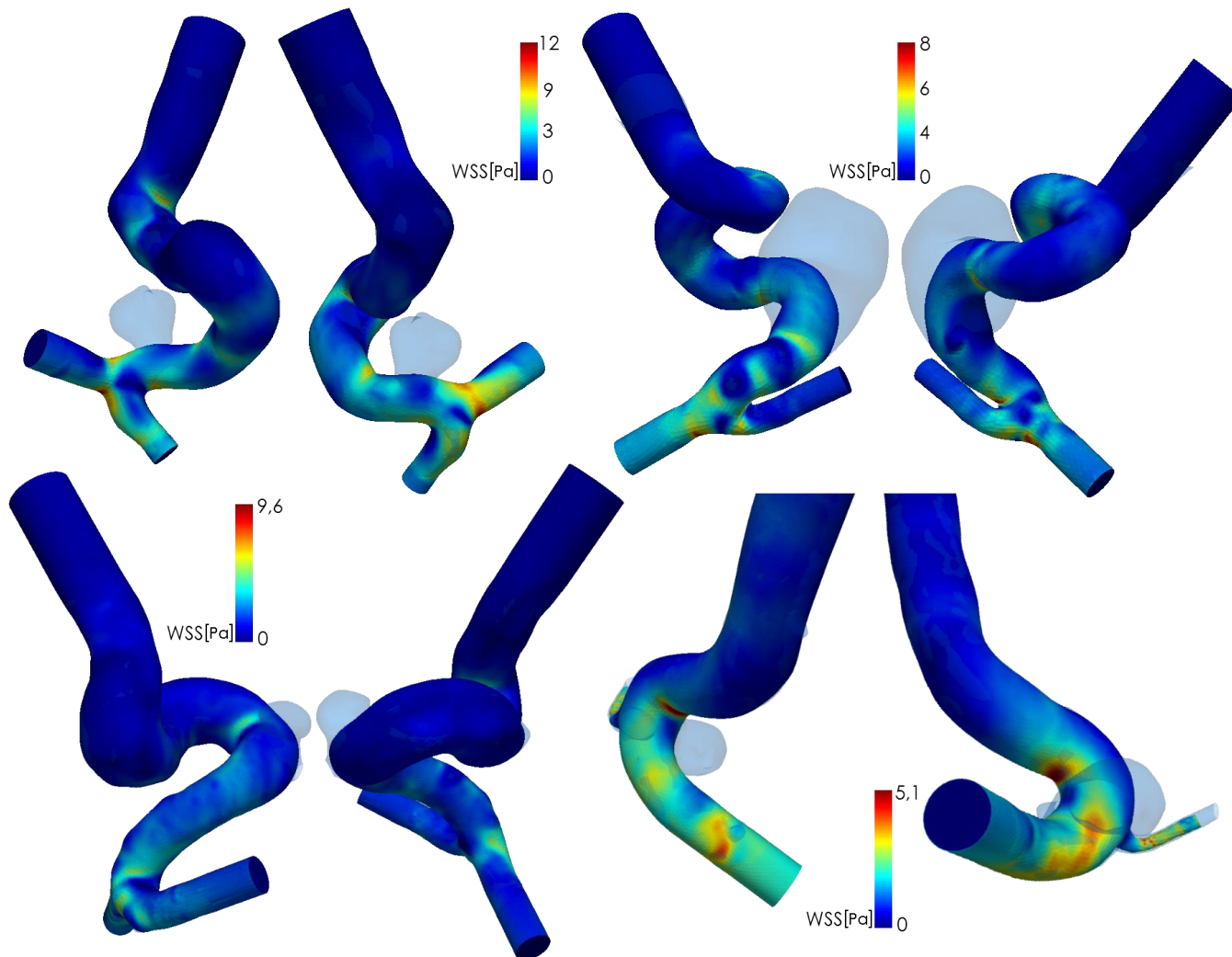


- Eredmények az utolsó alapján
- Peremfeltételek
  - Bemenet: időfüggő parabola sebesség profil
    - $Re = 450$  – lamináris megközelítés (nincs turbulencia modellezés)
  - Kimenet: konstans nyomás (0 Pa)



# Fali csúsztatófeszültség

**Ez sajnos  
még  
kevés!**





# Fali csúszatófeszültségek bizonytalansága

- Képképző rendszer pontossága
  - Szegmentálás pontossága
  - Feldolgozás szubjektivitása
  - **Simítás hatása**



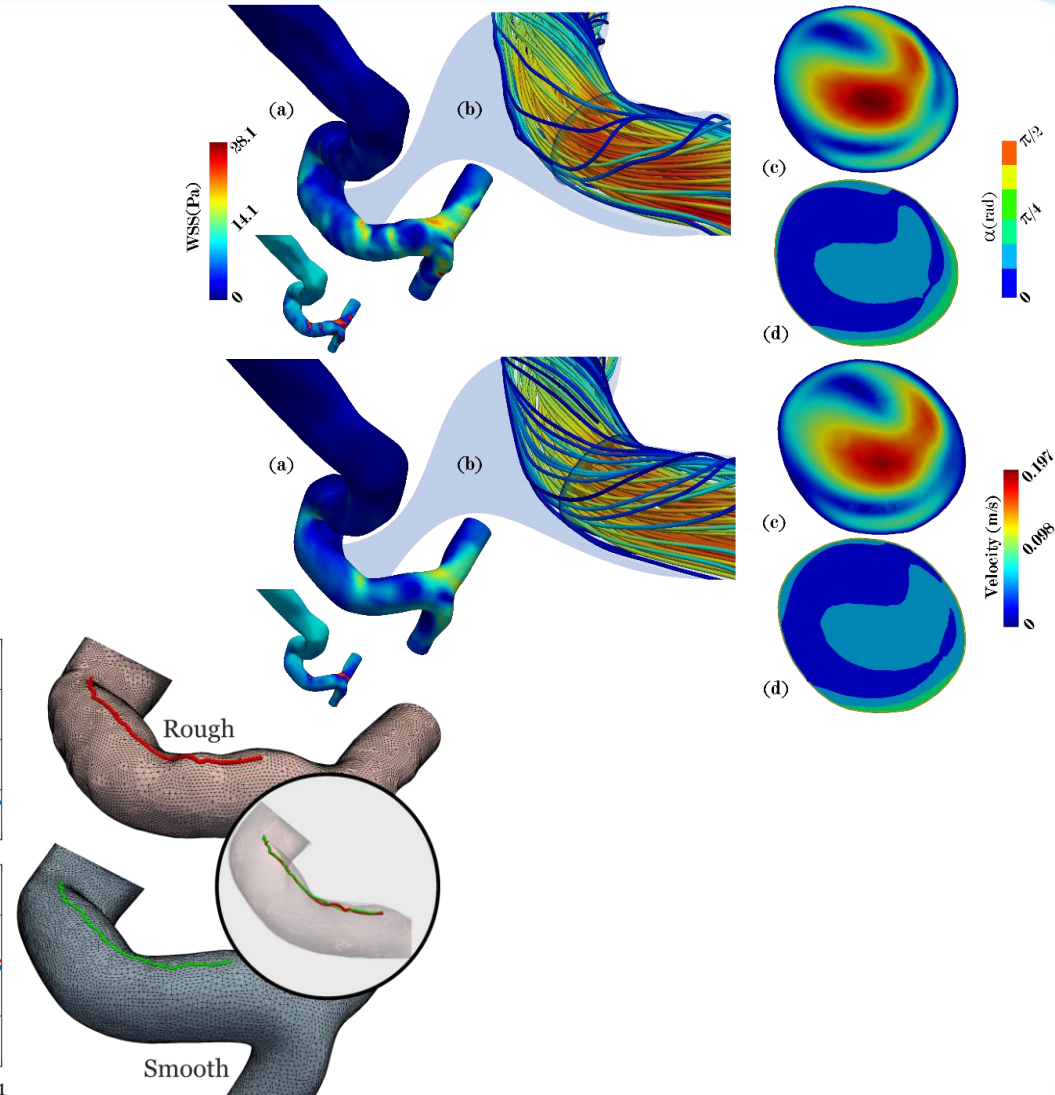
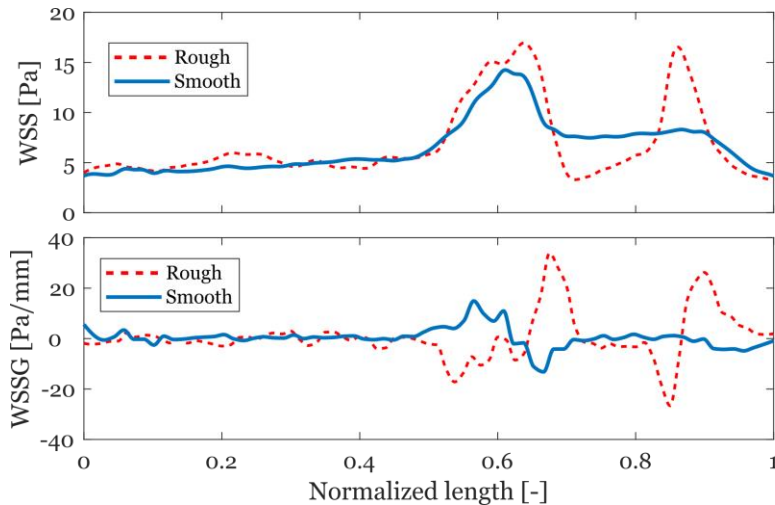
**Eltérő eredmények az irodalomban!**



**Sebességtér kiértékelése**

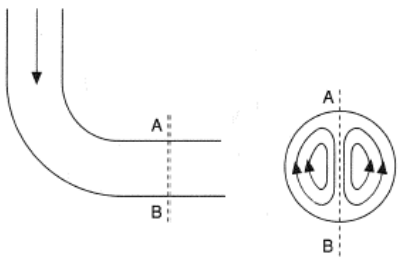


**Numerikus robusztusság**

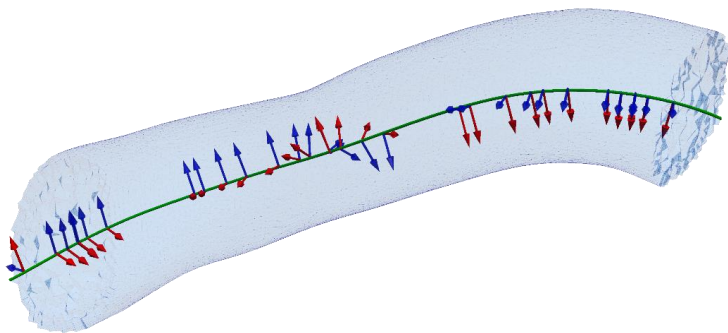
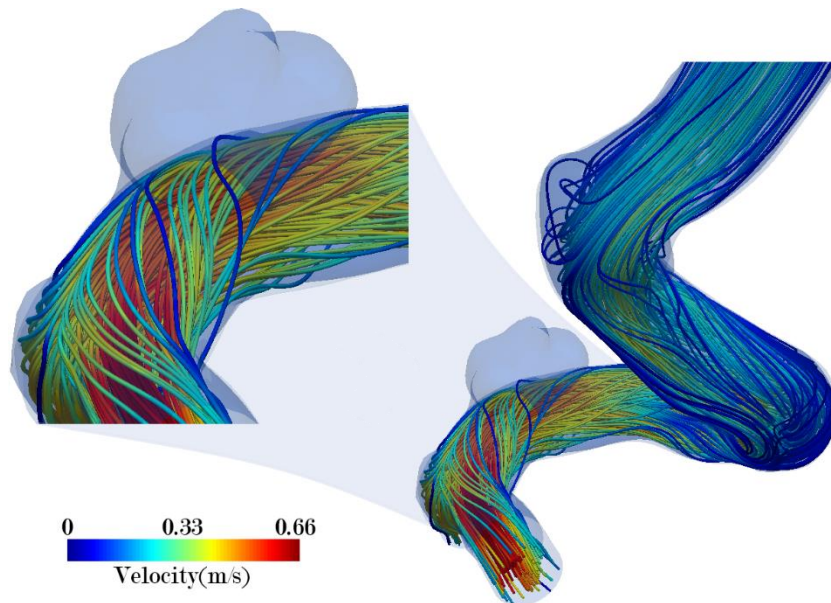




# Másodlagos áramlások



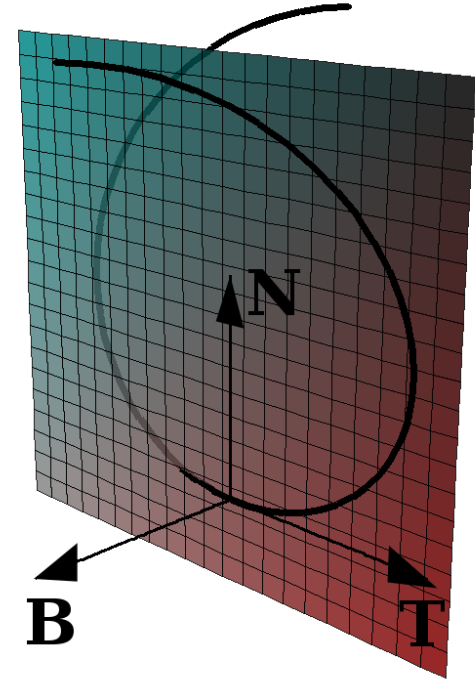
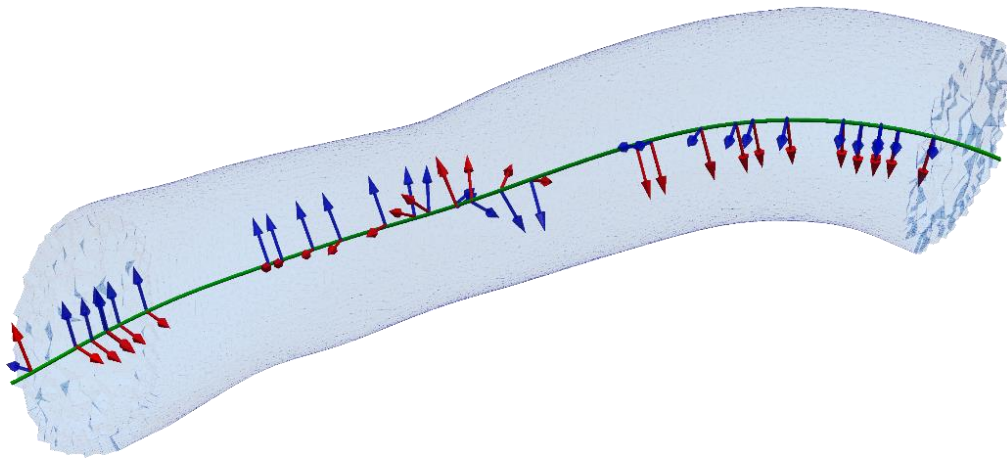
- Tekervényes ér topológia
- Erős helikális áramlás a fal mellett a későbbi aneurizma helyén



- Főáramlás iránya
- Lokális Frenet metszetek



# Sebesség komponensre bontás



$$V_{ratio} = \frac{V_{Secondary}}{V_{Bulk}} = \frac{V - (V \cdot Fr_T) Fr_T}{(V \cdot Fr_T) Fr_T}$$





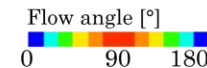
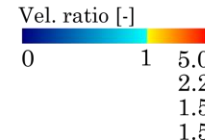
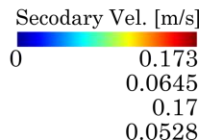
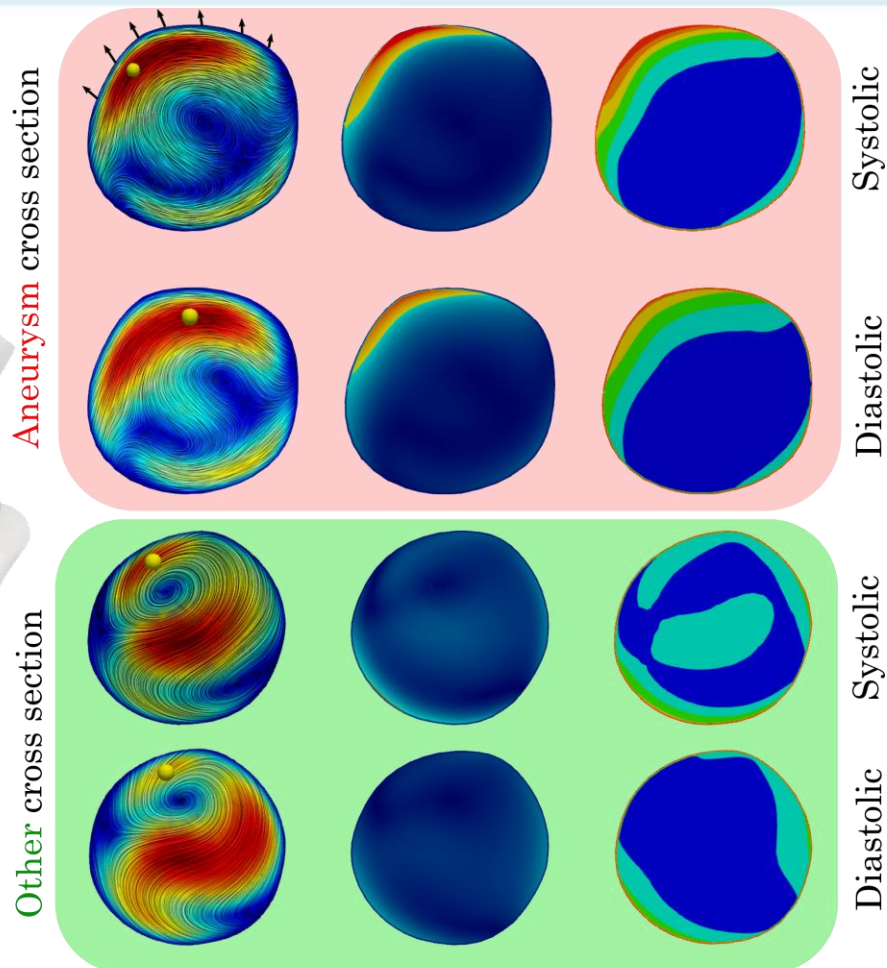
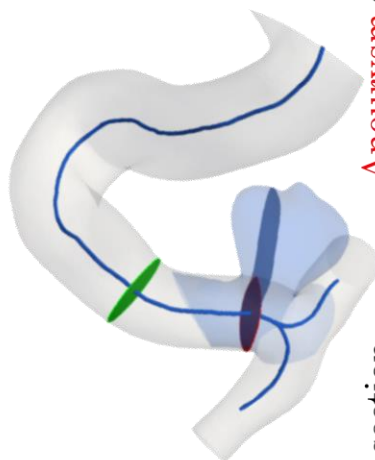
# Másodlagos áramlások

Szekunder sebességek megemelkedése a fal mellett

Megemelkedett helikális szög ( $\alpha$ )



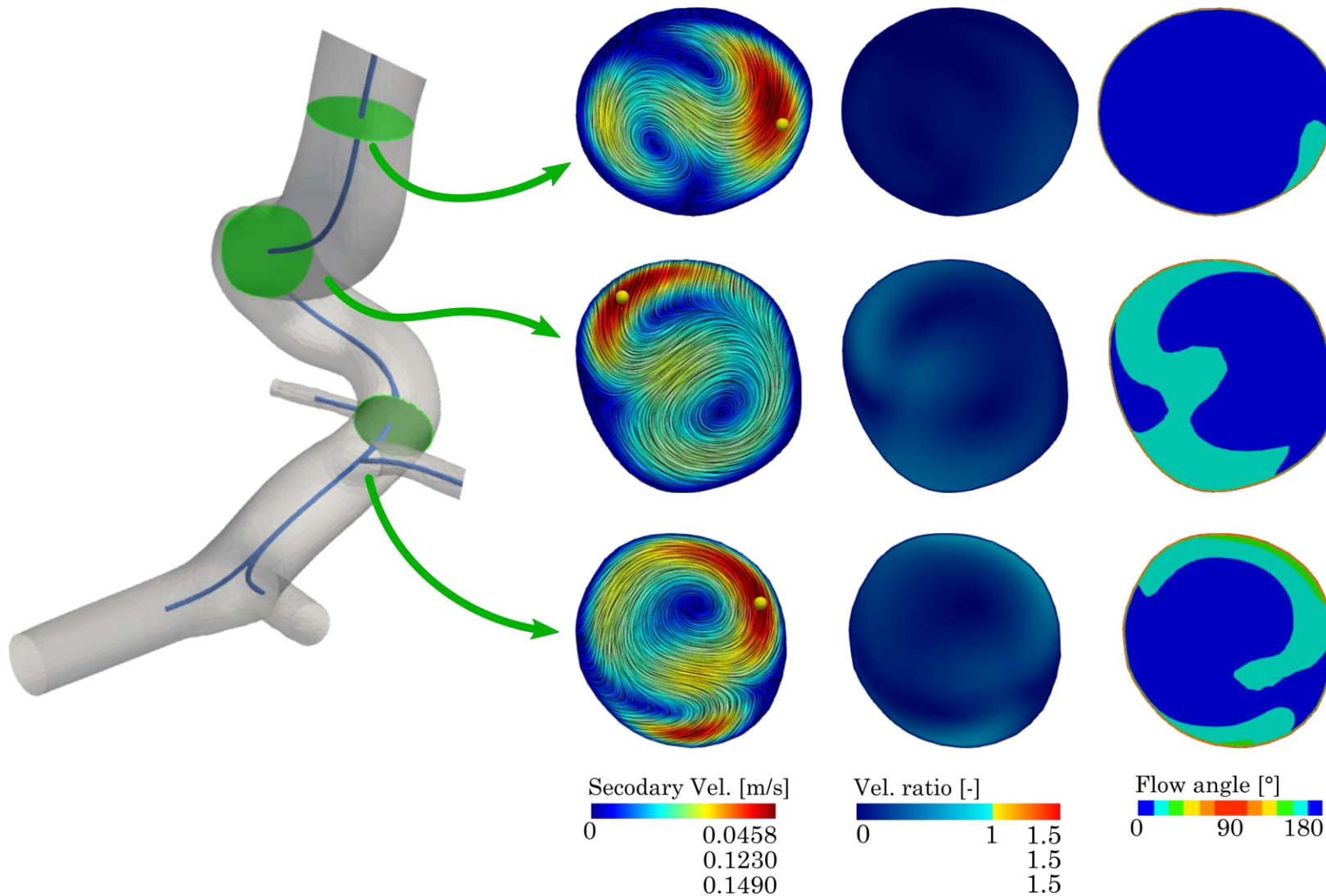
Időben és térben változó igénybevétel az érfalon!







# Egészséges érszakasz más keresztmetszetei





# Eredmények

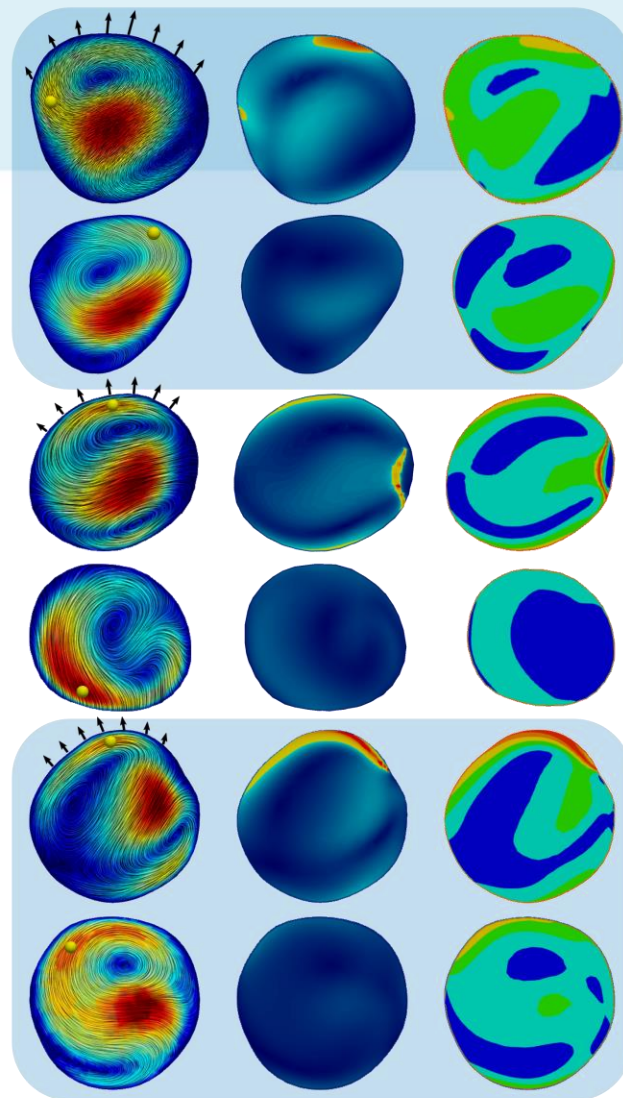
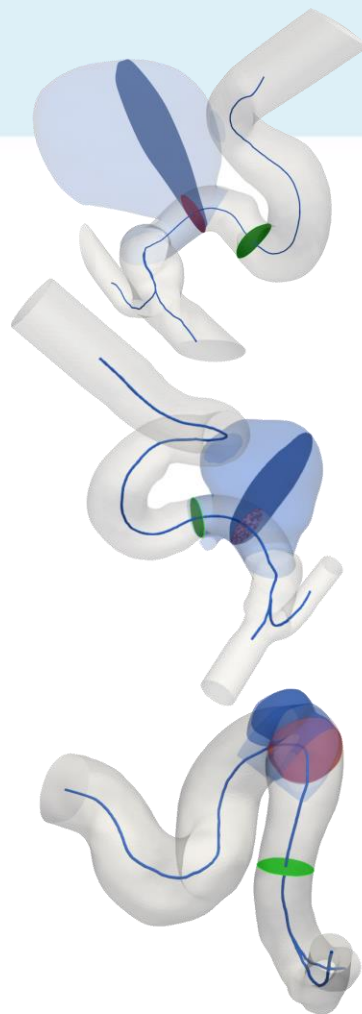
Aneurizma helyének  
és irányultságának  
előrejelzése



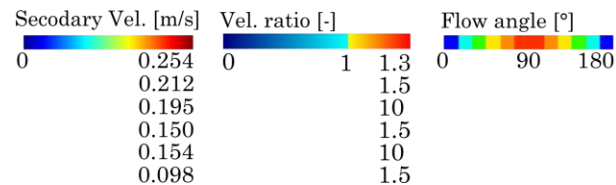
Nagy szekunder sebesség

+

Megemelkedett  
helikalitás szög



A. plane O. plane A. plane O. plane A. plane O. plane





# Konklúzió

- Felületi normálisok felhasználásával származtatott mennyiségek (**WSS, OSI, SWSSG, GON**) esetleg félrevezető eredményeket adnak a feldolgozás folyamatának bizonytalanságai miatt.
- Sebességtér vizsgálata numerikusan robosztusabb, mivel nem függ kisebb felületi alaksajátosságoktól, tisztán az érszakasz topológiája határozza meg.
- Az eredmények alapján úgy tűnik, hogy a helyek ahol a szekunder áramlások és az áramlás főirányával bezárt szögek együttesen magasak, a lokálisan megváltozott áramlási viszonyok miatt aneurizma kialakulás valószínűsíthető.



# Kérdések

- Írja fel a Frenet metszetek jellegzetes irányait és adja meg a lokálisan definiált sebesség arány képletét!
- Miért jobban megbízhatóak a sebességtérre vissza vezethető megállapítások a csúsztatófeszültségre visszavezethetőeknél a beteg-specifikus geometriák számításában?



**Köszönöm a figyelmet!**

