

# Vizualizarea imaginilor medicale

LUCRARE DE DIPLOMĂ

Coordonator științific  
Ș.I. dr. ing. Paul-Corneliu HERGHELEGIU

Absolvent  
Silviu-Andrei MOTFOLEA

# Scopul lucrării

Realizarea unei aplicații pentru vizualizarea imaginilor medicale

## Obiective:

Implementarea unui algoritm de redare prin metoda ray casting

Integrarea unei măști de segmentare pentru îmbunătățirea rezultatelor

Implementarea unei metode pentru generarea automată a măștii de segmentare

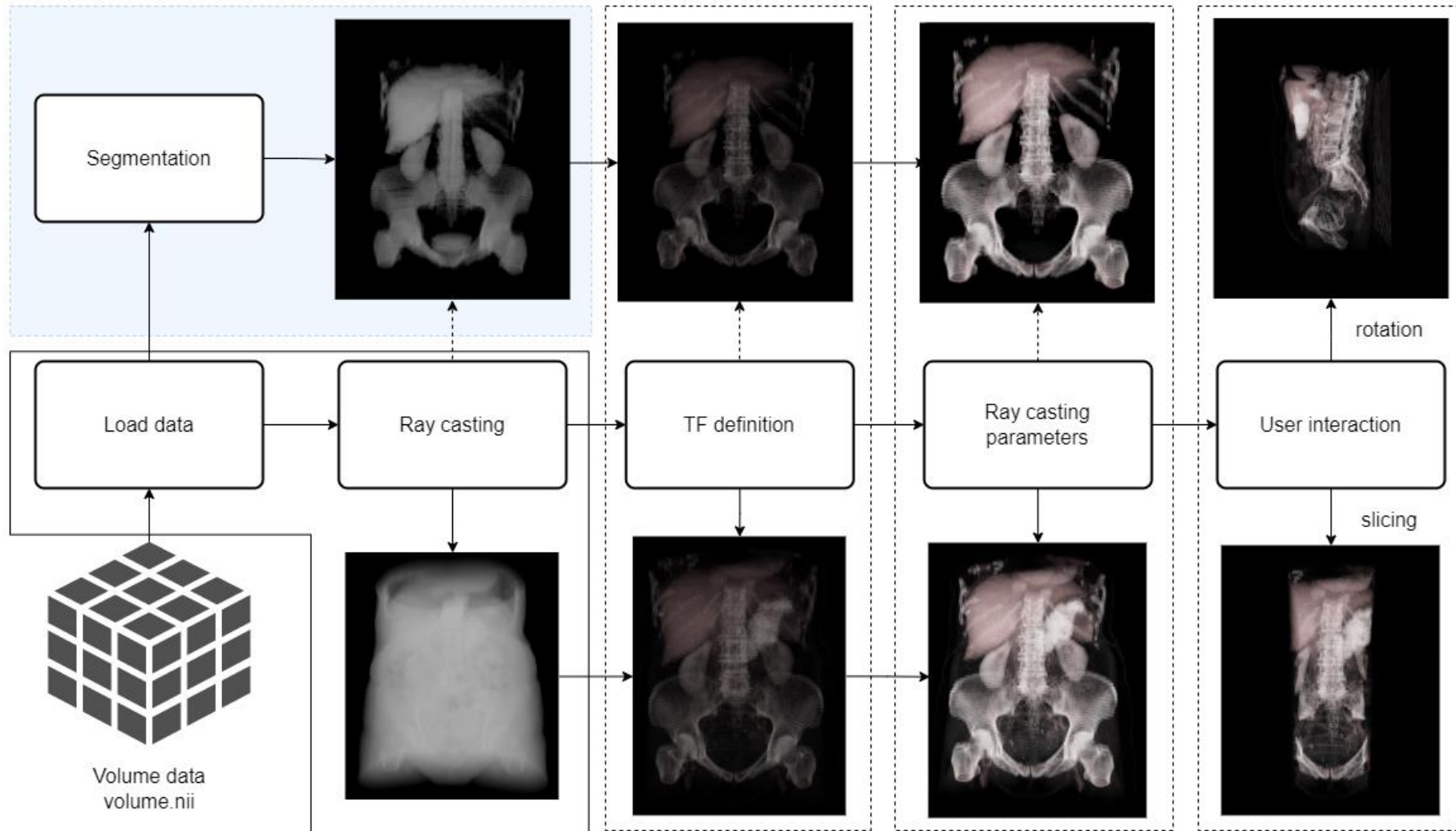
## Utilitate:

Educațional

Diagnosticarea pacienților



# Etapele procesului de redare



# Etapele procesului de redare

Setul de date utilizat: CT-ORG

140 tomografii coputerizate (CT)

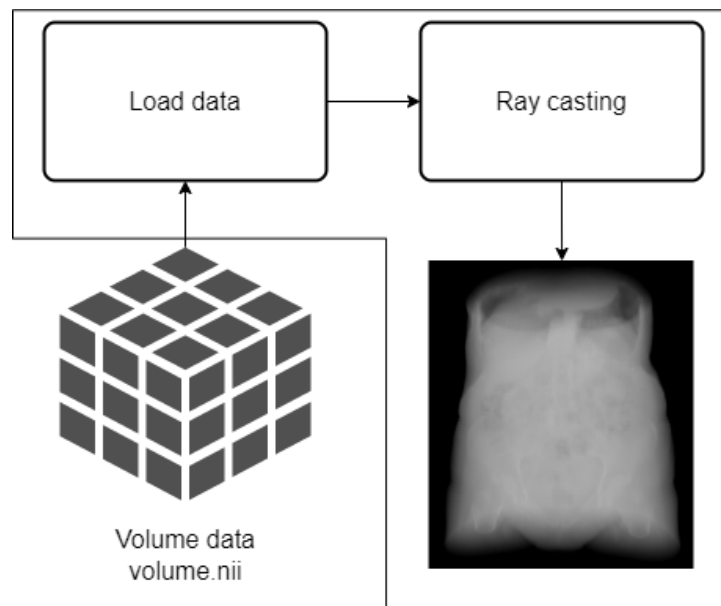
Fiecare conține o mască de segmentare realizată manual (primele 21 scanări) sau semi automat

Format de stocare NIfTI -> fișiere .nii sau .nii.gz (gzip)

Stocare volum în shader folosind o textură 3D

Etape esențiale:

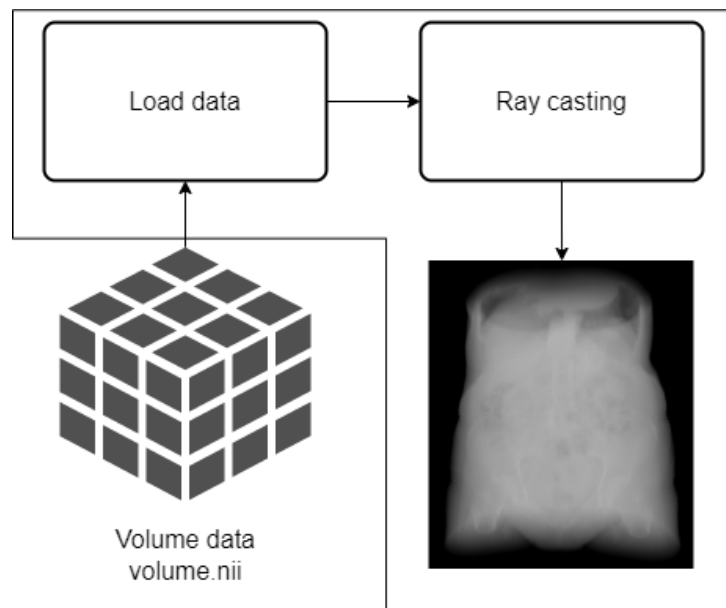
Încărcarea datelor



# Etapele procesului de redare

Etape esențiale:

Încărcarea datelor    Vizualizarea datelor



Transformare din spațiu scanner în spațiu voxel

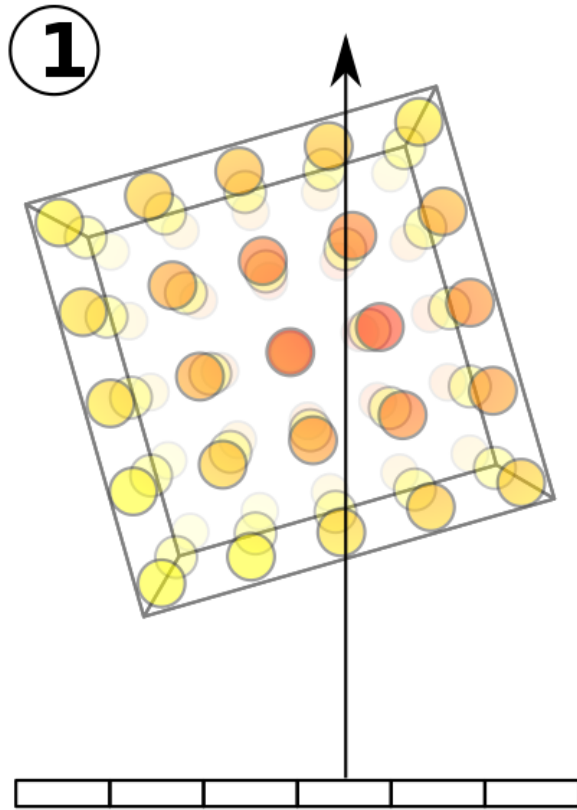
$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = M * \begin{bmatrix} i \\ j \\ k \\ 1 \end{bmatrix}$$

M – matricea afină  $4 \times 4$

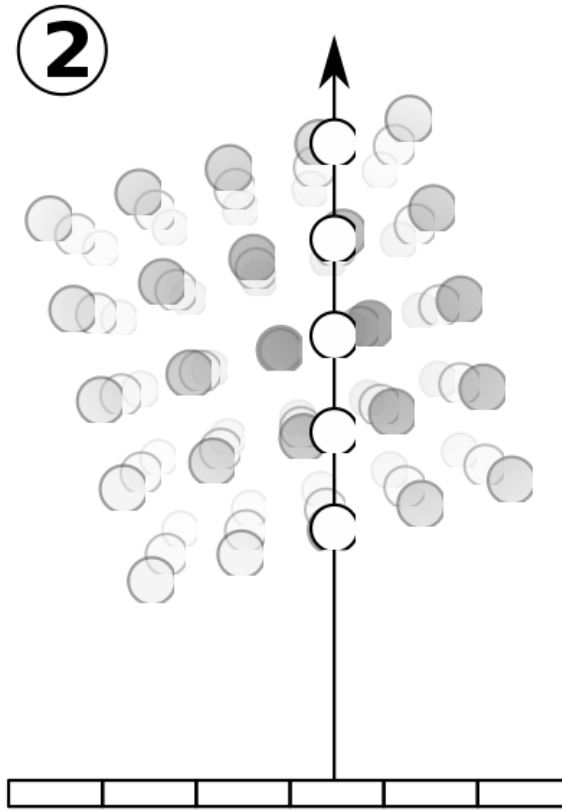
Transformare din spațiu voxel în spațiu scanner

$$\begin{bmatrix} i \\ j \\ k \\ 1 \end{bmatrix} = M^{-1} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

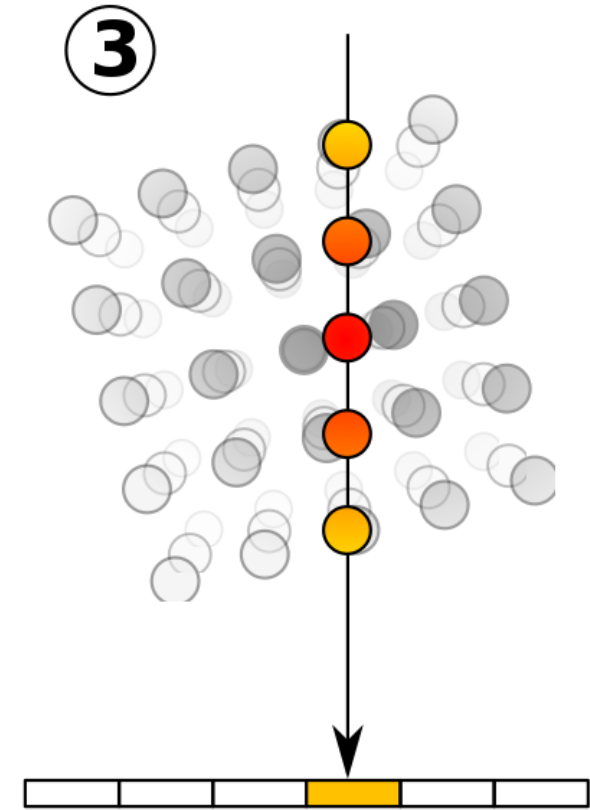
# Ray casting



1. Proiecția razelor

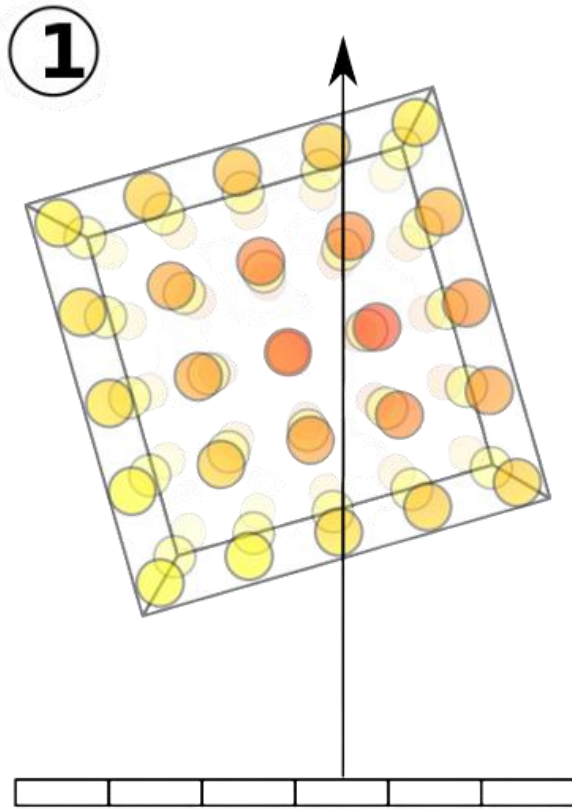


2. Eșantionarea volumului



3. Compoziția

# Ray casting



1. Proiecția razelor

Ecuția razei:

$$r = o + td$$

$r$  – raza,  $o$  – originea,  $d$  - direcția

Parametrii intersecției:

$$t_0 = (B_0 - o)/d$$

$$t_1 = (B_1 - o)/d$$

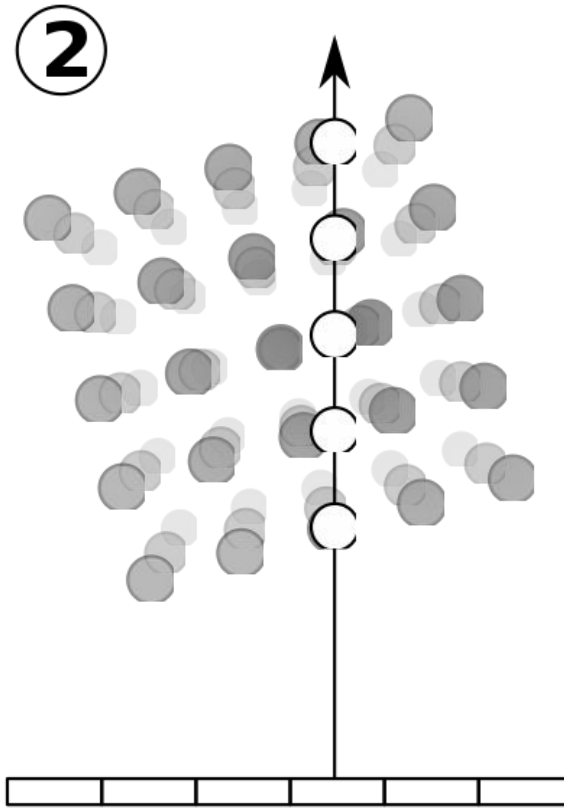
$B$  – punctele ce definesc cubul

# Ray casting

Interpolarea celui mai apropiat vecin

Este folosită distanța Manhattan  
pentru determinarea acestuia

$$|x_s - x_v| + |y_s - y_v| + |z_s - z_v|$$



2. Eșantionarea volumului



# Ray casting

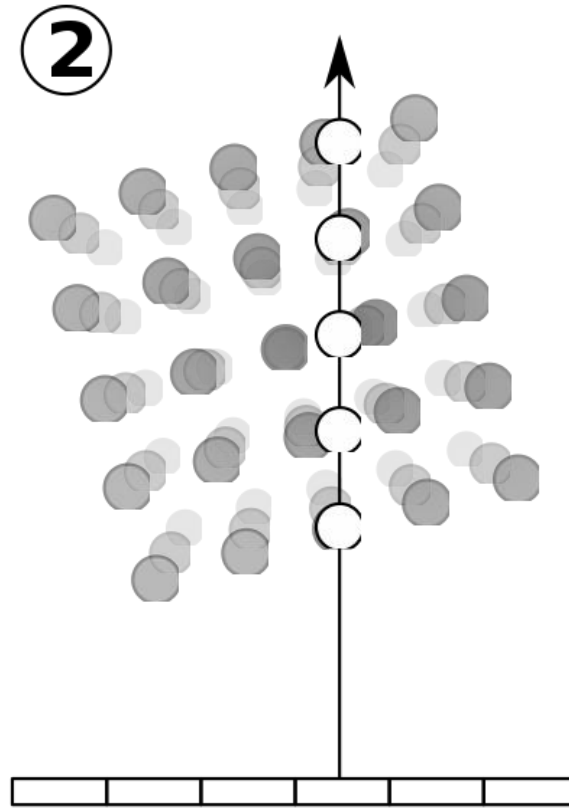
Corecția ratei de eșantionare:

$$I_V = 1 - (1 - I_V)^{\frac{s_0}{s}}$$

$I_V$  – intensitatea în punct

$s_0$  - rata de eșantionare de referință

$s$  – rata de eșantionare actuală



2. Eșantionarea volumului

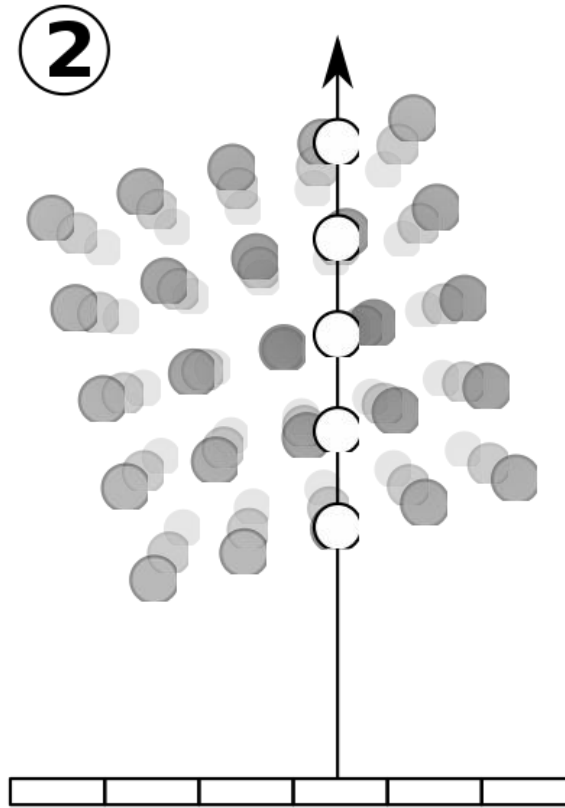
# Ray casting

Funcție de transfer:

$$C, A = T(I_V)$$

C – culoarea corespunzătoare  
punctului

A – opacitatea corespunzătoare  
punctului



2. Eșantionarea volumului

# Ray casting

Compunere back-to-front pentru culoare și opacitate:

$$a_i = a_i + (1 - a_i) \cdot A \cdot I$$

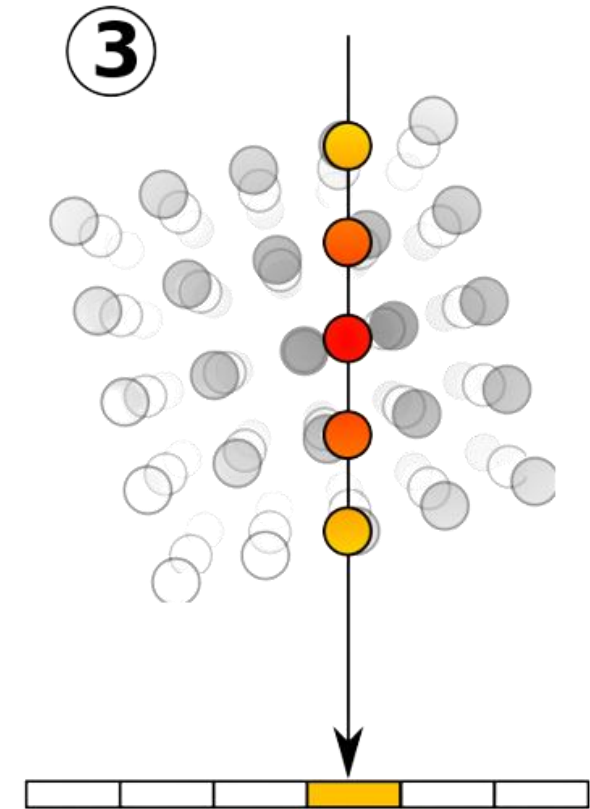
$$c_i = c_i + (1 - a_i) \cdot C \cdot I$$

$a_i, c_i$  – opacitatea și culoarea pixelului la pasul  $i$

$I$  – intensitatea volumului în punct

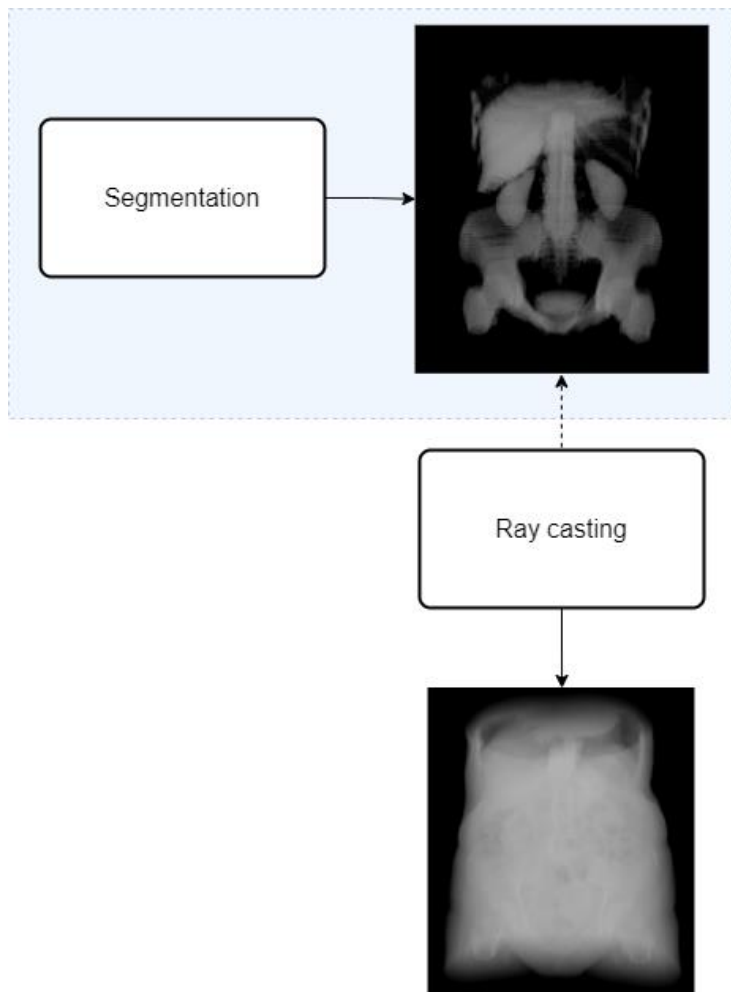
$A$  – opacitatea obținută din funcția de transfer

$C$  – culoarea obținută din funcția de transfer



3. Compoziția

# Etapele procesului de redare



Masca de segmentare semantică obținută folosind API-ul PyTorch pentru C++

Rețea neuronală (U-Net) antrenată în Python

Intrarea rețelei:

Imaginea este redimensionată și împărțită în petice (opțional)

Ieșirea rețelei:

Etichetele sunt determinate folosind funcția sigmoid cu prag 0.5

# Antrenarea rețelei neuronale

Funcția cost BCE – măsoară eroarea reconstrucției într-o rețea

$$l = -w[y \cdot \log x + (1 - y) \cdot \log(1 - x)]$$

$l$  reprezintă costul

$w$  ponderea funcției cost

$x$  datele de intrare

$y$  rezultatul dorit

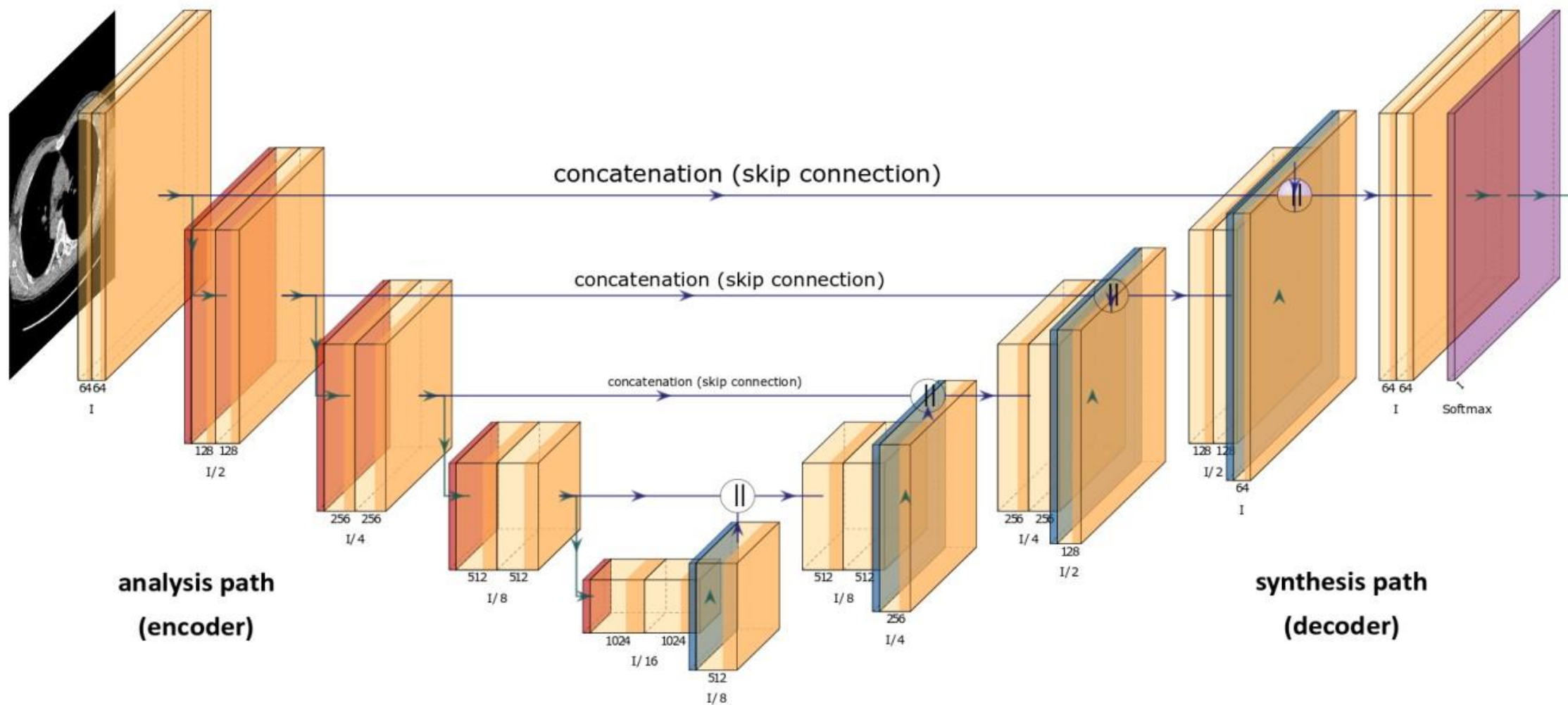
Funcția F1 pentru măsurarea eficacității modelului:

$$F_1 = \frac{tp}{tp + \frac{1}{2}(fp + fn)}$$

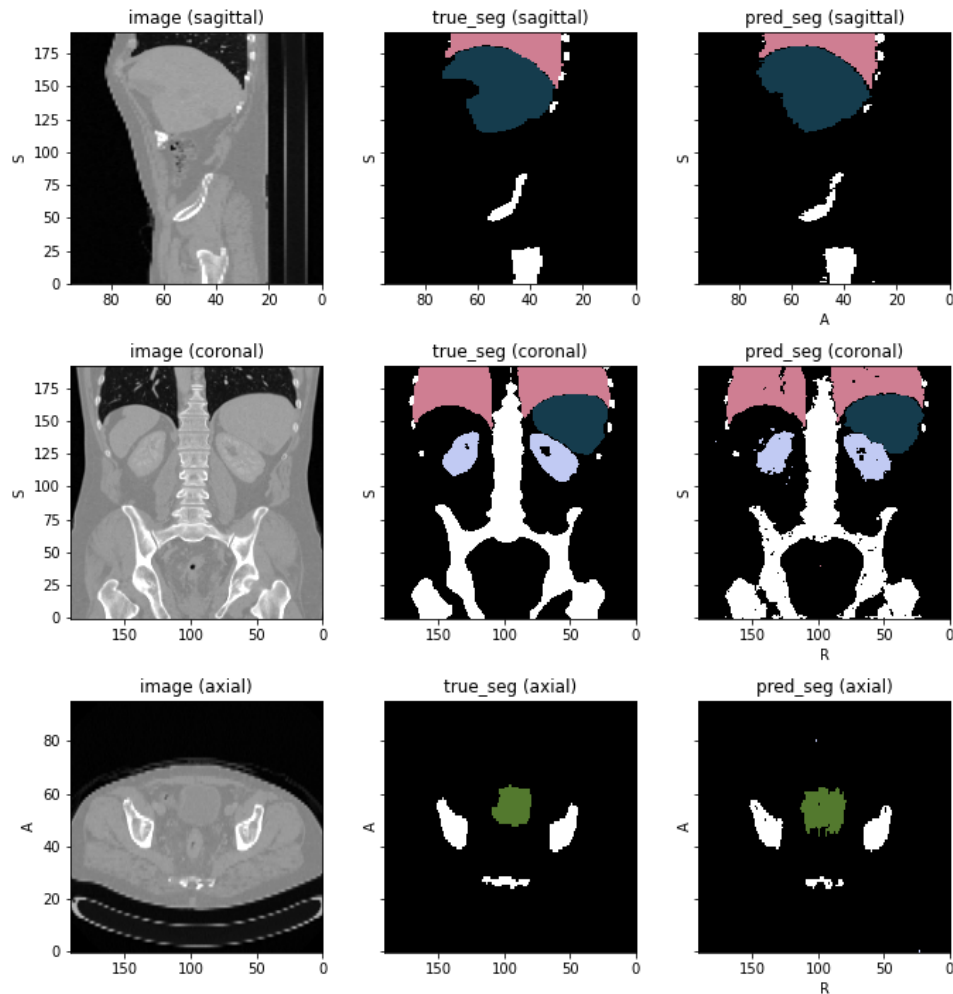
Setul de date este împărțit în 3 subseturi disjuncte:



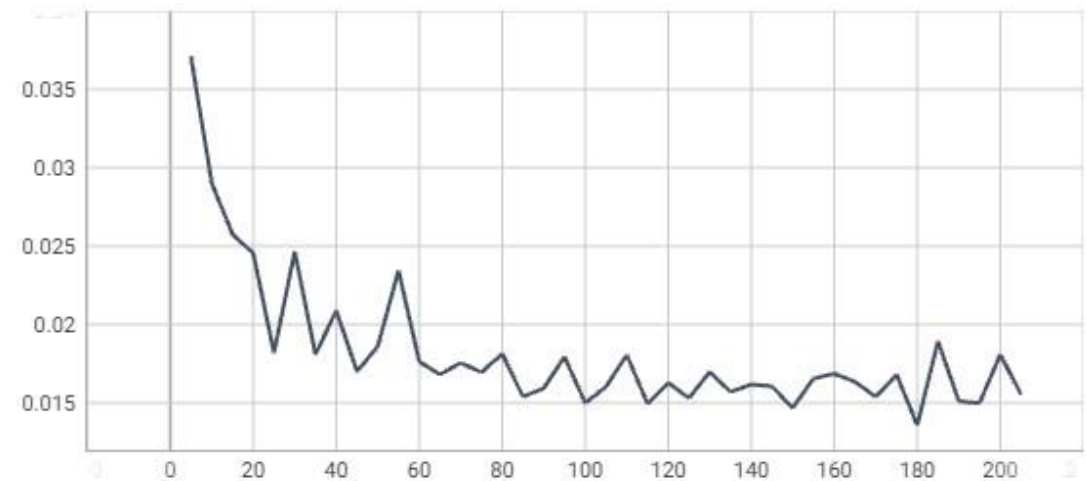
# U-Net 3D



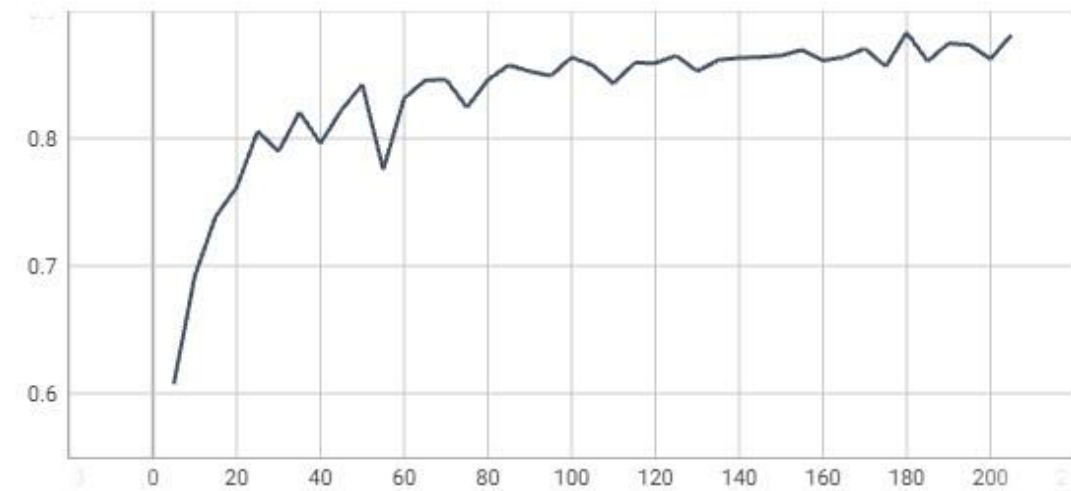
# Rezultate



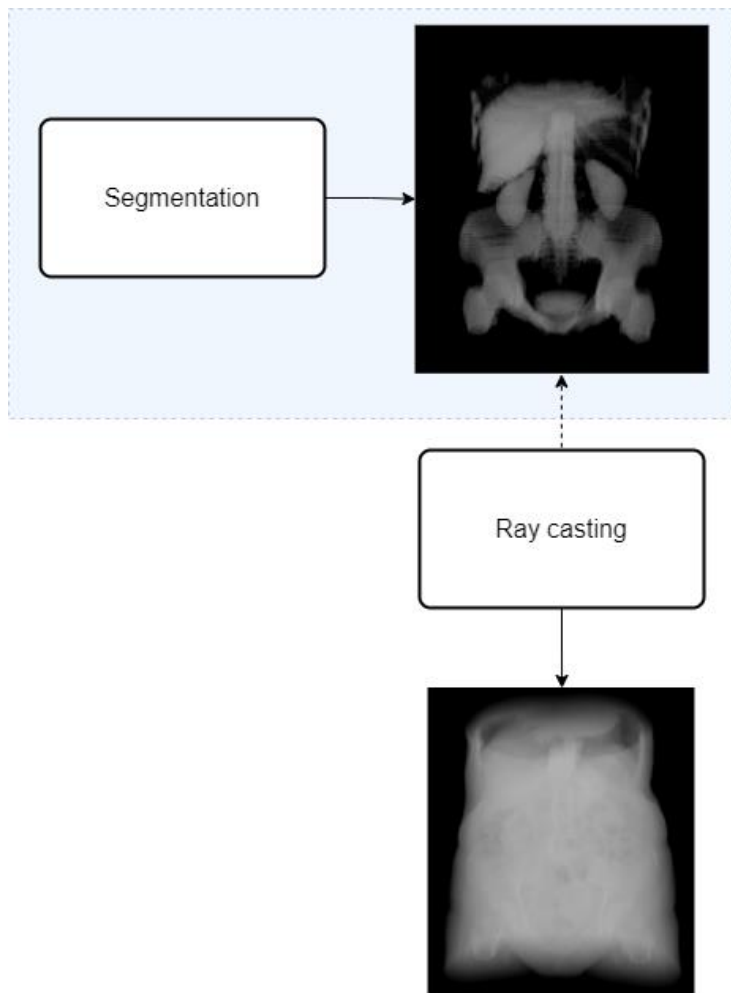
Funcția cost



F1



# Etapele procesului de redare



## Avantaje:

Evidențierea regiunilor de interes

Eliminarea voxelilor ce nu fac parte dintr-o clasă de segmentare

Reducerea zgomotului și îmbunătățirea vizualizării

## Dezavantaje:

Este dificil de realizat o mască de segmentare manual

Măștile de segmentare generate automat conțin voxelii identificați greșit

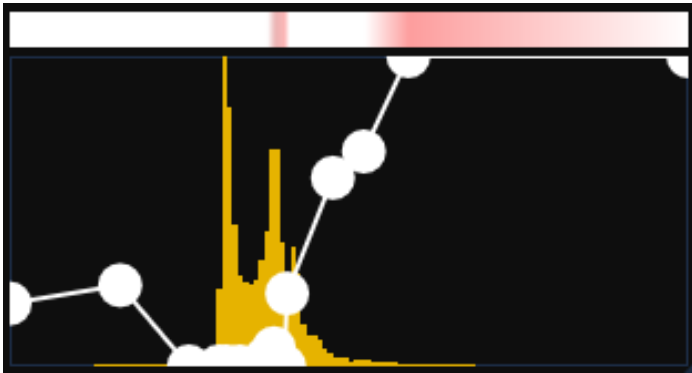
Generarea automată a unei măști de segmentare necesită resurse suplimentare



# Etapele procesului de redare

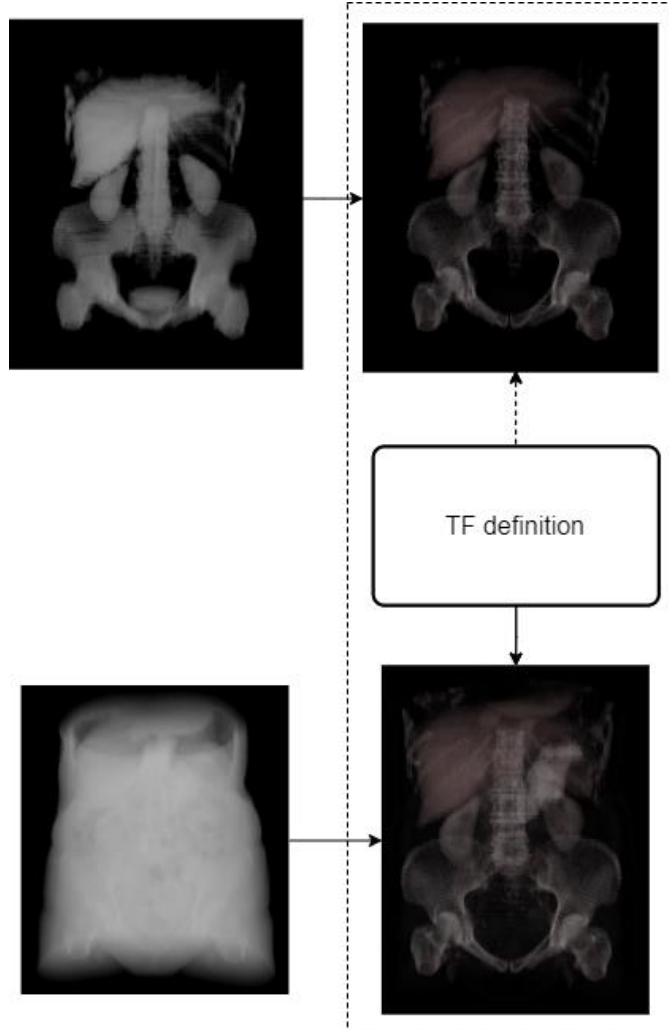
Definirea funcției de transfer

Etapă realizată de către utilizator

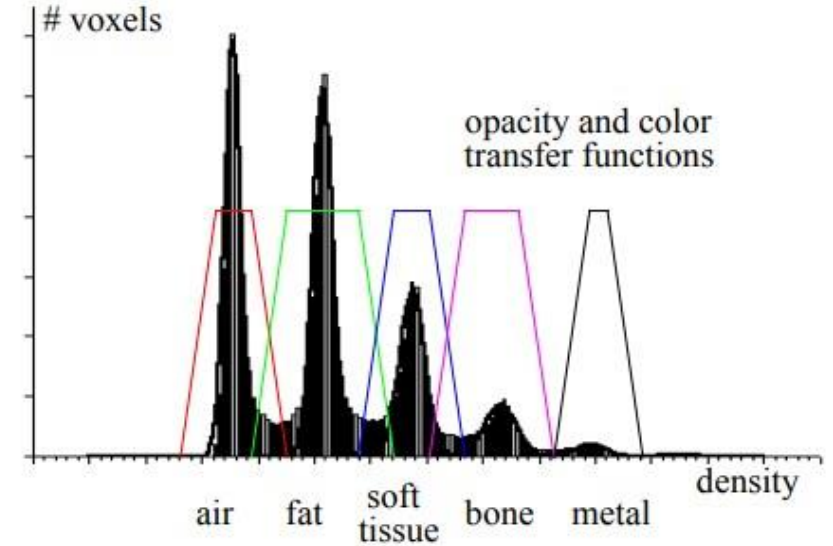


Axa Oy definește opacitatea

Fiecare punct are atribuit o culoare



Analiza bazată pe histogramă

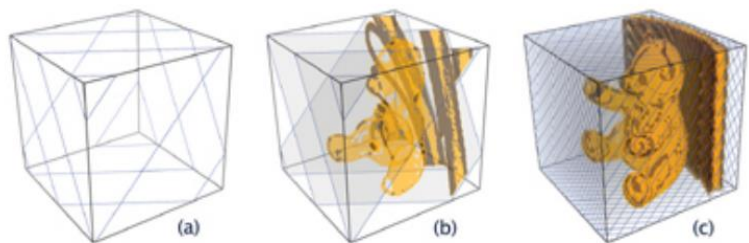


# Etapele procesului de redare

Ajustarea parametrilor folosiți în ray casting pentru îmbunătățirea vizualizării

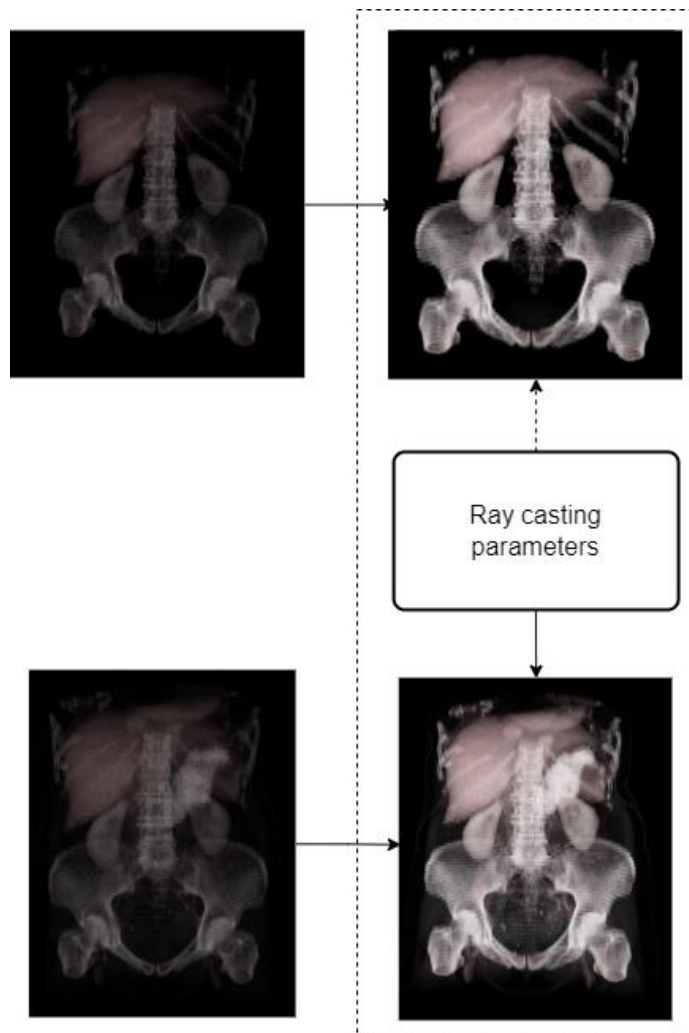
Rata de eșantionare

Schimbarea ratei de eșantionare crește sau scade nivelul de detaliu redat din volum



Corecția alfa

Schimbă luminozitatea redării



# Etapele procesului de redare

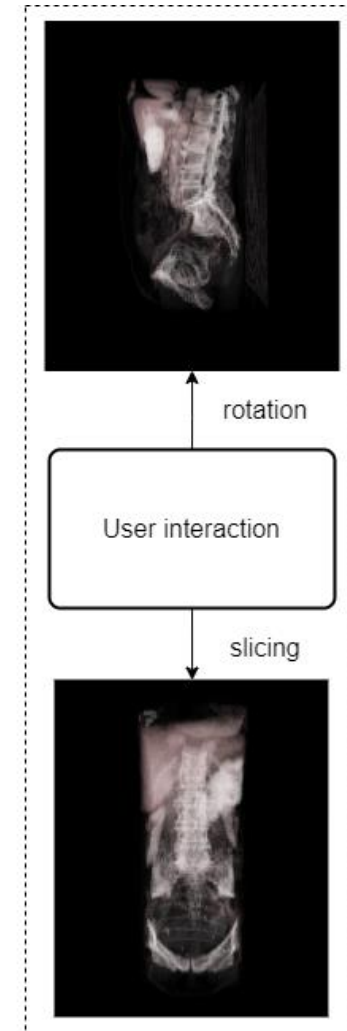
Interactivitatea vizualizării

Rotație

Translație

Zoom

Clipping



# Concluzii

Scopul lucrării a fost îndeplinit prin implementarea unei aplicații de redare a imaginilor medicale folosind tehnica ray casting și funcții de transfer.

Rețeaua neuronală a fost integrată în aplicația de redare astfel permițând crearea automată a măștilor de segmentare.

Rezultatele obținute sunt satisfăcătoare și lucrarea în sine și efortul depus sunt o bază bună pentru continuarea studiilor în domeniul vizualizării imaginilor medicale.