

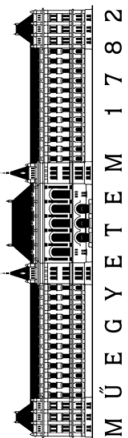
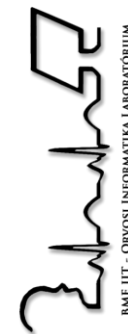
# INFORMATIKAI ALKALMAZÁSOK AZ ORVOSI GYAKORLATBAN

---

Bevezető és kedvcsináló előadás a témalaboratóriumi feladatokhoz

Benyó Balázs, Szlávecz Ákos

[bbenyo@iit.bme.hu](mailto:bbenyo@iit.bme.hu), [szlavecz@iit.bme.hu](mailto:szlavecz@iit.bme.hu)



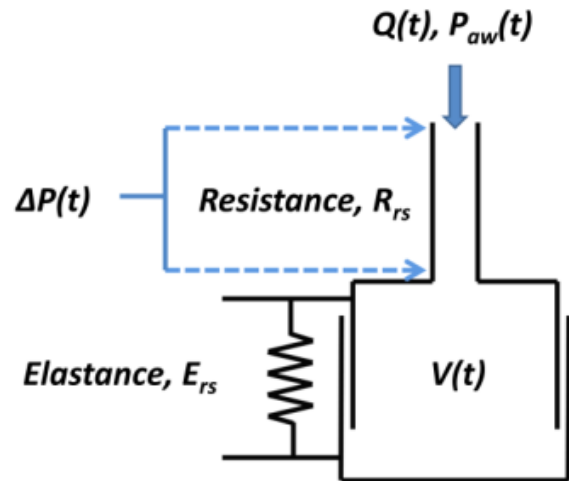
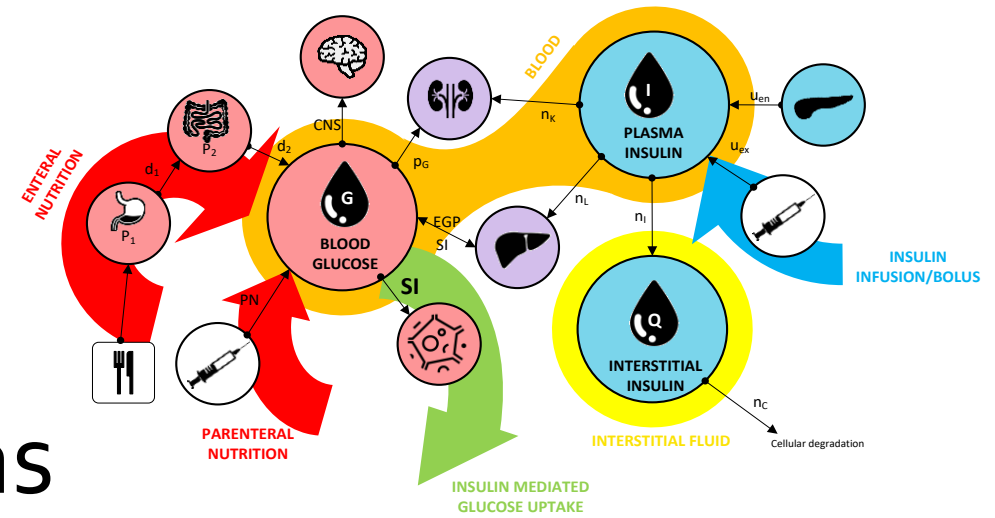
# MODELL ALAPÚ DIAGNOSZTIKAI ÉS TERÁPIÁS MÓDSZEREK AZ INTENZÍV TERÁPIÁBAN

---

Modell alapú diagnosztikai és terápiás módszerek

# Intenzív terápiás alkalmazási területek

- Vércukor szabályozás
- Lélegeztetés
- Kardiovaszkuláris ellátás



Continuity equation:

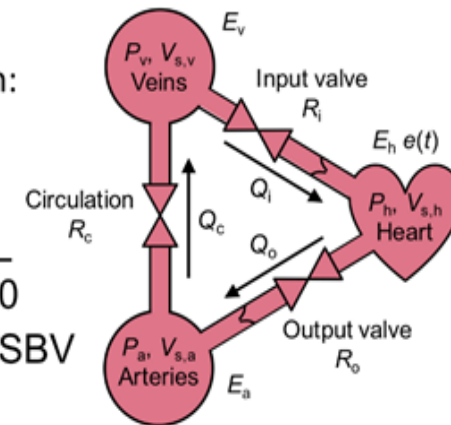
$$\dot{V}_{s,h} = Q_i - Q_o$$

$$\dot{V}_{s,a} = Q_o - Q_c$$

$$\dot{V}_{s,v} = Q_c - Q_i$$

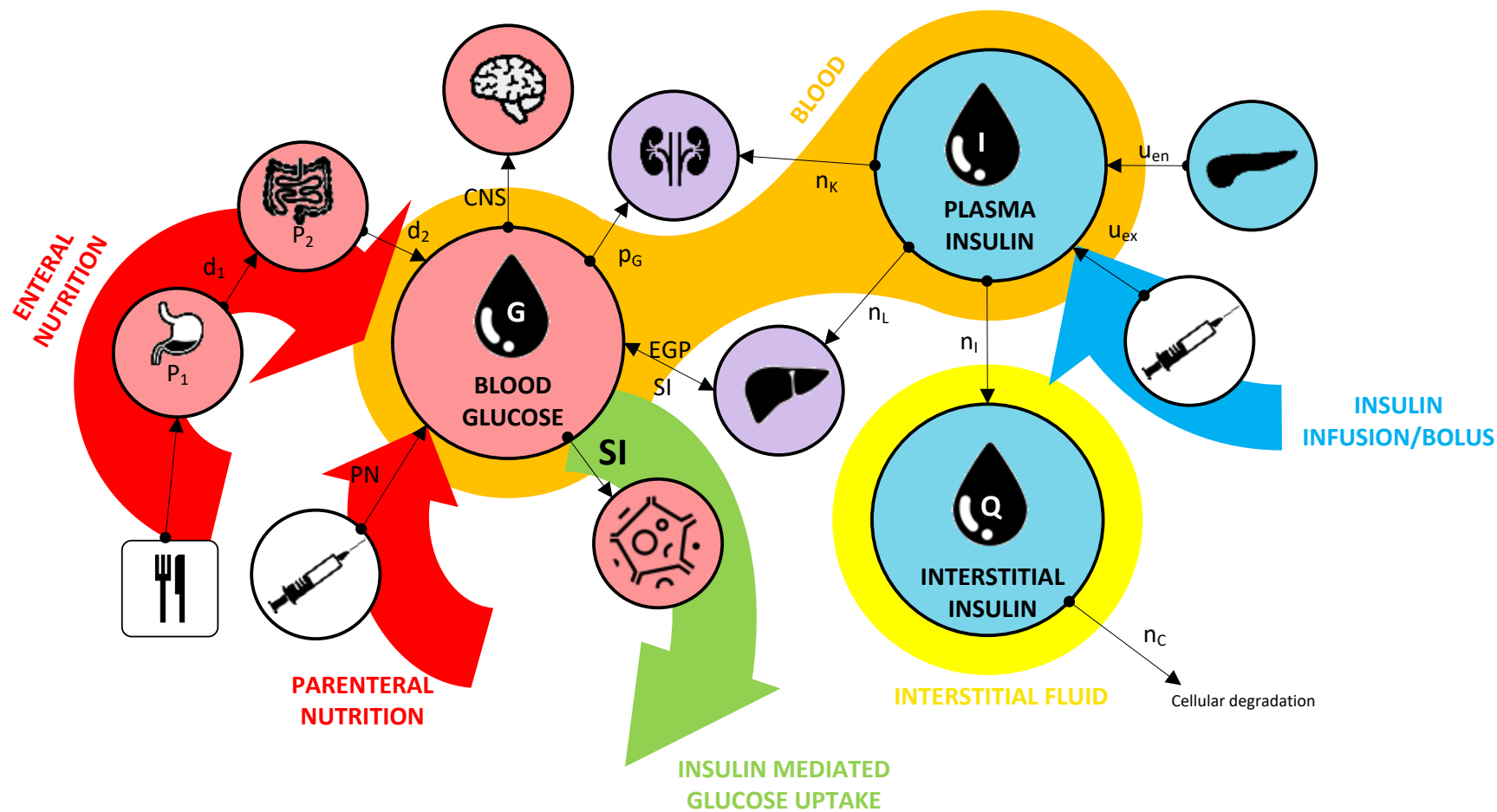
$$\dot{V}_{s,h} + \dot{V}_{s,a} + \dot{V}_{s,v} = 0$$

$$V_{s,h} + V_{s,a} + V_{s,v} = SBV$$



# Fiziológiás folyamatok modellezése

## *Intensive Control Insulin-Nutrition-Glucose (ICING) modell*



# Fiziológiai modell matematikai leírása

$$\dot{G}(t) = -p_G \cdot G(t) - SI(t) \cdot G(t) \frac{Q(t)}{1 + \alpha_G Q(t)} + \frac{P(t) + EGP - CNS}{V_G}$$

$$\dot{Q}(t) = n_I (I(t) - Q(t)) - n_C \frac{Q(t)}{1 + \alpha_G Q(t)}$$

$$\dot{I}(t) = n_K \cdot I(t) - n_L \frac{I(t)}{1 + \alpha_I I(t)} - n_I (I(t) - Q(t)) + \frac{u_{ex}(t)}{V_I} + (1 - x_L) \frac{u_{en}(I)}{V_I}$$

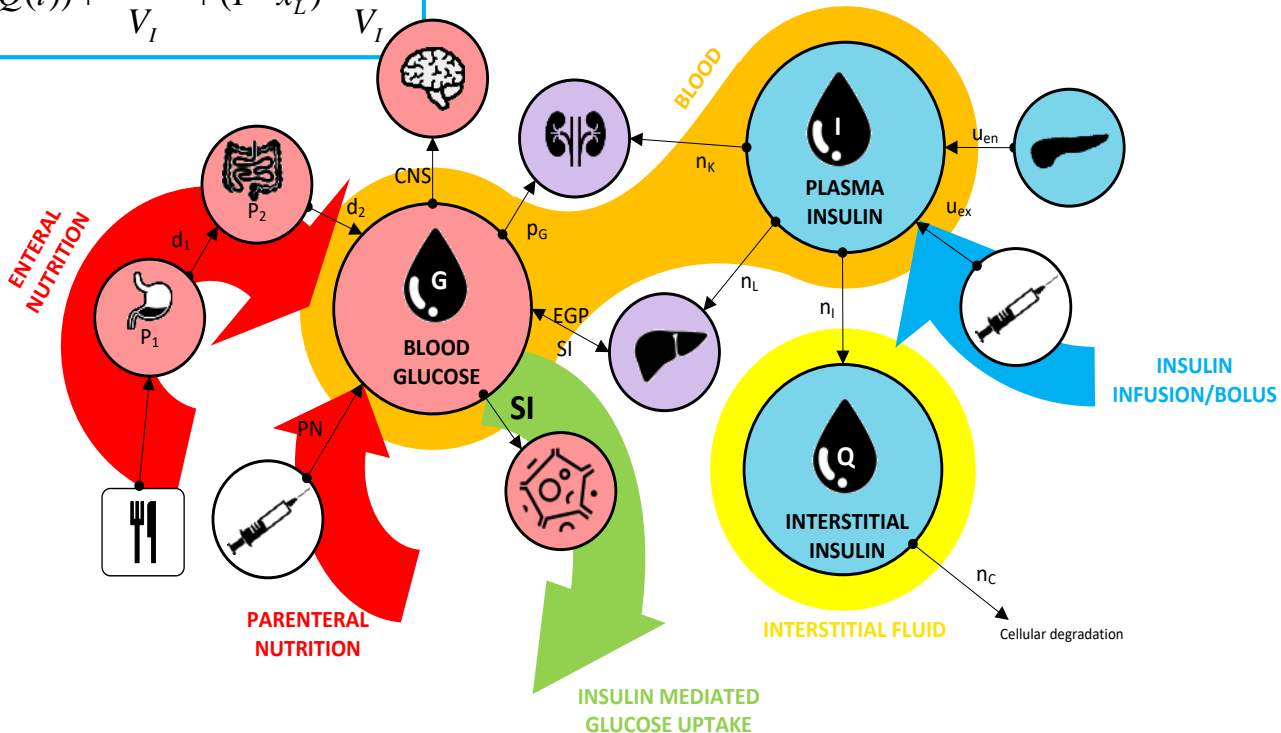
$$P(t) = \min(d_2 \cdot P2, P_{max}) + PN(t)$$

$$\dot{P1}(t) = -d_1 \cdot P1 + D(t)$$

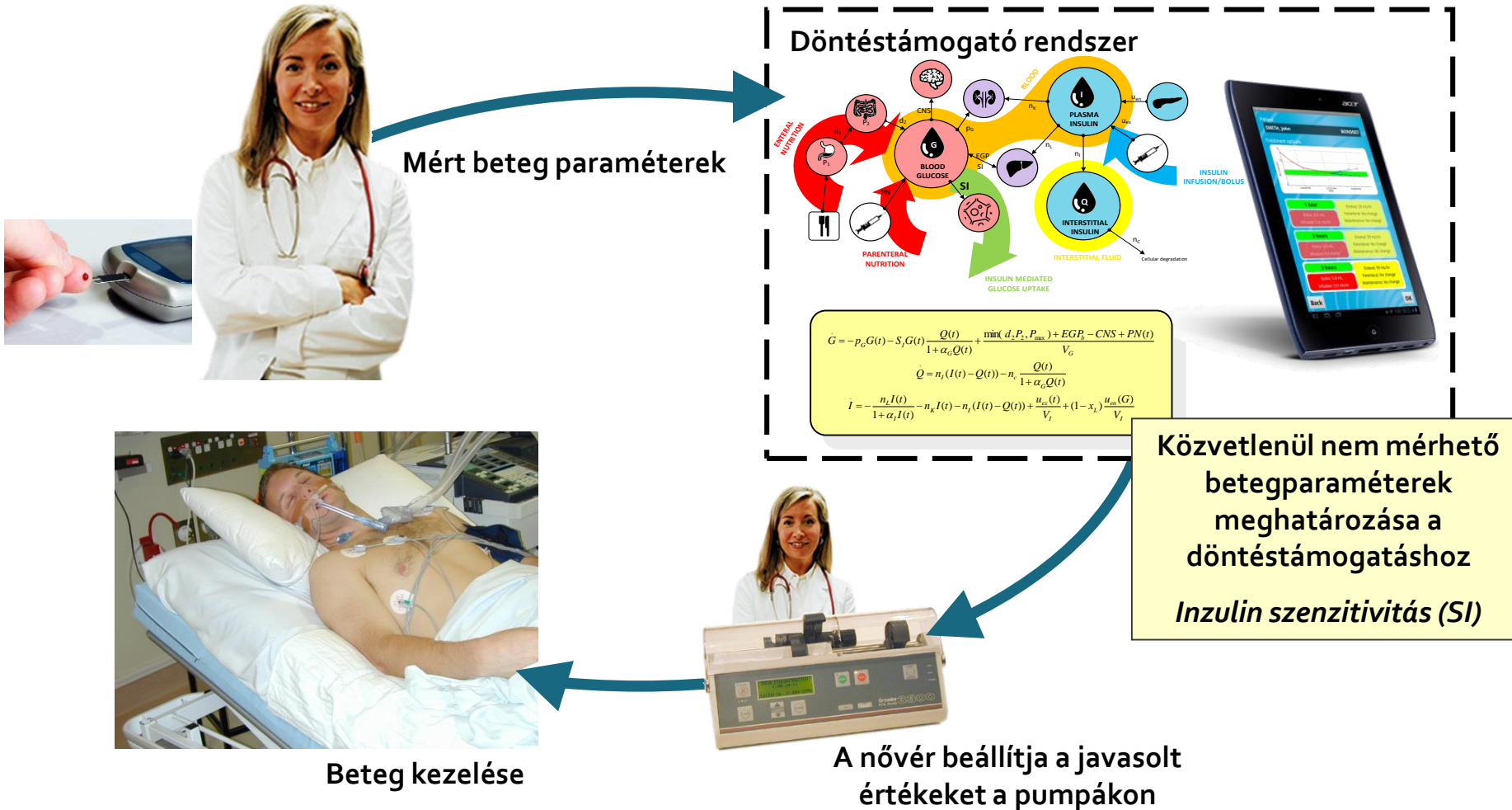
$$\dot{P2}(t) = -\min(d_2 \cdot P2, P_{max}) + d_1 \cdot P1$$

$$u_{en}(I) = k_1 e^{\frac{I(t)^{k_2}}{k_3}}$$

Az **inzulin érzékenység (SI)** a szervezet **inzulin függő glükóz felvételét** jellemző mérőszám.

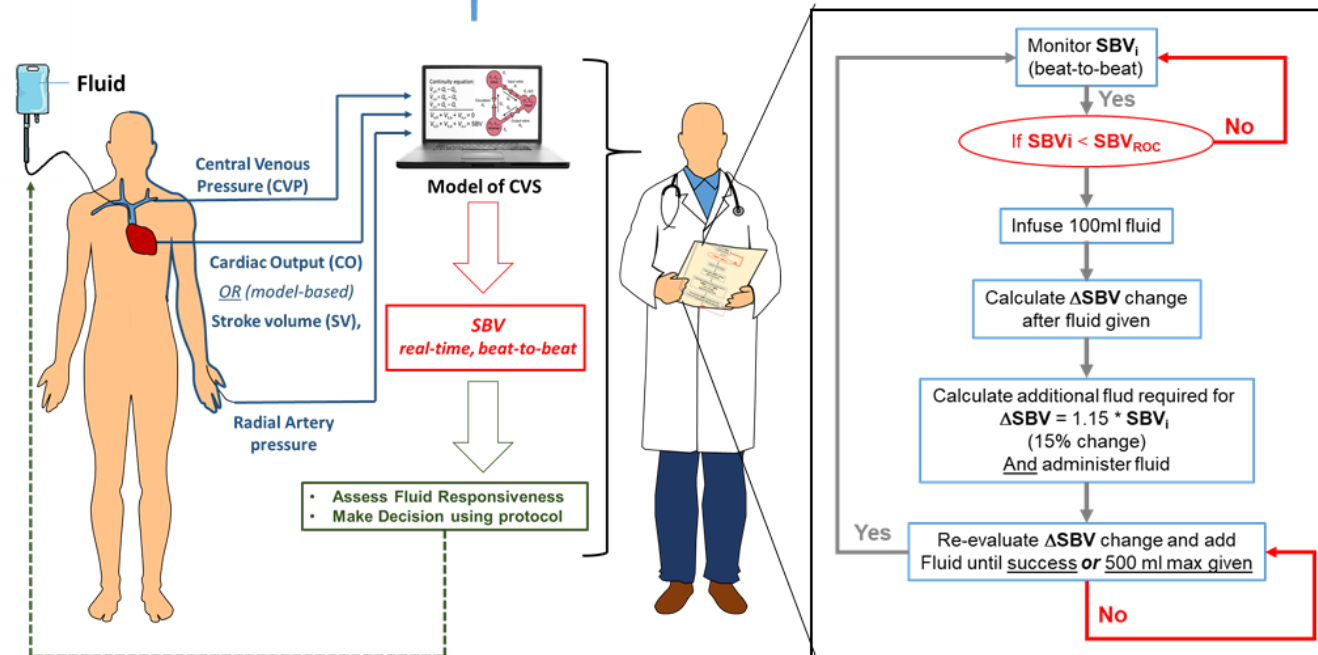
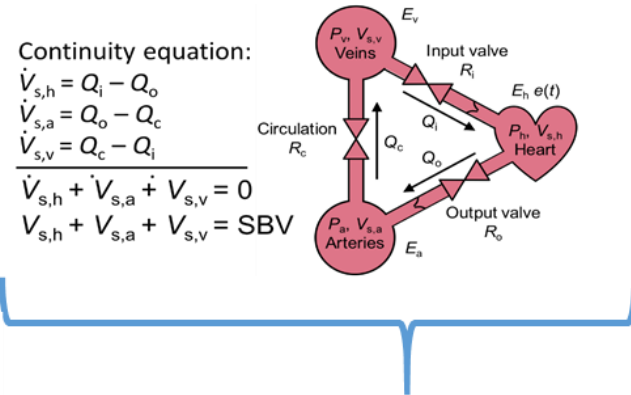


# Modell alapú megközelítés alkalmazása a terápiában: STAR vércukor szabályozás

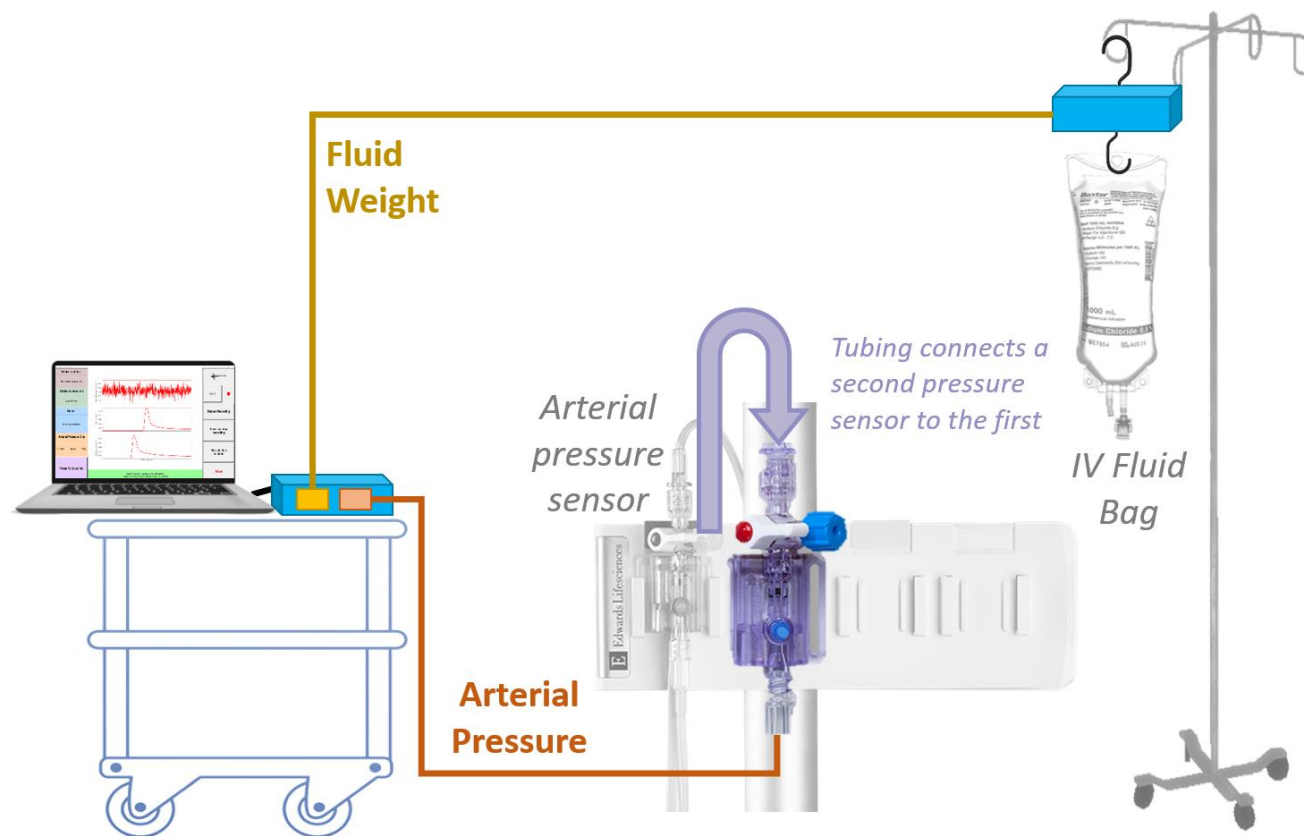


“Nurse-in-the-loop” típusú rendszer. Intenzív terápiában általánosan használt eszközökkel és általános célú számítástechnikai eszközzel megvalósítható.

# Modell alapú módszerek személyre szabott folyadékterápia megvalósításához

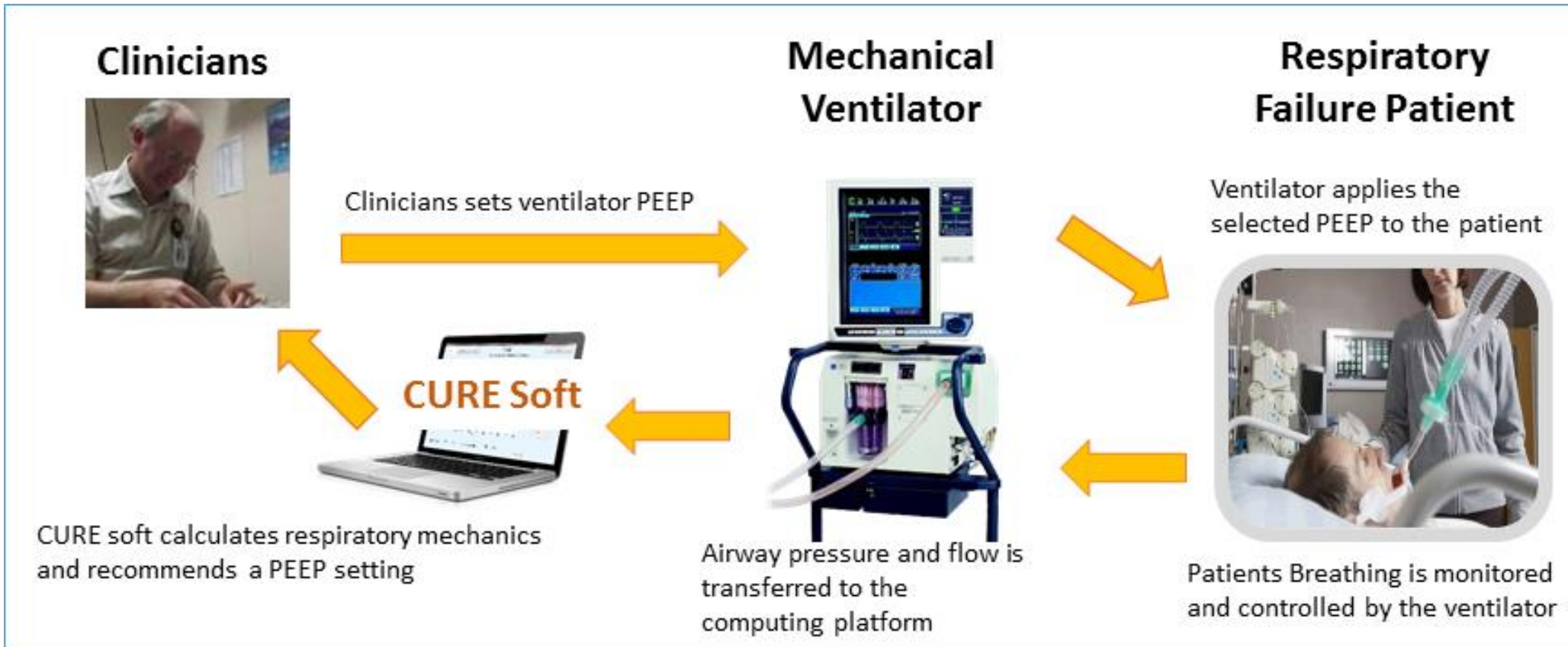


# Klinikai adatgyűjtés





# Mesterséges lélegeztetés modell alapú támogatása



# Eredmények

	STAR Chch	STAR Gyula	SPRINT Chch	SPRINT Gyula
<b>Workload</b>				
# VC mérések száma:	1,486	2,703	26,646	1,088
<b>Mérés/nap:</b>	<b>13.5</b>	<b>12.8</b>	<b>16.1</b>	<b>16.4</b>
<b>Control performance</b>				
VC median [IQR] (mmol/L):	6.1 [5.7 – 6.8]	6.43 [5.7 – 7.4]	5.6 [5.0 – 6.4]	6.30 [5.5 – 7.5]
<b>% VC céltartományban*</b>	<b>89.4</b>	<b>86.8</b>	<b>86.0</b>	<b>76.4</b>
%VC > 10 mmol/L	2.48	6.37	2.0	2.8
<b>Safety</b>				
% VC < 4.0 mmol/L	1.54	1.73	2.89	1.90
%VC < 2.2 mmol/L	0.0	0.04	0.04	0
<b># beteg &lt; 2.2 mmol/L</b>	<b>0</b>	<b>1 (érkezéskor hypo)</b>	<b>8 (4%)</b>	<b>0</b>
<b>Clinical interventions</b>				
Median insulin (U/hr):	3	2.6	3.0	3.0
Median glucose (g/hr):	4.9	7.3	4.1	7.4

\*4-8mmol/L

# STAR PROTOKOLL, STAR ALKALMAZÁS

---

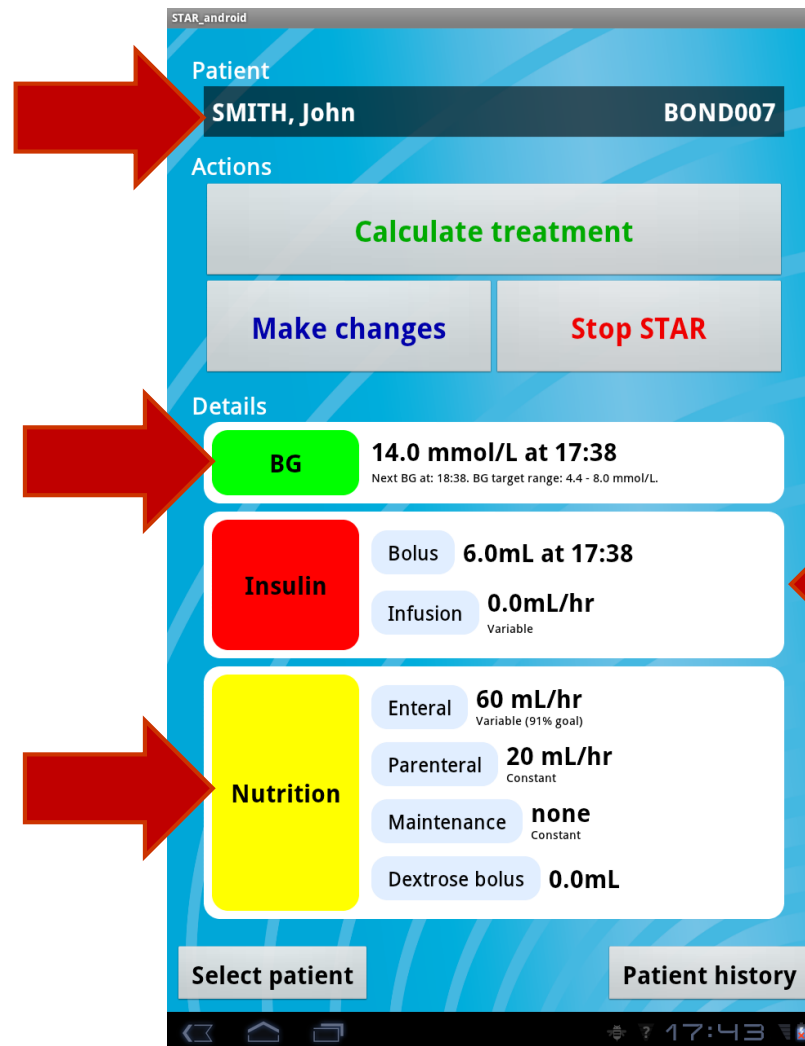
# STAR protokoll

- **STAR:**
  - Stochastic Targeted Control
- **Előnyök:**
  - Betegenként állítható céltartomány
  - Kockázatok közvetlen kezelése
  - Számítógépes alkalmazás tabletre
  - Egyszerű, felhasználóbarát kezelői felület



# STAR alkalmazás – felhasználói interfész

Patient Name and Hospital ID



Last Blood Glucose Measurement

Current Nutrition Treatment

Current Insulin Treatment

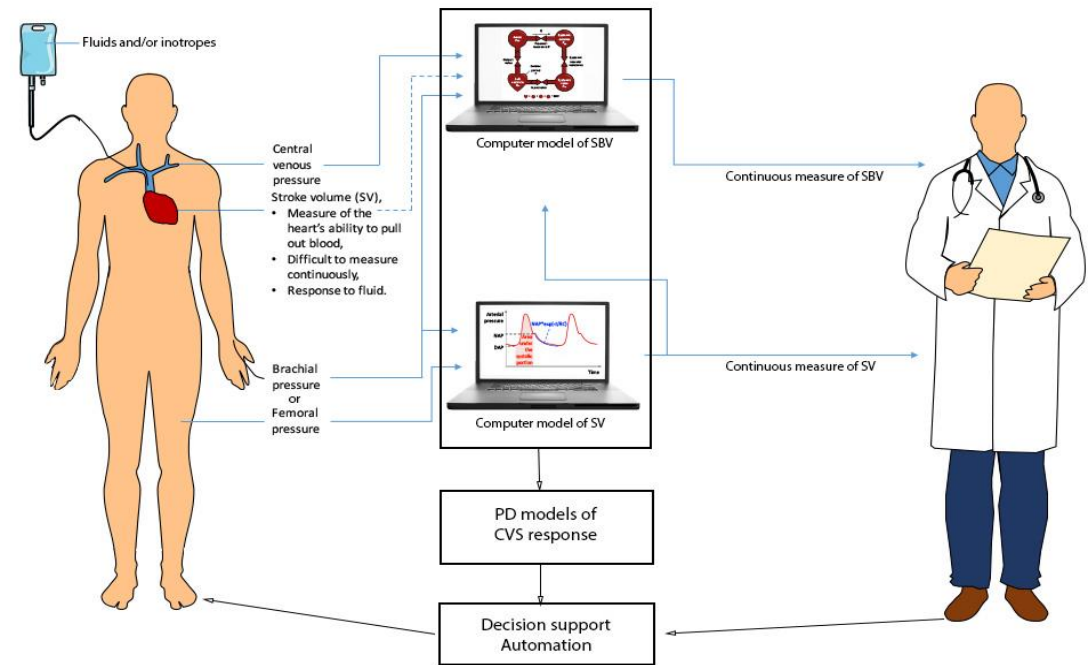
# LEHETSÉGES FELADATOK

---

Modell alapú diagnosztikai és terápiás módszerek az intenzív terápiában

# Adatgyűjtő és kiértékelő hardver és szoftver környezet kialakítása folyamatos kardiovaszkuláris monitorozás támogatására

- Folyamatos kardiovaszkuláris monitorozás megismerése
- Adatgyűjtő hardver-szoftver környezet kialakítása
- Élettani modellek implementációja
- Klinikai protokoll kidolgozása
- Preferált ismeretek: python és/vagy matlab



# Modell alapú diagnosztikai és terápiás módszerek az intenzív terápiában

- **Adatgyűjtő és kiértékelő hardver és szoftver környezet kialakítása folyamatos kardiovaszkuláris monitorozás támogatására**
  - Különböző testtájakon mért vérnyomás értékek közötti összefüggések vizsgálata
  - Preferált ismeretek: python és/vagy matlab
- **Mesterséges intelligencia alapú állapot becselő módszerek validációja in-silico szimuláció segítségével**
  - Különböző betegcsoportok terápiájának összehasonlítása, élettani paraméterek becslése
  - Preferált ismeretek : python , tensorflow, keras, docker
- **Invazív és nem invazív lélegeztetés monitorozása**
  - Elektromos Impedancia Tomográfias (EIT) alkalmazása a lélegeztetés paramétereinek meghatározására
  - Preferált ismeretek : python és/vagy matlab

Kapcsolat: Szlávecz Ákos, [szlavecz@iit.bme.hu](mailto:szlavecz@iit.bme.hu), Benyó Balázs, [bbenyo@iit.bme.hu](mailto:bbenyo@iit.bme.hu)



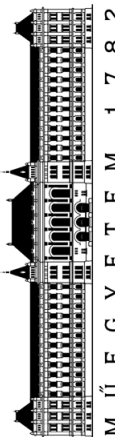
# ORVOSI KÉPALKOTÁS ÉS KÉPFELDOLGOZÁS

---

# SPECT REKONSTRUKCIÓS ALGORITMUSOK

---

Orvosi képalkotás és képfeldolgozás



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2



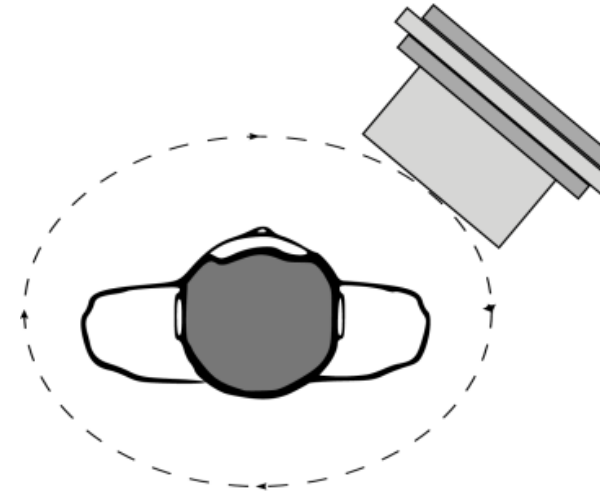
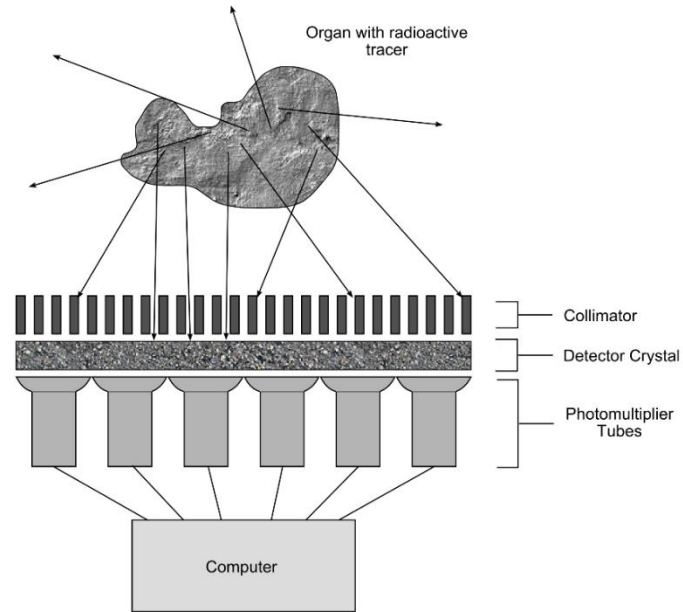
BME IIT - ORVOSI INFORMATIKA LABORATÓRIUM

# Medical Imaging

- **Nuclear imaging**
  - Growing importance in medical treatment
- **Technological improvements:**
  - SPECT, PET, MRI, CT...
  - High Performance Computing
    - Parallel computation
    - GPU
- **Multimodal imaging**
  - PET/CT, SPECT/CT, SPECT/MRI, PET/SPECT/CT
  - Opportunities for image quality enhancement



# SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography

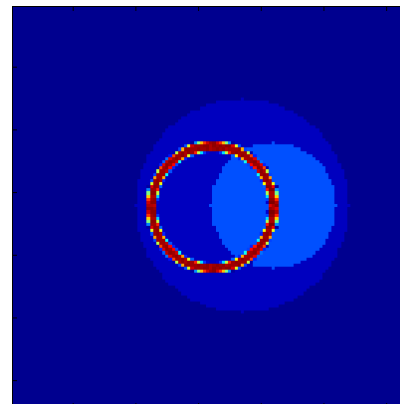
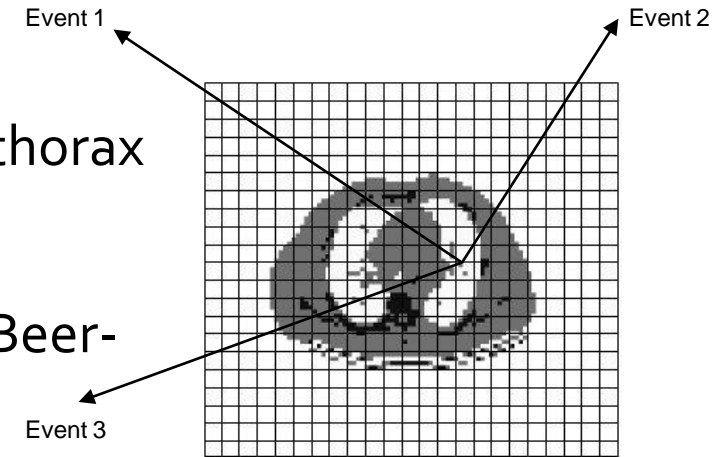


# Effect of gamma photon attenuation

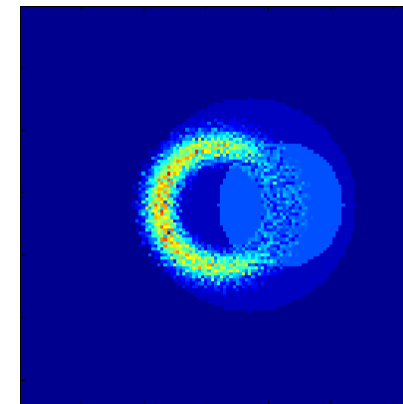
- **Non-homogenous attenuating medium, e.g.: thorax**
- Detecting less events in different directions
- Attenuation can be calculated according to the Beer-Lambert formula:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

- Result: **distortion effects in the reconstructed image**



Reference



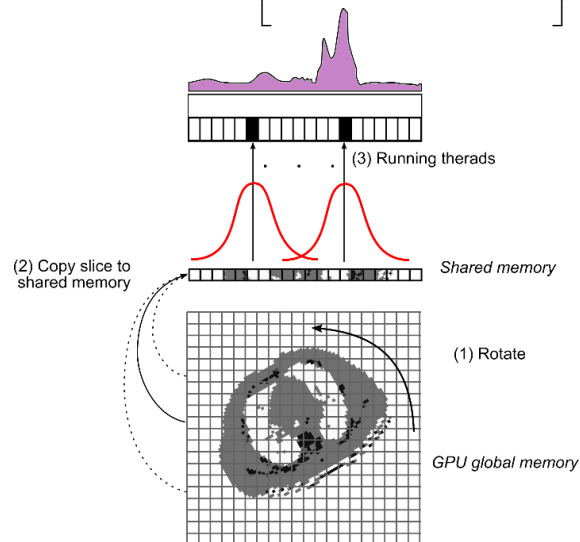
Reconstructed

# Fast GPU based implementation

- **CPU based 3D-MLEM** reconstruction with correction for DDSR and attenuation in the forward projection is **computationally intensive**:  
**1 iteration c.a. 30 min**, (Core2Duo) in case of  $128^3$  discretization
- GPU: Single Instruction Multiple Data (SIMD)
- Reorganizing the algorithm to **data collecting**

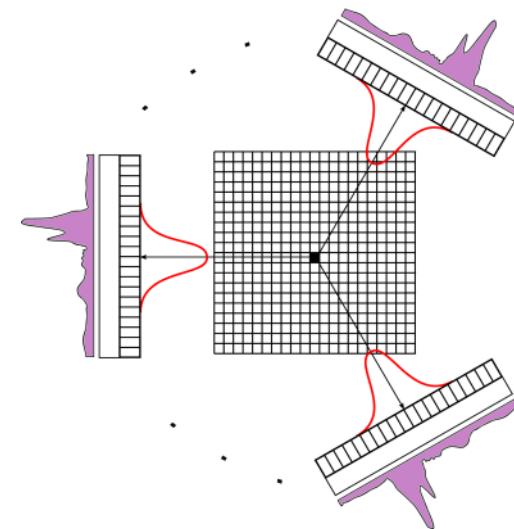
Forward projection: one thread processes one detector pixel

$$p(i) = \sum_{n=1}^J G(n, \Theta, s) * \left[ f_n^k \cdot a(n, \Theta, s) \cdot e^{-\sum_{h \in N} c_{ih} \cdot \mu_h} \right]$$

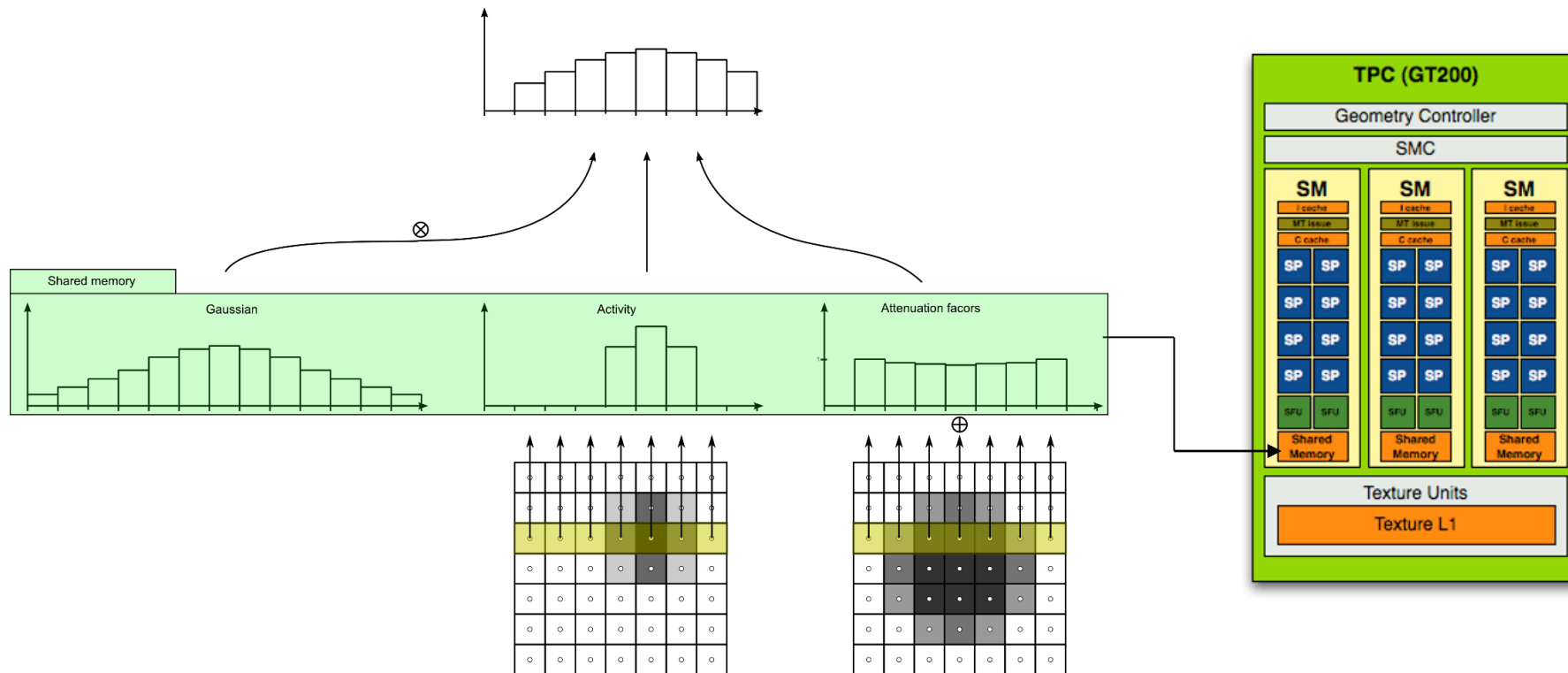


Backward projection: one thread processes one reconstructed voxel

$$v(i) = \sum_{i=1}^I G(j, \Theta, s) * \left[ \frac{b_i}{p(i)} \cdot a(j, \Theta, s) \cdot e^{-\sum_{h \in N_{ij}} c_{in} \cdot \mu_h} \right]$$



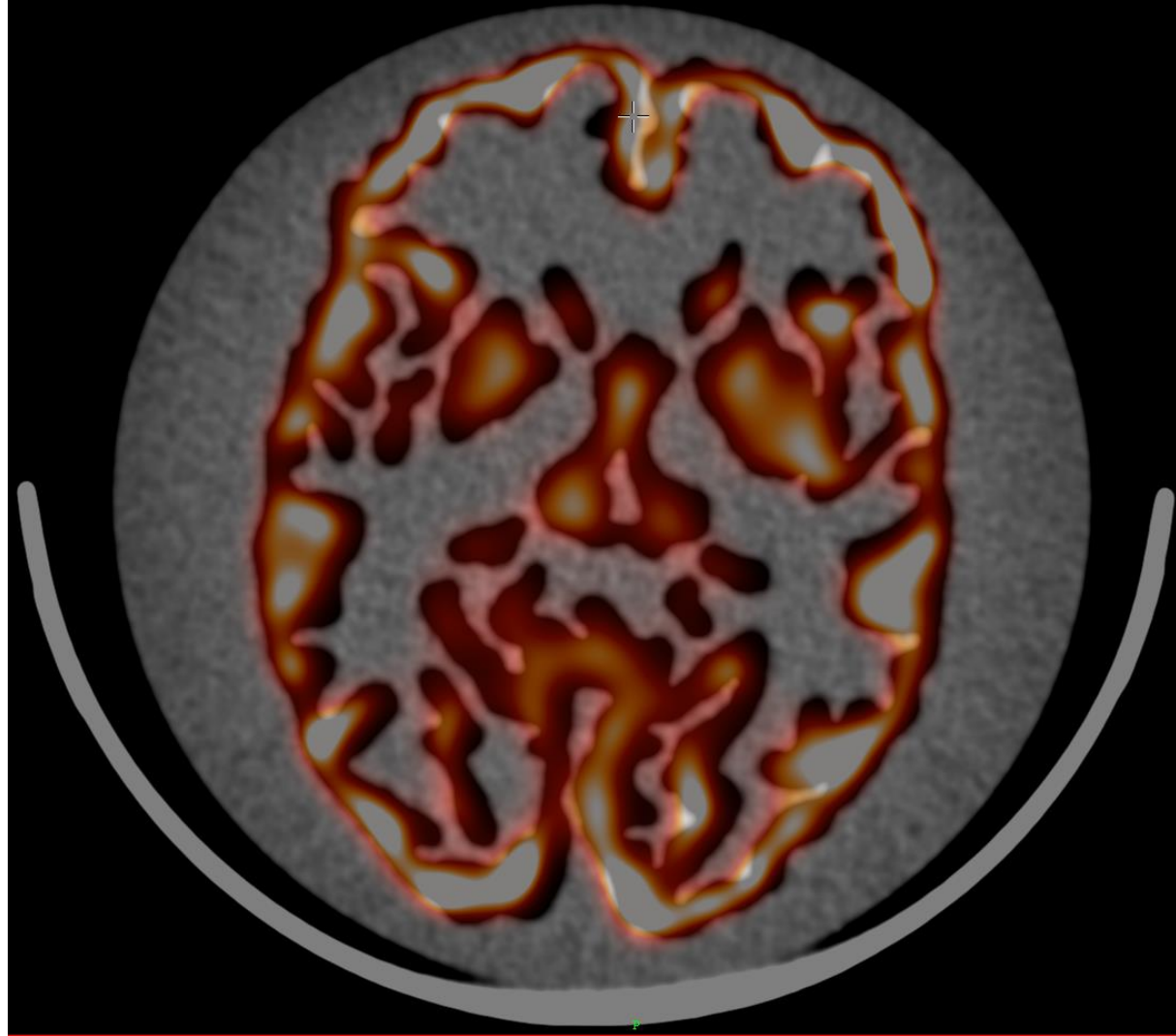
# Efficient use of the GPU hardware



Running time: **205 seconds (~3.5 minutes)**

In case of 64 x 128x128 projection images, 128<sup>3</sup> reconstruction volume  
25 OSEM iterations with 4 subsets, running on an nVidia GTX480 GPU

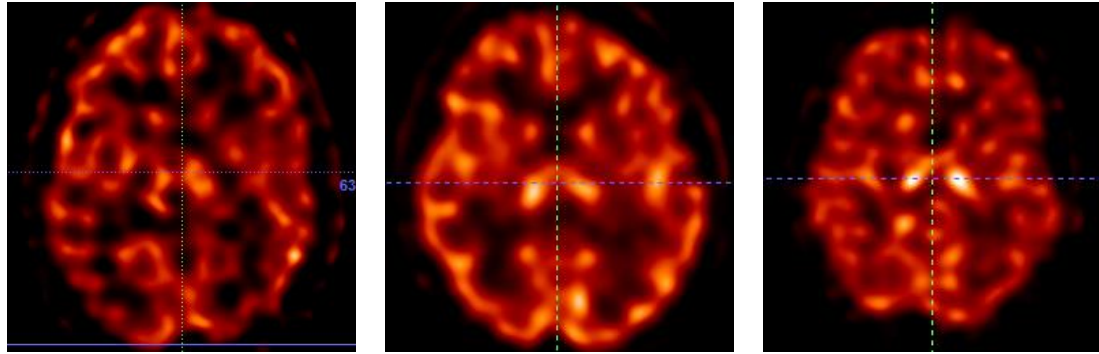
# Single slice Hoffman brain phantom study



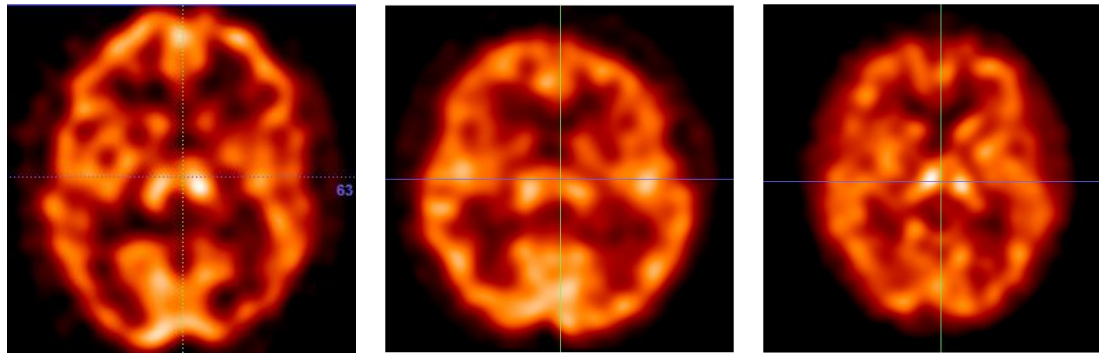


# Retrospective human brain SPECT studies

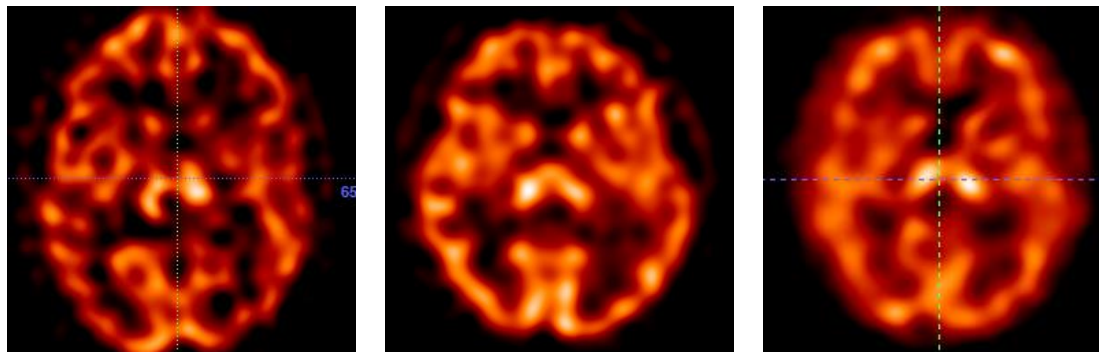
3D-OSEM



FBP



FBP + MTF<sup>-1</sup>

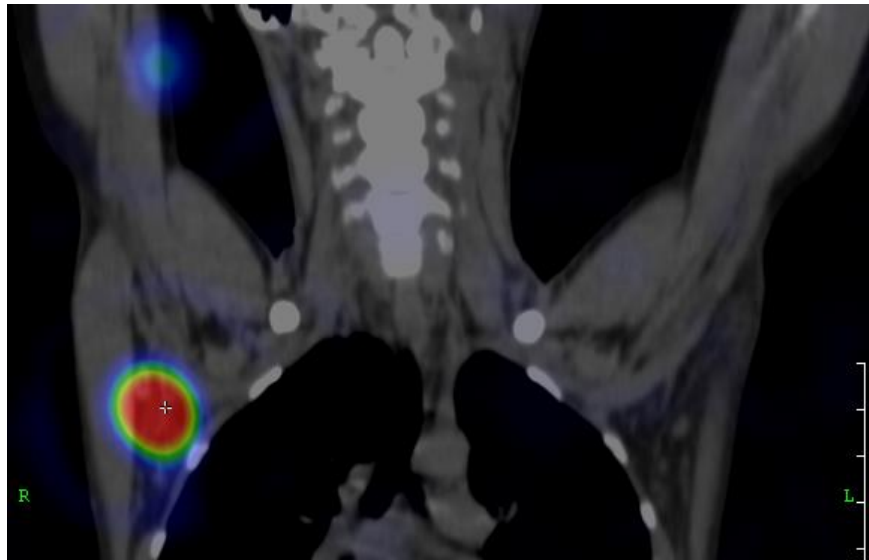


Dedicated brain SPECT camera (X-Ring/4R) with UHR collimator

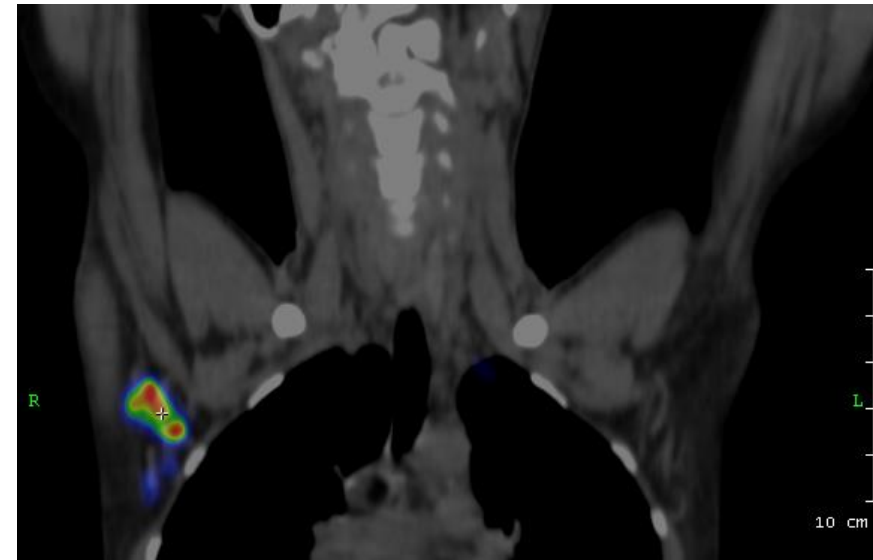
Dedicated brain SPECT camera (X-Ring/4R) with HR collimator

AnyScan SC SPECT/CT with HR collimator

# AnyScan<sup>®</sup> SPECT/CT LEHR Sentinel study



2D-OSEM reconstruction



3D-OSEM reconstruction

# Related research projects

- TERATOMO - Development of a teraflop capacity image reconstruction system for various medical tomography devices used for diagnosis (grant id: Teratomo/TECH\_o8\_A2)
- PETCT - Development of multimodality imaging system for serial production dedicated to biomedical research and human diagnostic imaging (grant id: PETCT\_o6/NKFPo6A1-PETCT\_o6)
- PETMRI7T – Development of a multimodal PET/MRI imaging device (grant id: 1/2014-VKSZ\_14)

# LEHETSÉGES FELADATOK

---

SPECT rekonstrukciós algoritmusok

# SPECT

## ***4D SPECT képképzés során alkalmazható képrekonstrukciós módszer fejlesztése:***

- Haemodinamikai paraméterek meghatározása **szívről készült SPECT** felvételek alapján
- Előre definiált geometriájú **matematikai fantom GATE szimulációjának** előállítás, a kimeneti adatok (általában ASCII fájl) feldolgozása
- Időben változó, **4D SPECT képképző működésének GATE szimulációja**, a felvétel időbeli változásának vizualizációja
- **Szakértői adatbázis** építése különböző SPECT alapú diagnosztikai feladatokhoz
- **Minőségbiztosítási algoritmusok** a rekonstrukció minőségének mérésére
- Preferált ismeretek: \*c++, python és/vagy matlab, docker

*Kapcsolat: Szlávecz Ákos, [szlavecz@iit.bme.hu](mailto:szlavecz@iit.bme.hu), Benyó Balázs, [bbenyo@iit.bme.hu](mailto:bbenyo@iit.bme.hu)*

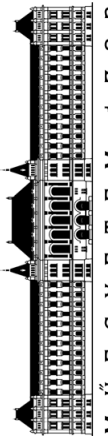
*Külső partner: SE Orvosi Képképző Központ, Nukleáris Medicina Tanszék (Kári Béla)*



# ORVOSI KÉPFELDOLGOZÁS

---

Orvosi képalkotás és képfeldolgozás



# ORVOSI KÉPALKOTÁS ÉS KÉPFELDOLGOZÁS

---

AORTA BILLENTYŰ MODELLEZÉSE

# AVaSim

- Szervek modellezésére szolgáló környezet
- Orvosi képalkotó eljárással készült felvétel megjelenítése
  - CT vagy MRI
  - 3D-s kép
- A kép mozgatható és forgatható a tér minden irányában
- Nagyítás
- Koregisztráció a modellel





Workflow Models

Workflow Panel

Volume

Render

Transform

Rotation Centric

Position S C A 10.16 19.75 -71.51 R

Rotation S C A -5.94 0.83 -9.07 R

Auto Transform

Vertebra: L03

Delete All vertebrae

Add	LM count	2D	3D	JP
Top (T)	18			
Middle (M)	18			
Bottom (B)	18			

Delete (Del)

Delete All

Fix <-> Free (F)

Fit ROI

Distance measurement

Patient Data

Medical Image 2D View 1

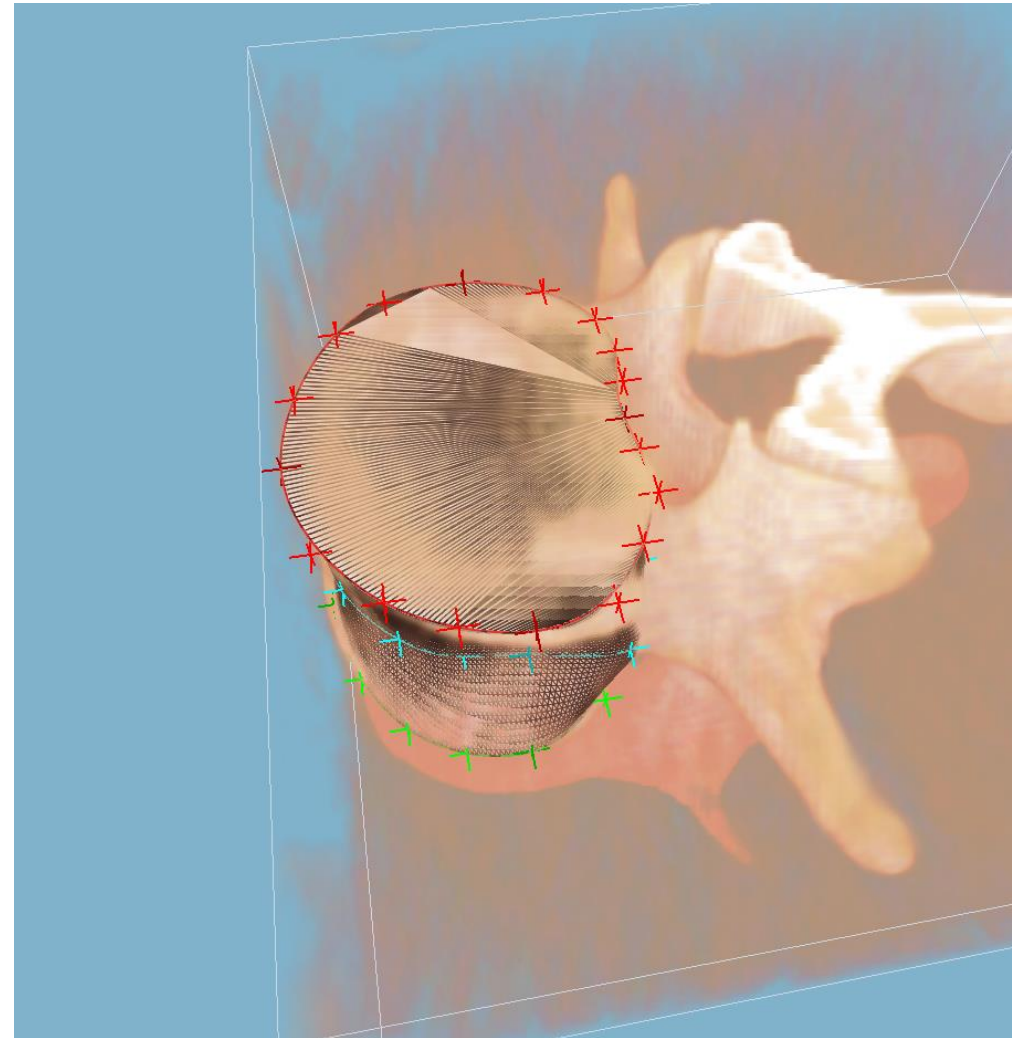
Axial Blend: 0 Zoom: 180%

Medical Image 2D View 2

Sagittal Blend: 0 Zoom: 180%

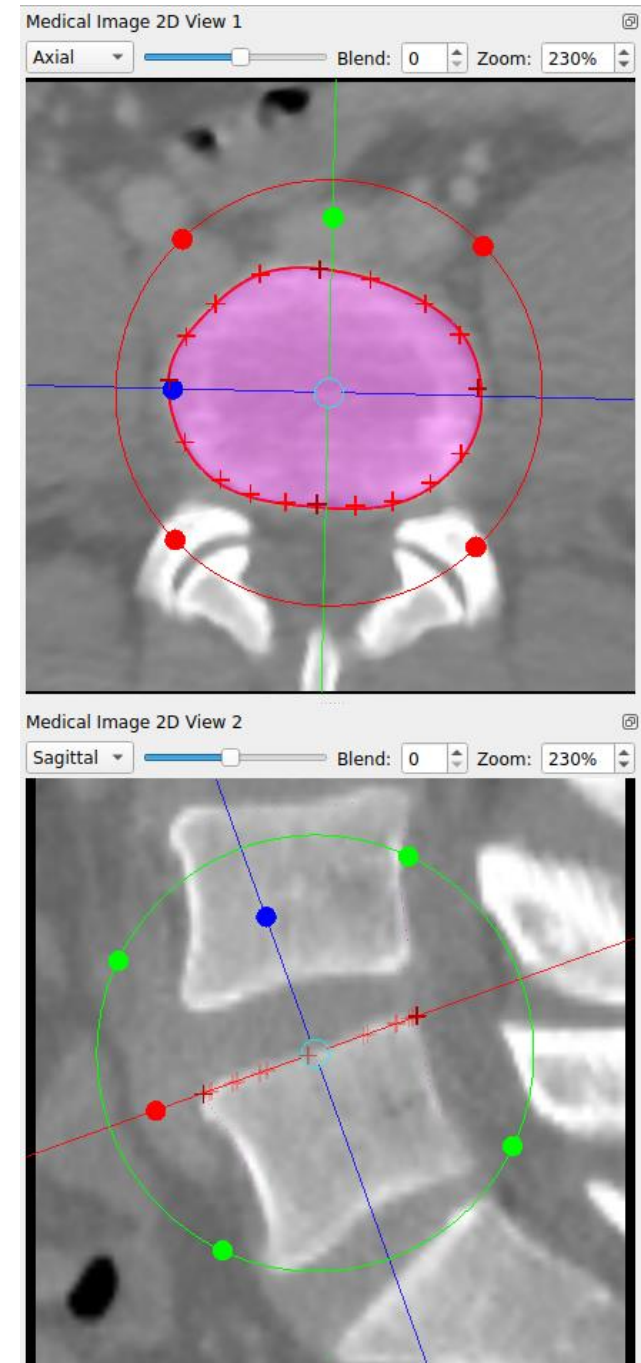
# 3D nézet

- Egyszerű és könnyen értelmezhető vizualizáció
- Többféle megjelenítési mód
- Forgatható és nagyítható
- ROI (Region of Interest) körbevágható

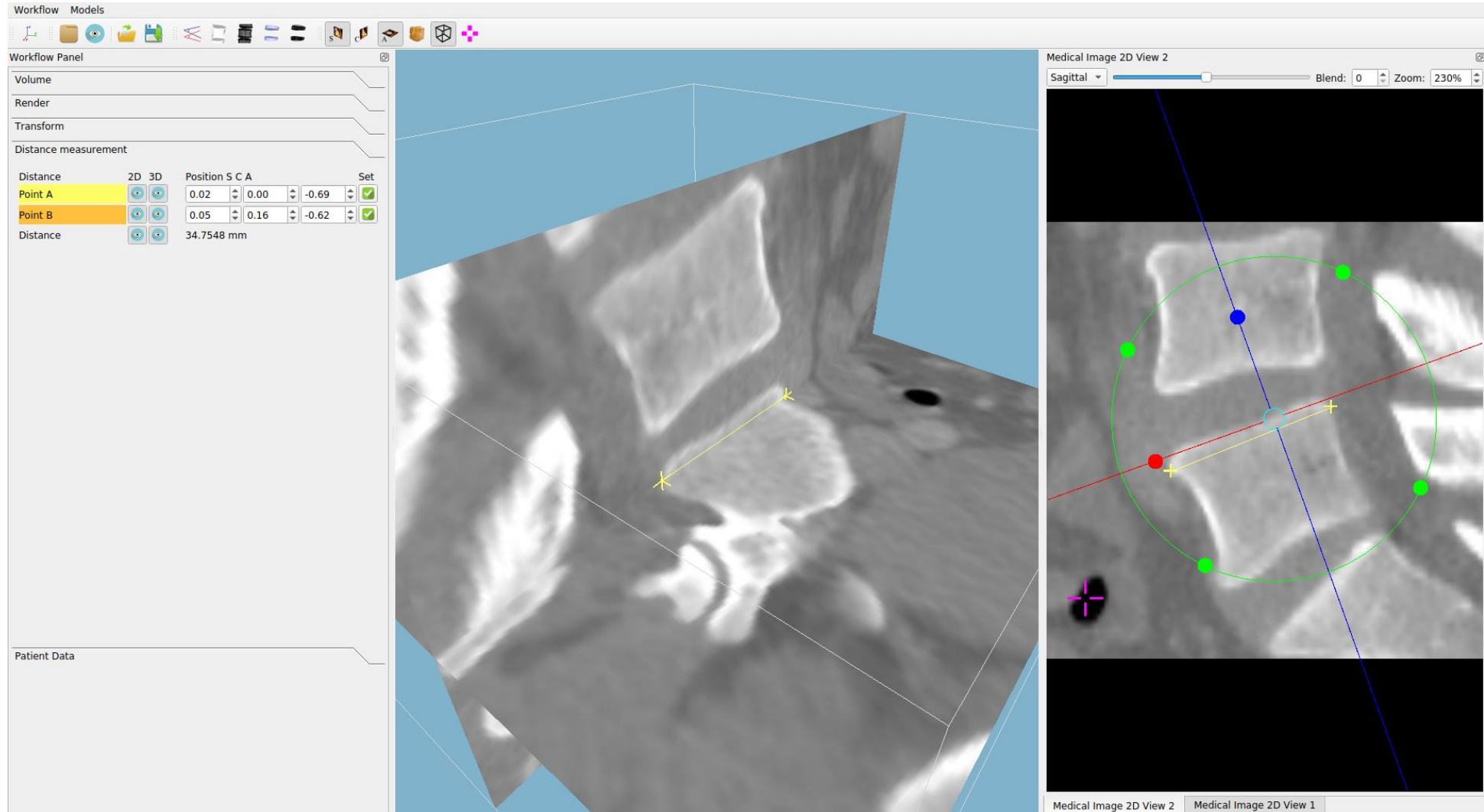


# 2D nézet

- 3 anatómiai síkban kerül megjelenítésre
  - Sagittal
  - Coronal
  - Axial
- Síkok mozgathatóak és forgathatóak a modellillesztés megkönnyítése érdekében



# Távolságmérés



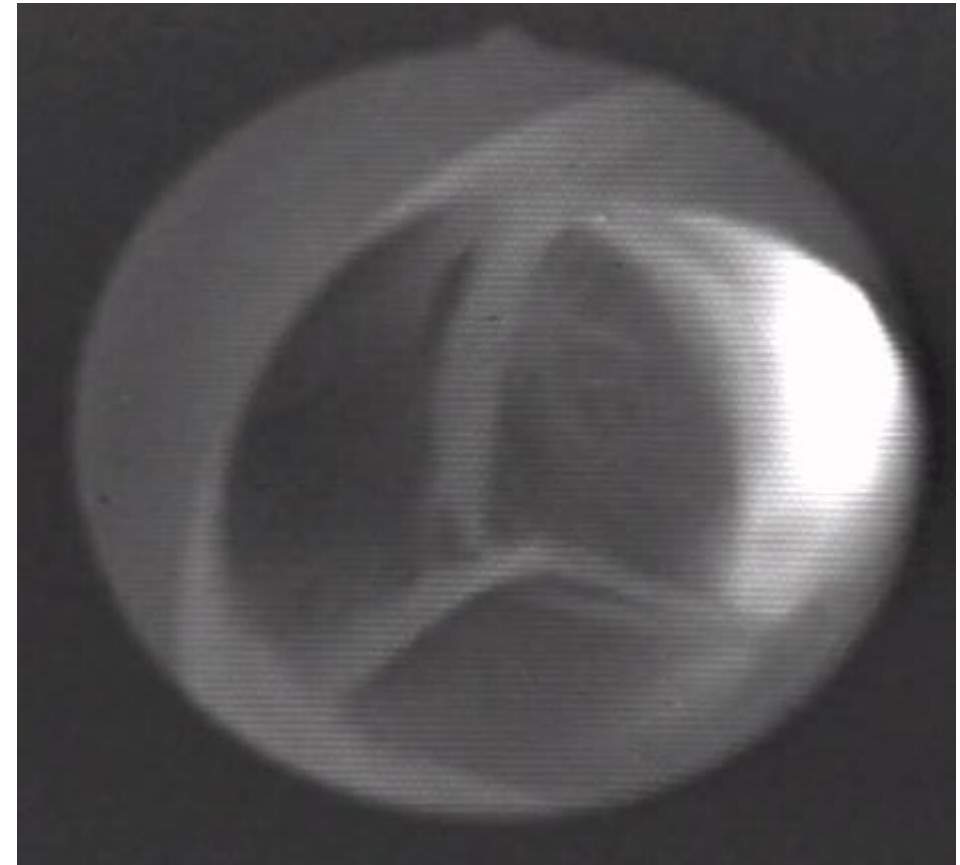
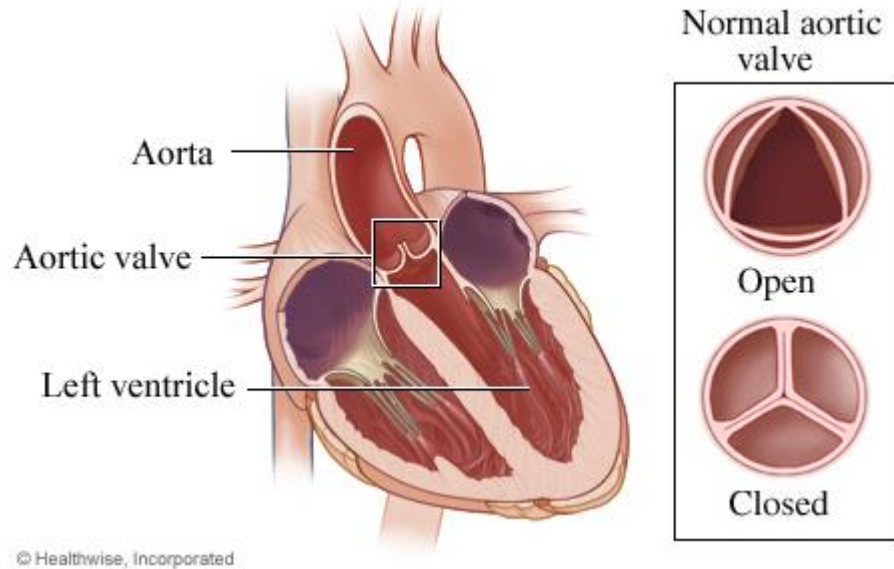
# Lehetséges feladat

- Távolságméréshez hasonló egyszerű funkciók megvalósítása:
  - Pont távolsága egy síktól
  - Szögmérés
- Ezekhez kezelőfelület létrehozása a GUI-n
- Preferált ismeretek: c++, Qt, OpenGL, OpenCV

# MODELL

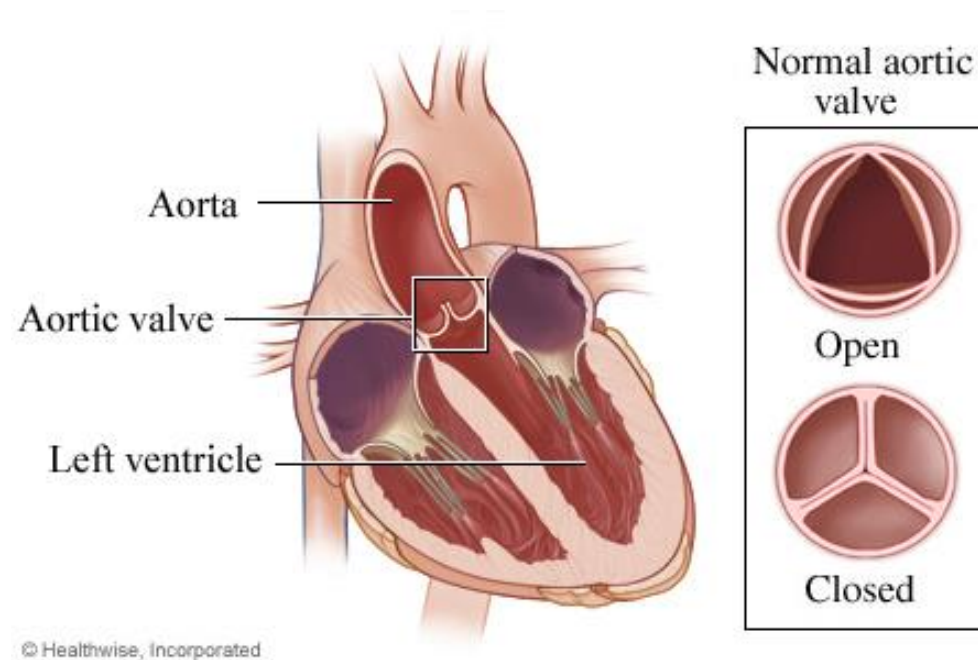
Aorta billentyű

# Aorta billentyű



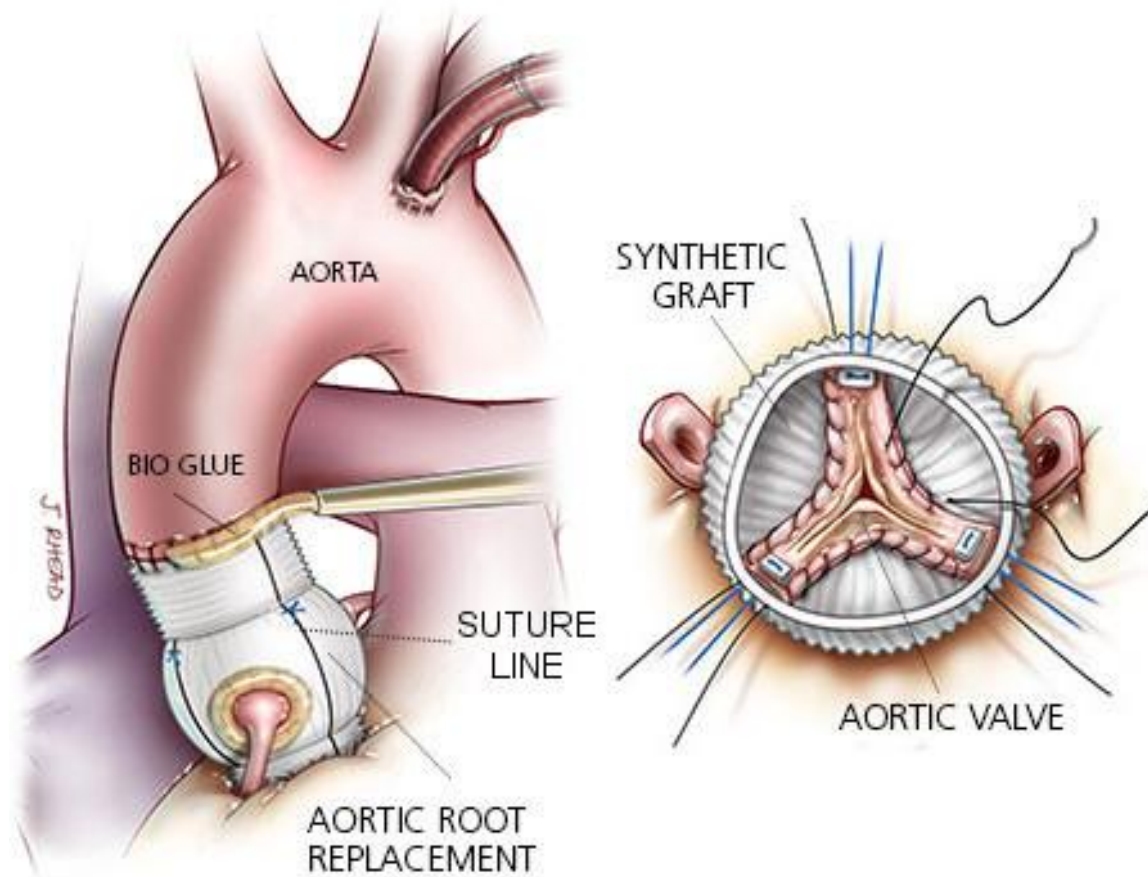
# Aorta billentyű

- Stenosis:
  - Megkeményednek a vitorlák
  - Az átjárhatósága romlik
- Regurgitáció
  - Tökéletlenül záródik
- Szükség lehet műtéti beavatkozásra

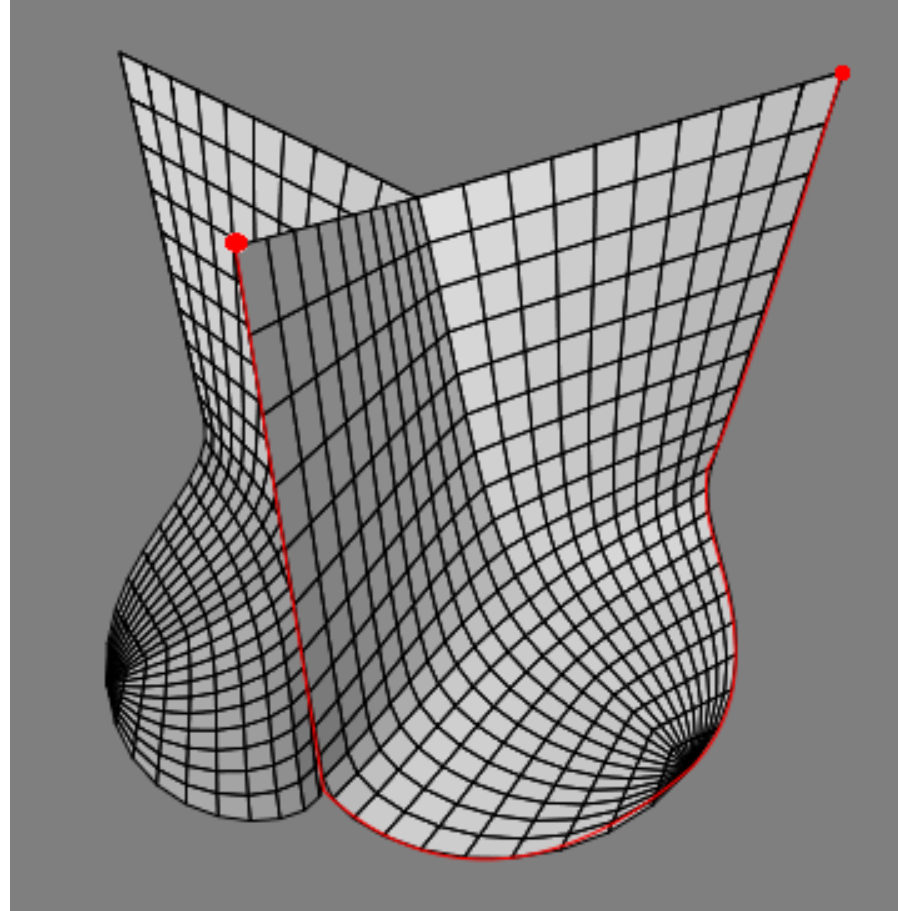




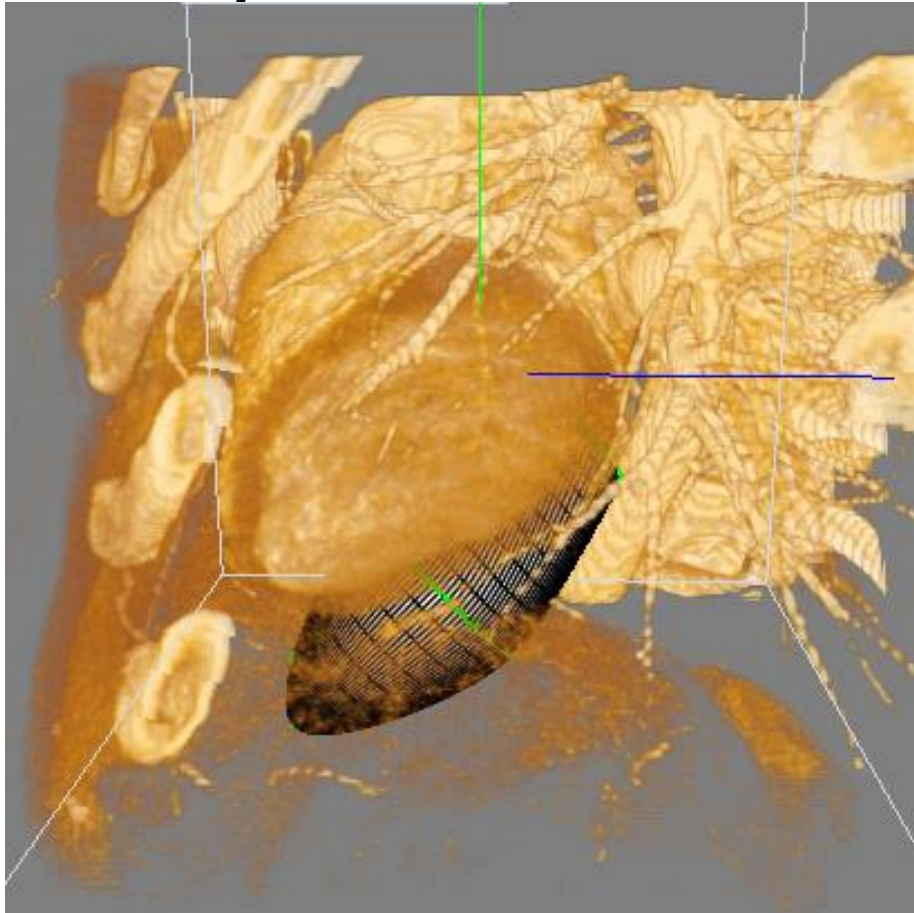
# Aorta billentyű megtaró műtét



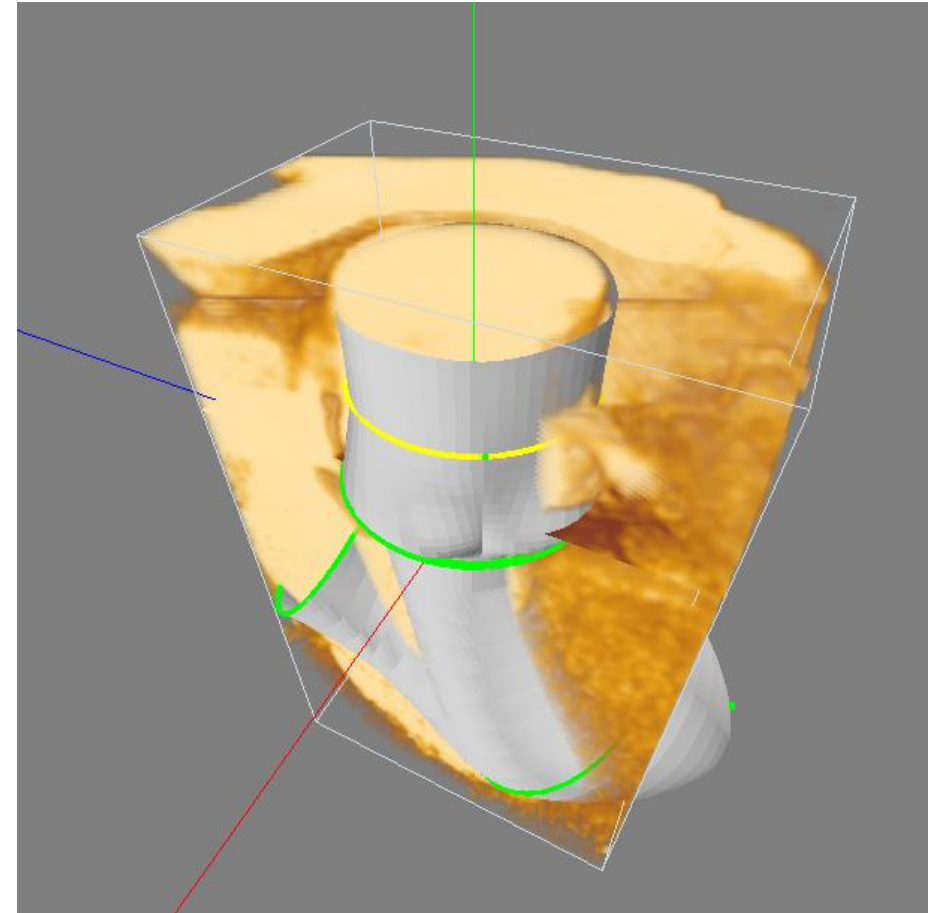
# Aorta billentyű modell



# Regisztráció az aorta billentyű modellező környezetben

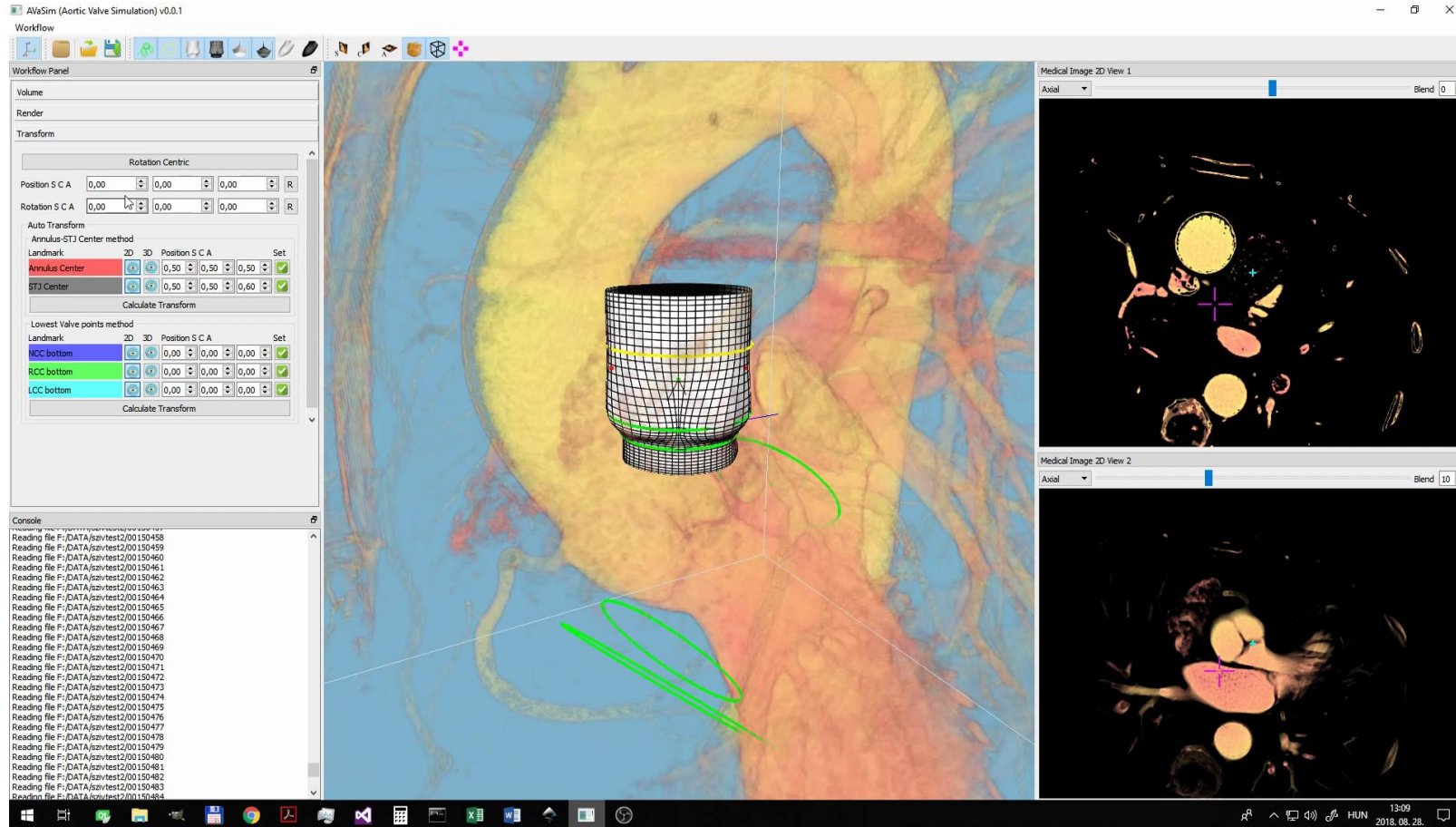


Unregistered

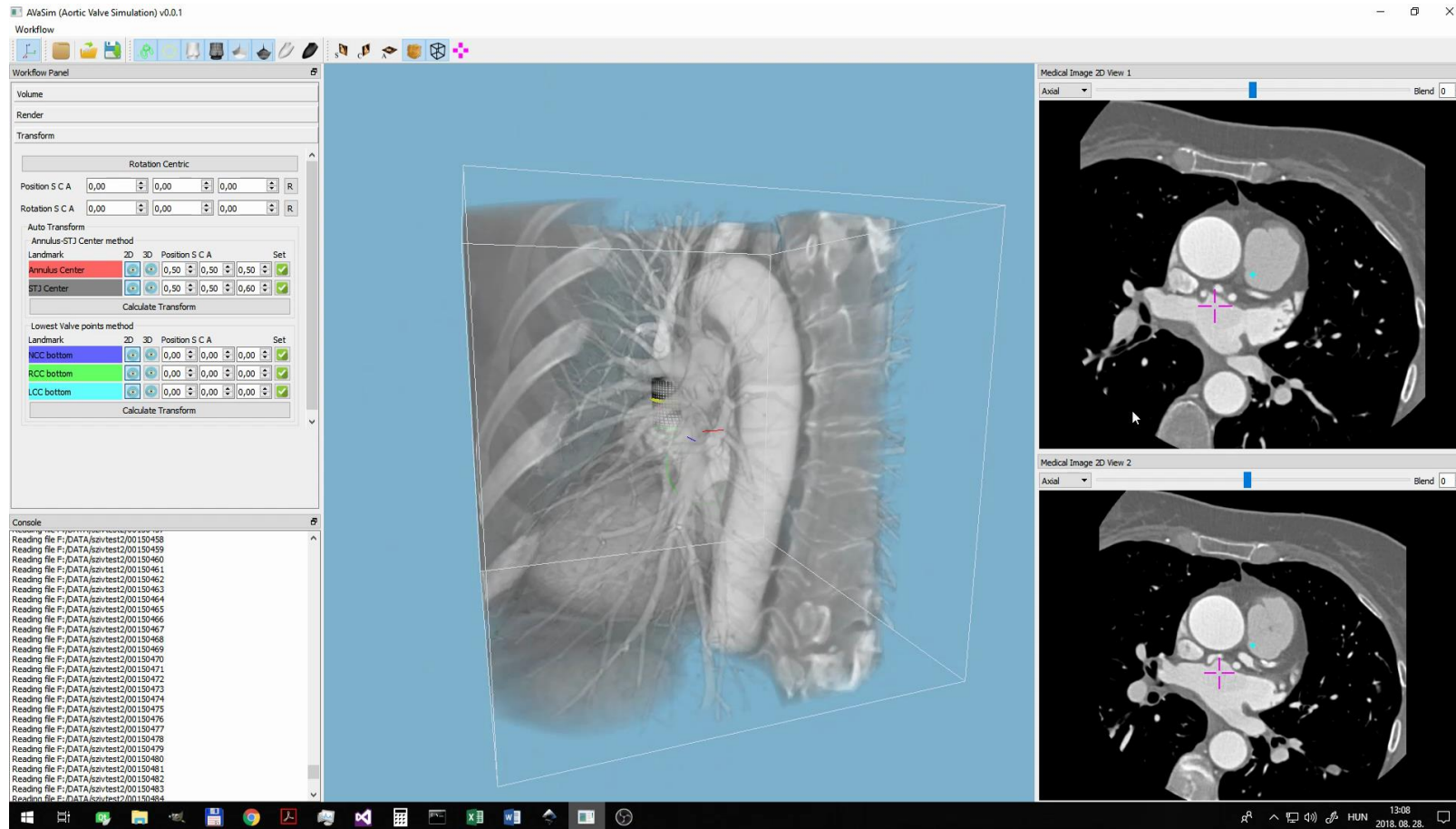


Registered and set

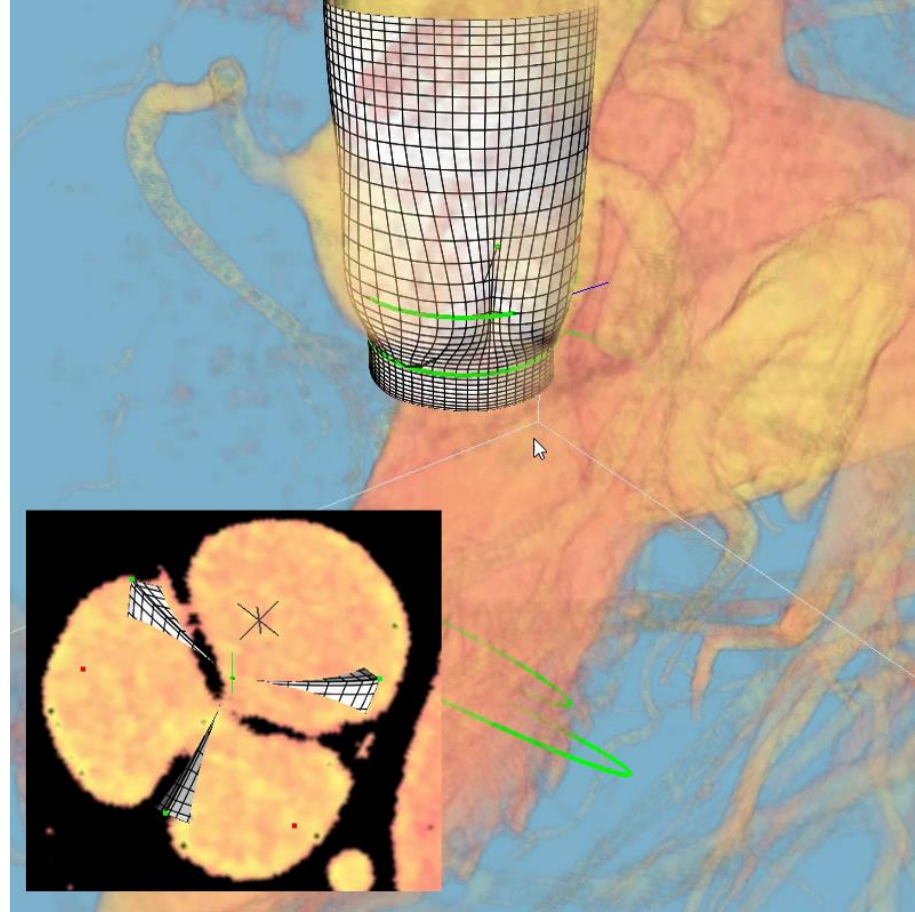
# Aorta billentyű modellező környezet



# Aorta billentyű modellező környezet

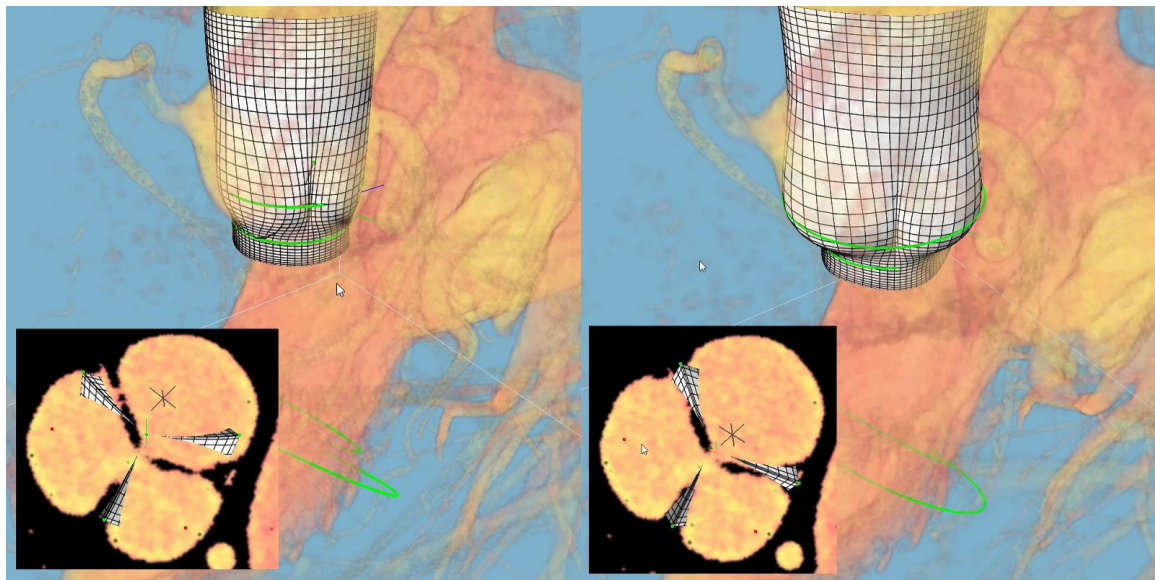


# Aorta billentyű modellező környezet



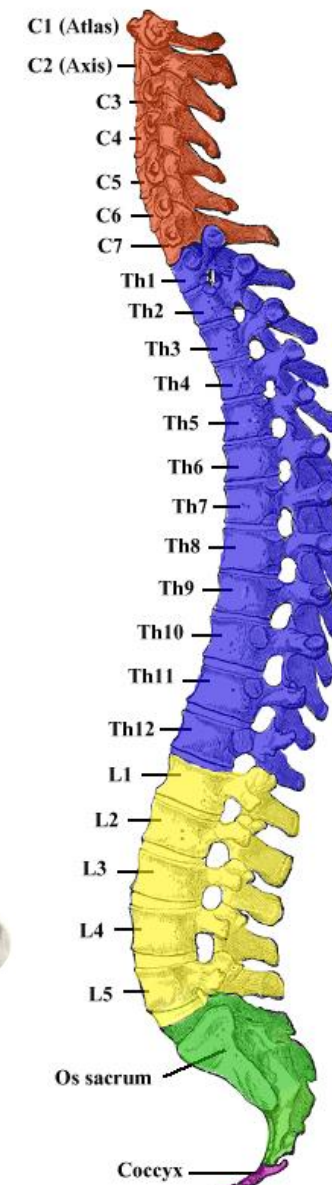
# Lehetséges feladat

- Modellillesztési folyamat interaktívabbá tétele
- Jelölők segítségével történő modell definíció
- Preferált ismeretek:  
c++, Qt, OpenGL, OpenCV



# Gerinccsigolyatest

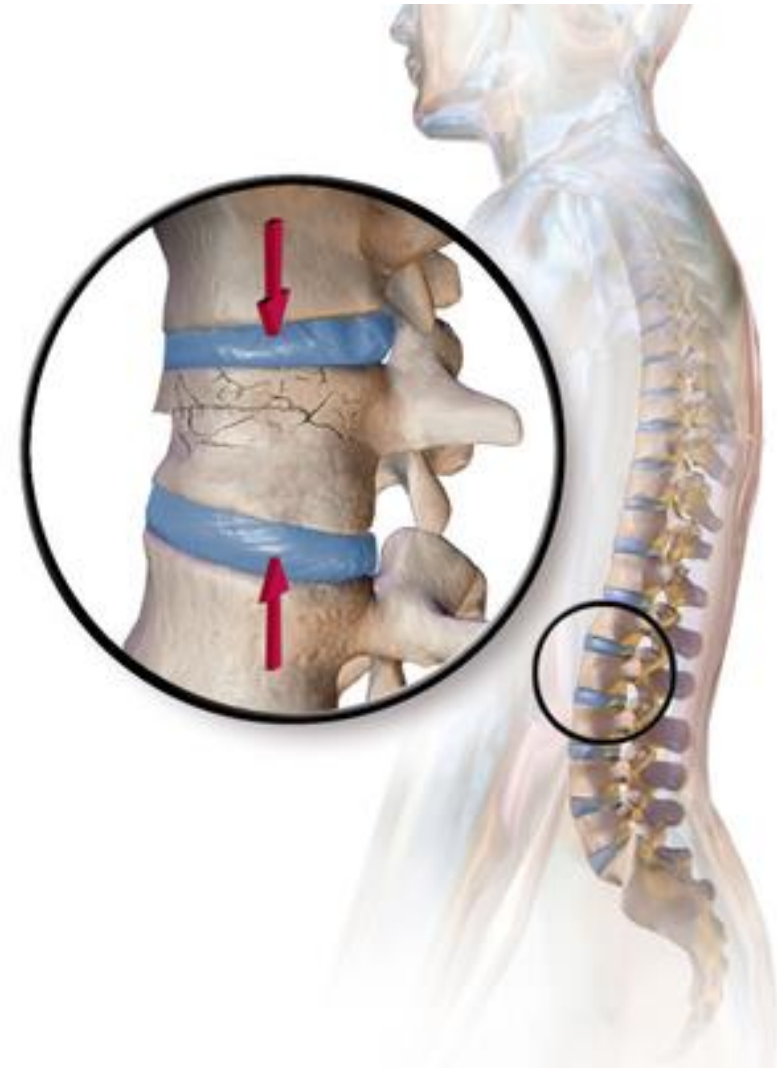
- 7 nyaki
- 12 háti
- 5 ágyéki csigolya





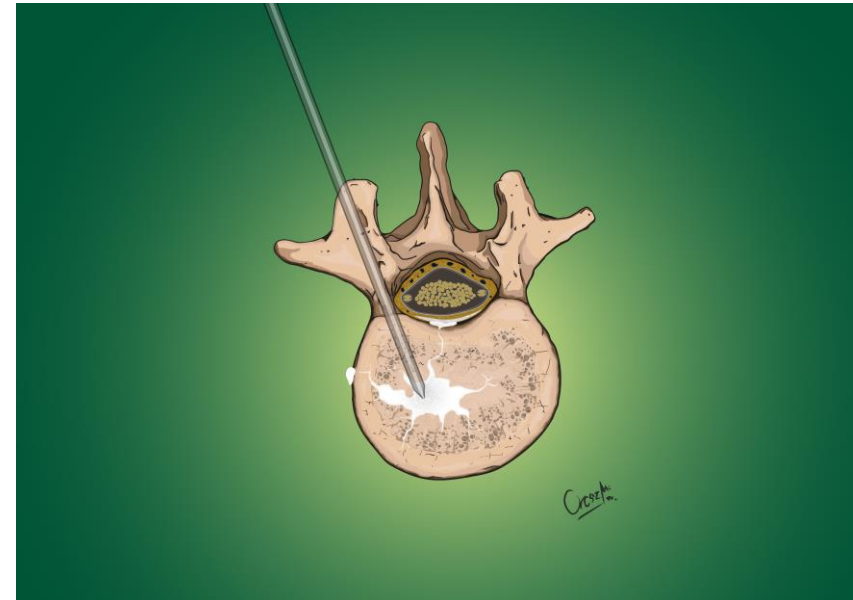
# Kompressziós törés

- Egyre gyakoribb az öregedő európai társadalomban
  - Csontritkulás következménye
- Csigolyatest magába roskad



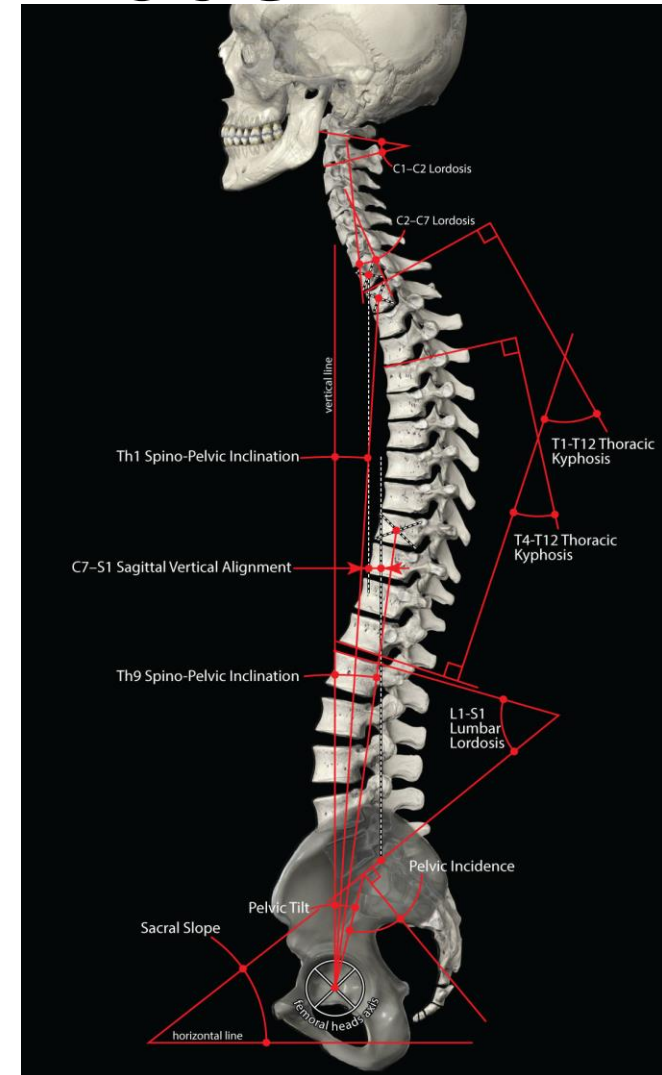
# Kompressziós törés kezelése

- Műtéti kezelése is lehetséges, ilyenkor feltöltik egy cementszerű anyaggal a magába roskadt csigolyát
- Kezelés továbbfejlesztéséhez ismerni kellene a csigolyatest térfogatát, de ez hagyományos eszközökkel nehezen mérhető



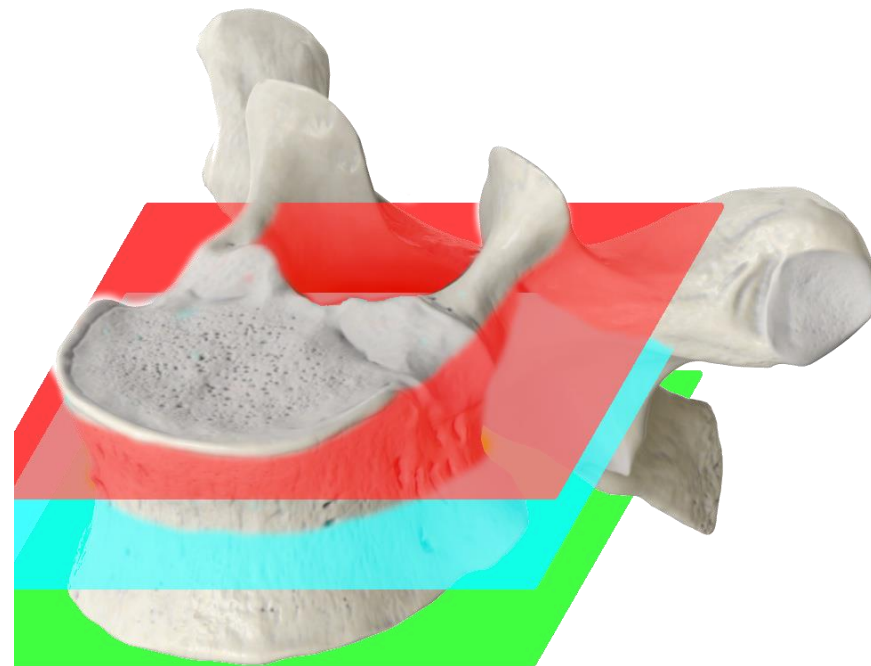
# Betegspecifikus csigolyatest modell

- Térfogat meghatározás
- Felület kiszámítása
- Diagnosztikában hasznát szögek és távolságok automatikus meghatározása
- Egyszerű modell definíció
- Ko-regisztráció CT vagy MRI képpel



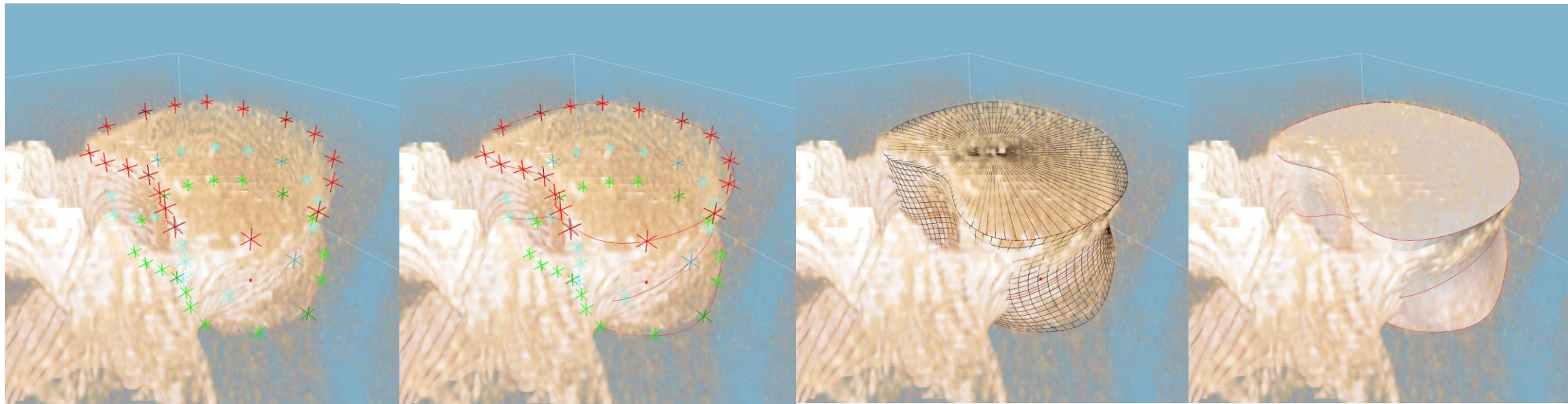
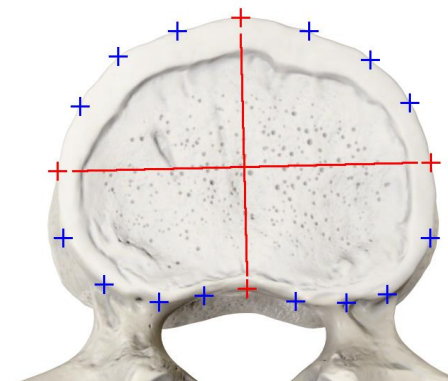
# Modell felépítése

- 3 sík:
  - Zárólemezek:
    - Felső és alsó
  - Középső sík
- Görbével kerül közelítésre a körvonala a csigolyatestnek



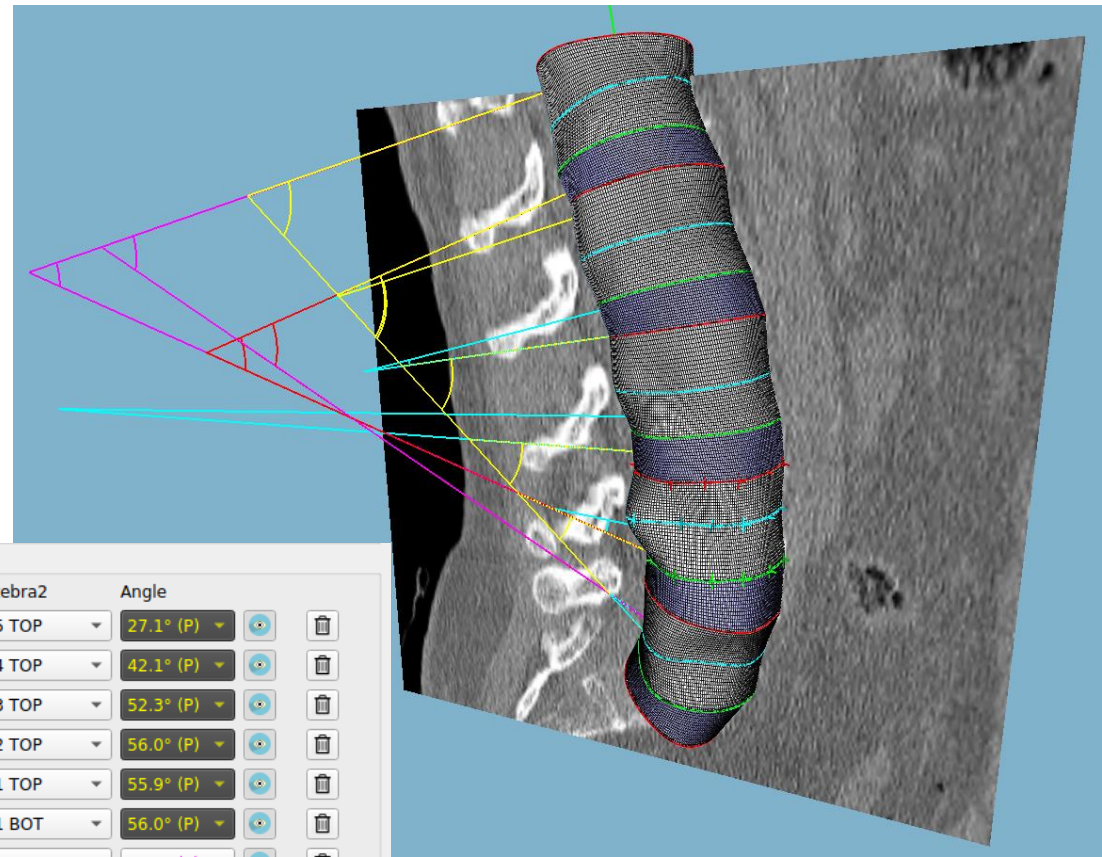
# Modell létrehozása

- 1) Anatómiai pontok kijelölése
- 2) Görbeillesztés
- 3) Kvadratikus görbével közelítve a csigolyatest oldalát
- 4) Háló illesztése a vizualizációhoz



# Szögmérés

- Klinikai gyakorlatban a középső sagittális síkban mérik a szögeket
- Sík megtalálásához szimmetria tengely keresése a különálló csigolyákon
- Majd ezekre a szimmetriatengelyekre síkot illesztve meghatározható a szimmetria sík

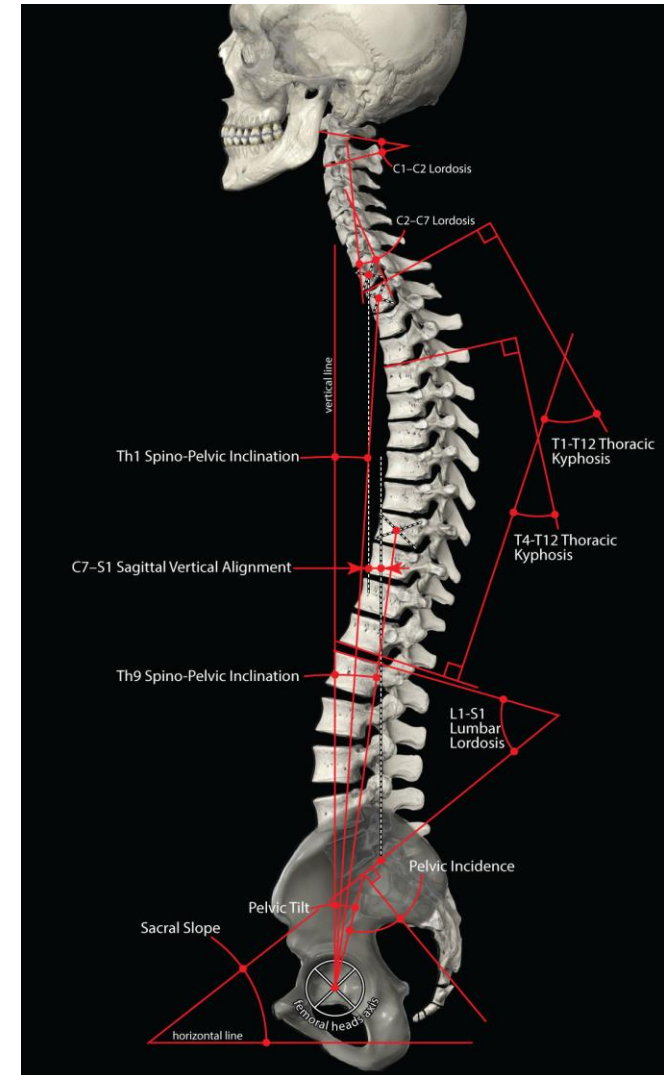


vertebra1	vertebra2	Angle		
Sacrum TOP	L05 TOP	27.1° (P)		
Sacrum TOP	L04 TOP	42.1° (P)		
Sacrum TOP	L03 TOP	52.3° (P)		
Sacrum TOP	L02 TOP	56.0° (P)		
Sacrum TOP	L01 TOP	55.9° (P)		
Sacrum TOP	L01 BOT	56.0° (P)		
L01 TOP	L05 BOT	38.0° (P)		
L01 TOP	L05 TOP	28.8° (P)		
L01 BOT	L05 TOP	28.9° (P)		
L01 BOT	L05 BOT	38.1° (P)		
L01 BOT	L02 TOP	0.0° (P)		
L02 BOT	L03 TOP	2.5° (A)		
L03 BOT	L04 TOP	2.8° (P)		
L04 BOT	L05 TOP	10.5° (P)		
L05 BOT	Sacrum TOP	17.9° (P)		
Vertebra	Vertebra	Color		Add

Delete All Angles      Align sagittal plane

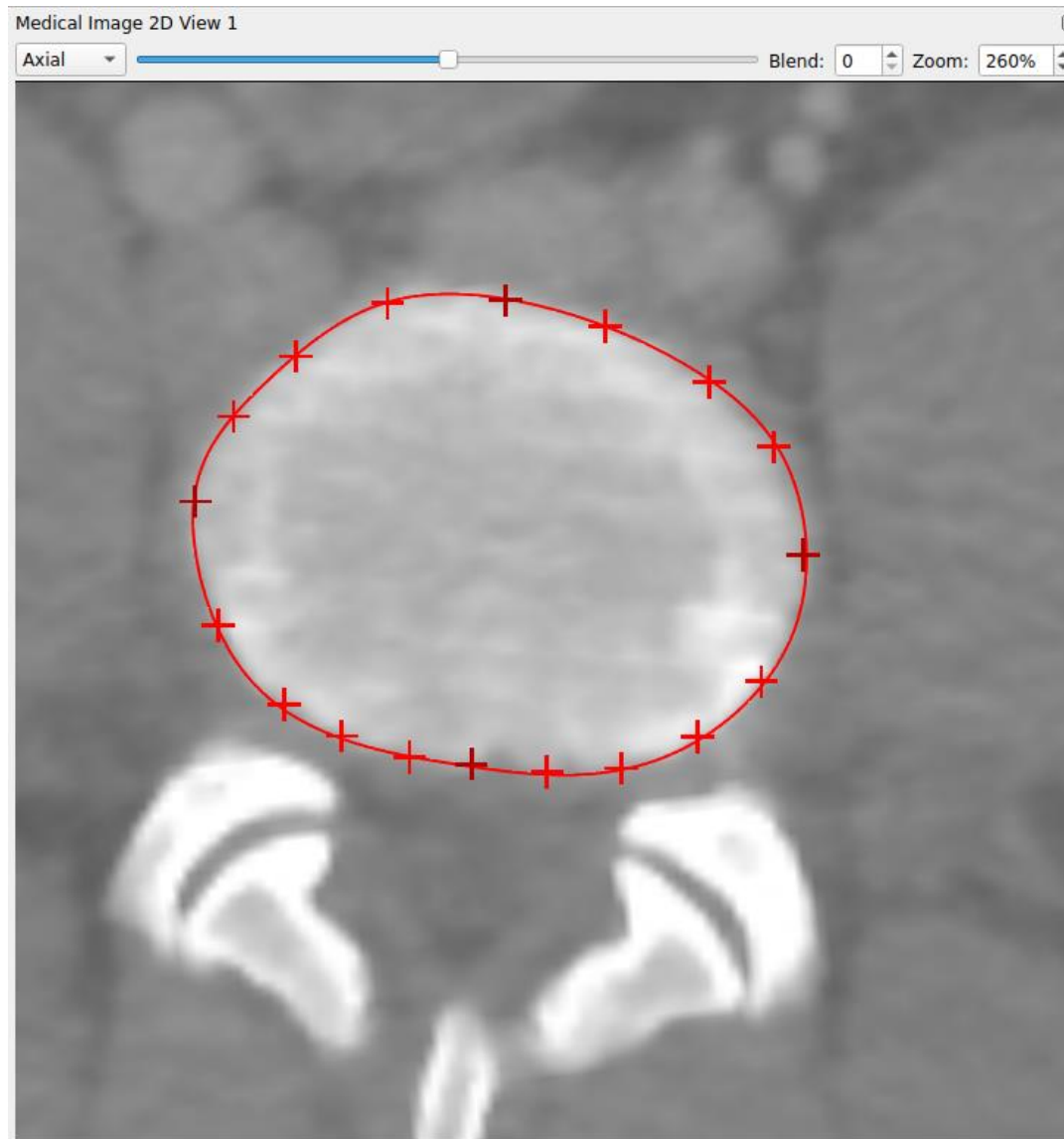
# Feladat

- Orvosi gyakorlatban használt távolságok automatikus mérése
- Szükséges pontok meghatározása
- Kezelőfelület létrehozása



# Lehetséges feladat

- A jelölők felvétele időigényes folyamat
- Ez automatizálható képfeldolgozó eljárások alkalmazásával



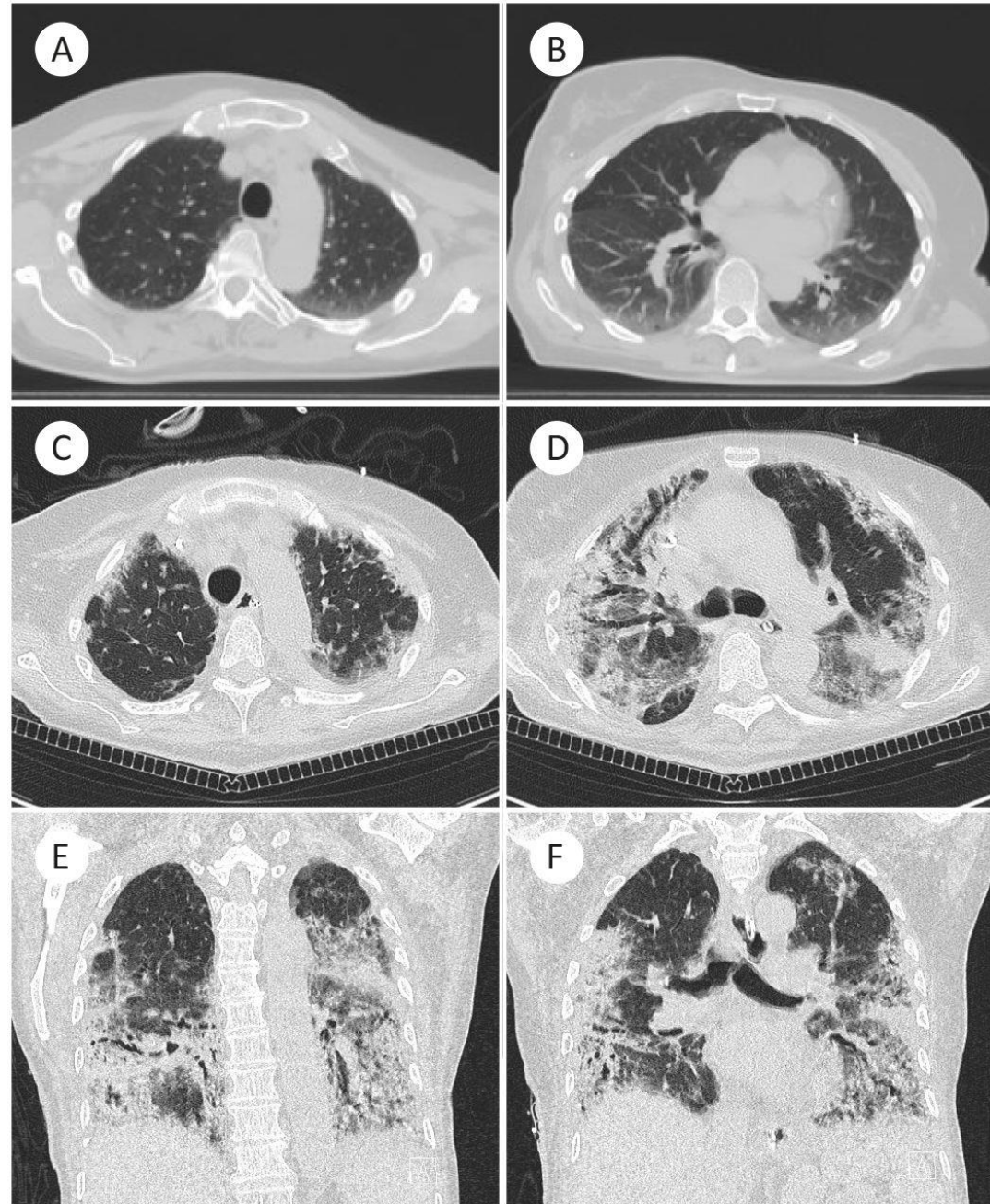


# MODELL

Tüdő

# COVID-19

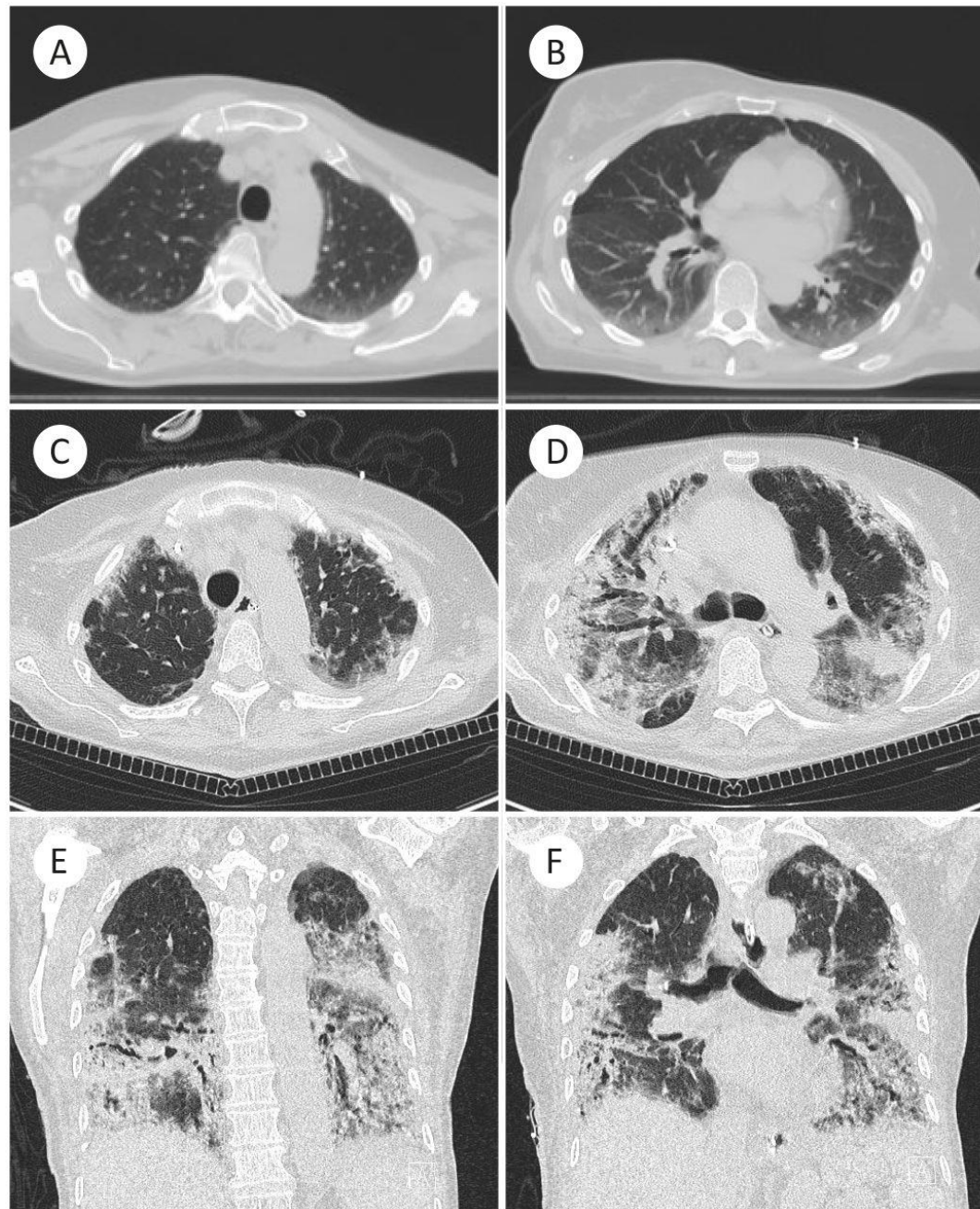
- Tüdő állapotát CT felvétel segítségével elemzik
- Légtartó és roncsolódott terület arányára adnak becslést



<https://jcp.bmj.com/content/74/6/400>

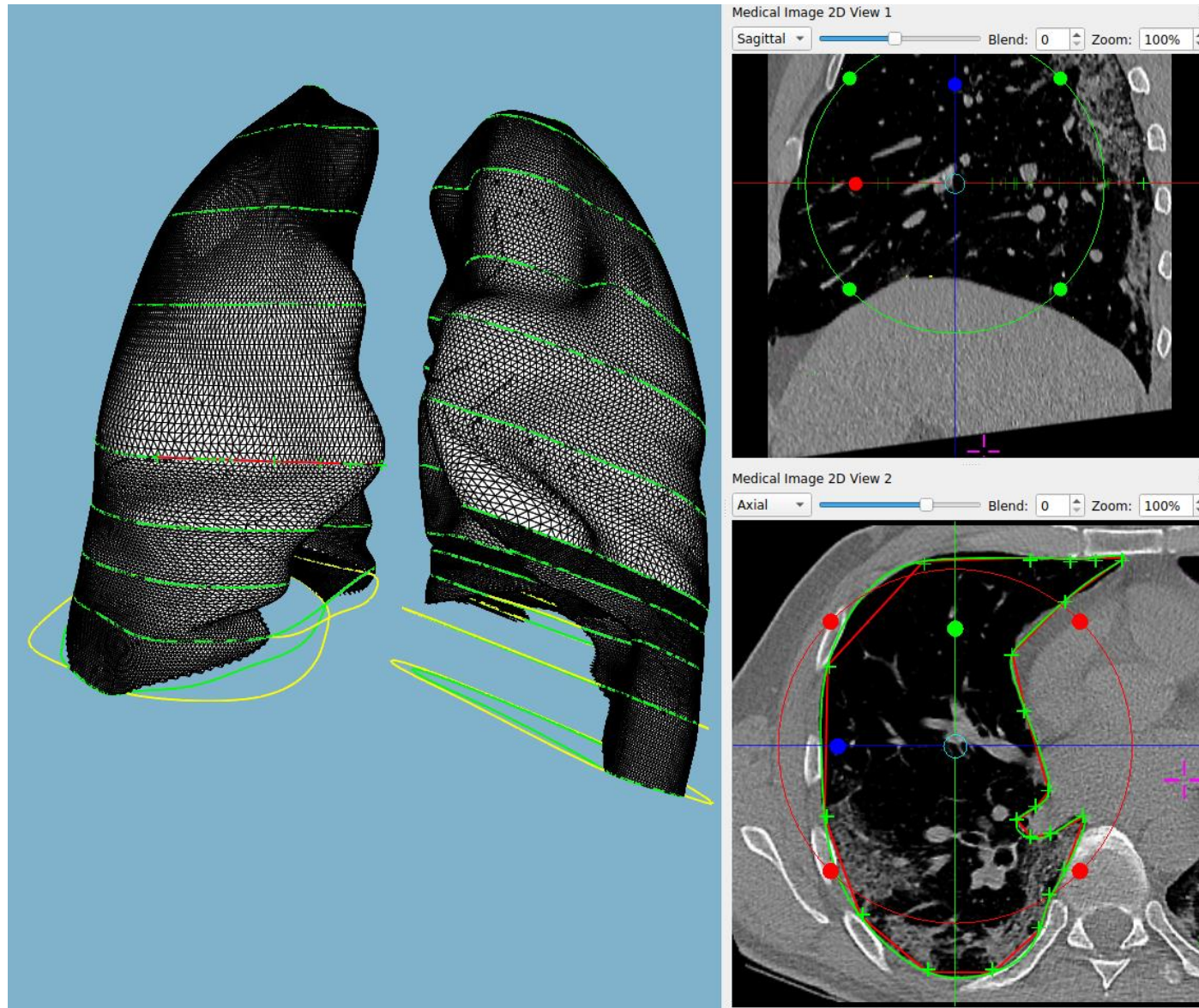
# Cél

- Tüdő szegmentálása
- Kvantitatív módon meghatározni az károsodott és egészséges tüdő térfogatának arányát



# Tüdőmodell

- Gerincmodellel megegyező néhány kivételtől eltekintve
  - 3 helyett tetszőleges számú sík
  - Konkáv felület rekeszizom felől



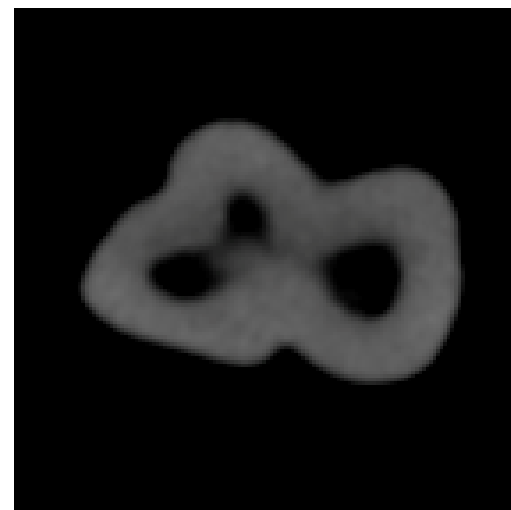
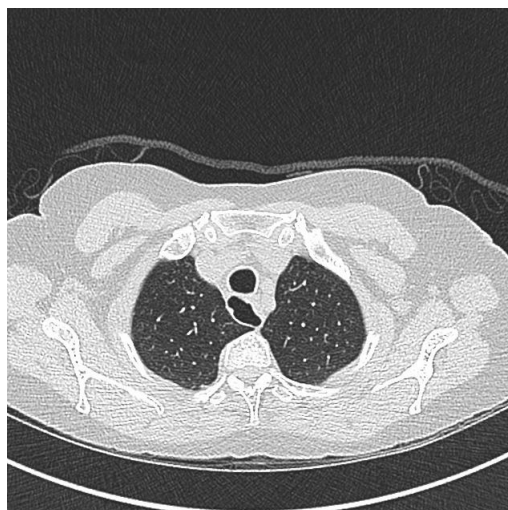
# ORVOSI KÉPALKOTÁS ÉS KÉPFELDOLGOZÁS

---

Mesterséges intelligencia módszerek –  
Konvolúciós neurális hálózatok

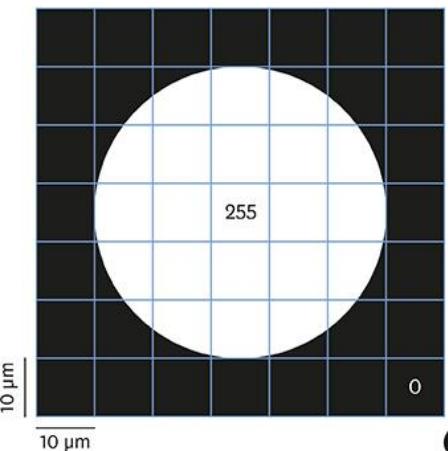
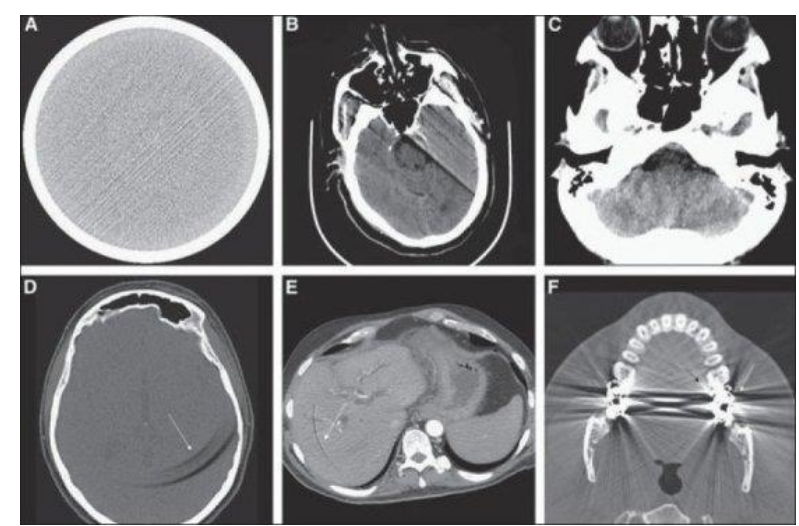
# Bevezetés

- Cél: foggyökér csatorna szegmentálása CT képek alapján
  - Csöves szerkezetű, elágazásokat tartalmazó, fiziológiai struktúrák
- Konvolúciós hálózat alapú megoldás
  - Az alkalmazott költségfüggvény szerepe meghatározó
- Speciális terület, különleges követelmények

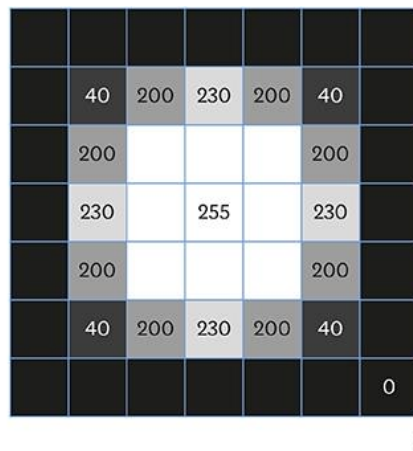


# Kihívások

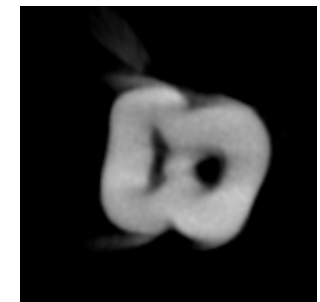
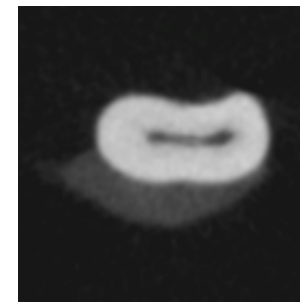
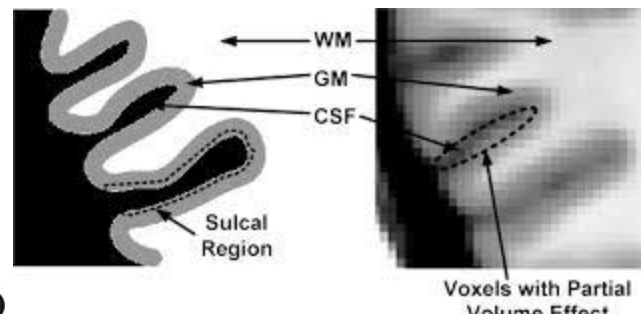
- Képképzési artefaktok hatásának kiküszöbölése
- Korlátozottan rendelkezésre álló tanítóadat
- Legyen robosztus a partial volume effect hatásaira



A

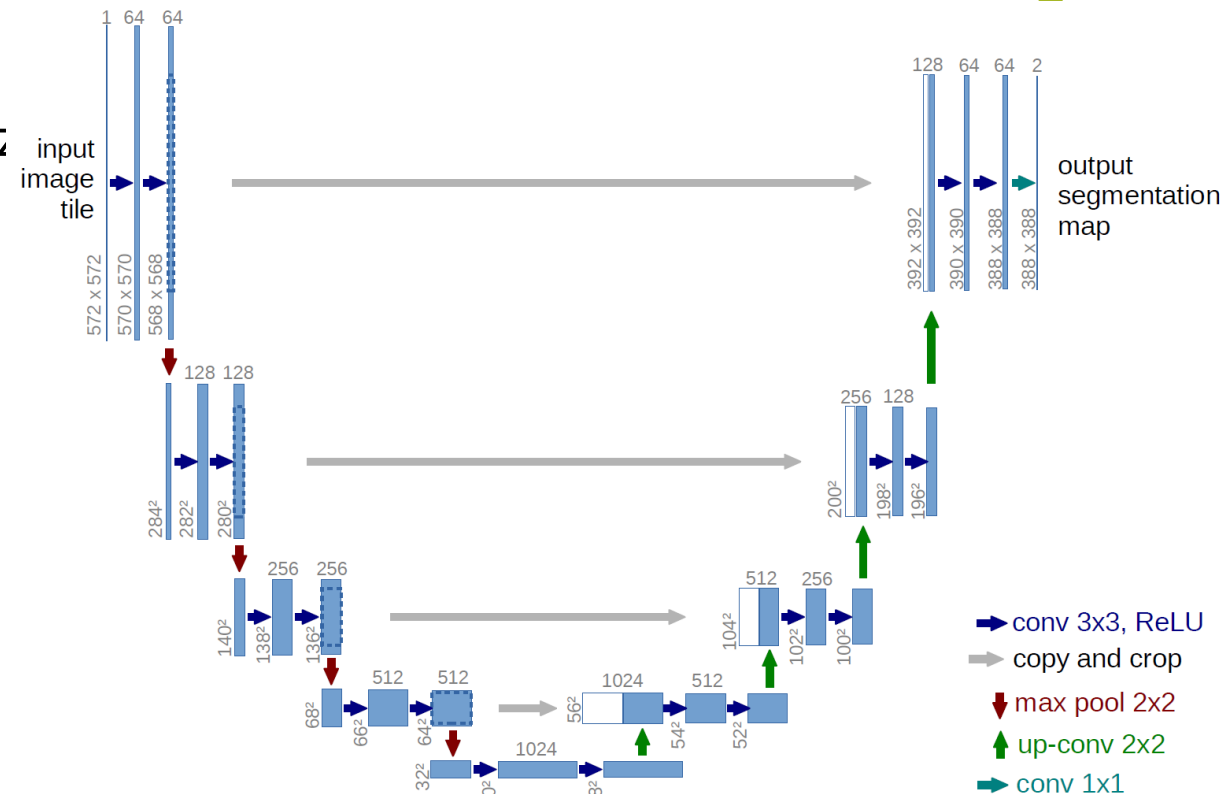


B



# Egy lehetséges megoldás: U-net

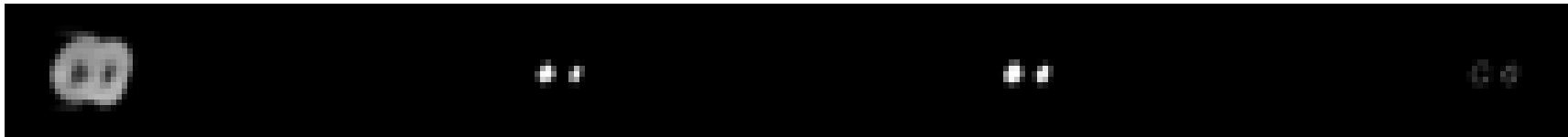
- Mély, teljesen konvolúciós, encoder-decoder típusú hálózat
- 2015 óta számos alkalmazási terület
- Működés: leskálázás-felskálázás
- Kifejezetten orvosi képfeldolgozásra tervezve
- Előny: Kis tanítóhalmaz esetén is eredményes tanítás





# Eredmények

- A különböző költségfüggvények alkalmazhatónak bizonyultak a kísérlet során
- Az általunk ajánlott, súlyozott költségfüggvények jól teljesítettek
- Az ajánlott metrika használható az eredmények kiértékelésére
  - A partial volume effect által okozott hibát nem veszi figyelembe

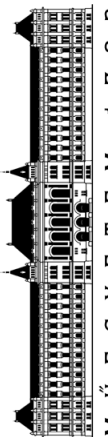


Metric Name	Dice Loss	Tversky	BCE	Focal	WH Tversky	WH Focal
Tversky	0.6704	0.7381	0.6740	0.5205	0.7384	0.5284
Generalized Dice	0.7377	0.7801	0.7164	0.5928	0.7813	0.6008
True Positive	0.9842	0.9417	0.9848	0.9943	0.9428	0.9945
True Negative	0.9994	0.9996	0.9995	0.9993	0.9996	0.9993
Binary Dice	0.9917	0.9697	0.9920	0.9967	0.9703	0.9968
Jaccard	0.9836	0.9413	0.9843	0.9936	0.9424	0.9938

# LEHETSÉGES FELADATOK

---

Orvosi képfeldolgozás



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2



BME IIT - ORVOSI INFORMATIKA LABORATÓRIUM

# Orvosi képfeldolgozás – lehetséges feladatok

- Mesterséges intelligencia alapú módszerek máj és vese szegmentációra
- Csonthiány felismerése és 3D modellezése mesterséges intelligencia módszerek segítségével
- Hagyományos és mesterséges intelligencia módszerek kombinálása konkrét diagnosztikai feladatok esetén
- Preferált ismeretek: python, tensorflow, keras, docker

Kapcsolat: Szlávecz Ákos, [szlavecz@iit.bme.hu](mailto:szlavecz@iit.bme.hu), Benyó Balázs, [bbenyo@iit.bme.hu](mailto:bbenyo@iit.bme.hu)



# KÖSZÖNÖM A FIGYELMET!

---

*Benyó Balázs*

*bbenyo@iit.bme.hu*

