

# Segmentarea oaselor

1<sup>st</sup> Bașchir Călin  
1309B

2<sup>nd</sup> Gorcea Romeo Adrian  
1309B

aplicațiile medicale în ultimul deceniu, deoarece chirurgii și cercetătorii folosesc din ce în ce mai mult flexibilitatea tehnologiei în fabricarea obiectelor.

## I. INTRODUCTION

Imagistica medicală este un domeniu încă la început. Cu ajutorul unei aplicații, vizualizarea în amănunt a structurii oaselor poate fi o ustensilă de mare ajutor pentru doctori. Tehnicile imagisticii medicale sunt utilizate pentru scanarea organelor din interiorul corpului uman. Radiografiile rezultate în urma scanărilor, printr-o prelucrare amănunțită pot evidenția afecțiunile organelor/oaselor respective. Există aplicații prin intermediul cărora, datorită delimitării conturului, măririi contrastului și eliminării de zgomot din imagine se pot pune diagnostice precise. În ultimii ani, tehnologia imagistică a trecut de la a fi utilizată în scopuri strict diagnostice la modelare statistică sau cinematică articulară.

## II. State of the Art & Related Work

### Rapid prototyping technology in medicine

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S089561199000257>)

Utilizarea modelelor medicale construite cu tehnologii de prototipare rapidă (RP) reprezintă o nouă abordare pentru planificarea și simularea chirurgicală. Aceste tehnici permit reproducerea obiectelor anatomice ca modele fizice 3D, care oferă chirurgului o impresie realistă a structurilor complexe înainte de o intervenție chirurgicală. Trecerea de la reprezentarea vizuală la reprezentarea vizual-tactilă a obiectelor anatomice introduce un nou tip de interacțiune numită „touch to comprehend”. După cum se poate observa, din studiile de caz prezentate de chirurgie maxilo-cranio-facială, modelele RP sunt foarte potrivite pentru utilizarea în diagnosticul și simularea preoperatorie precisă a intervențiilor de modificare a scheletului.

### 3D-printed patient-specific applications in orthopedics

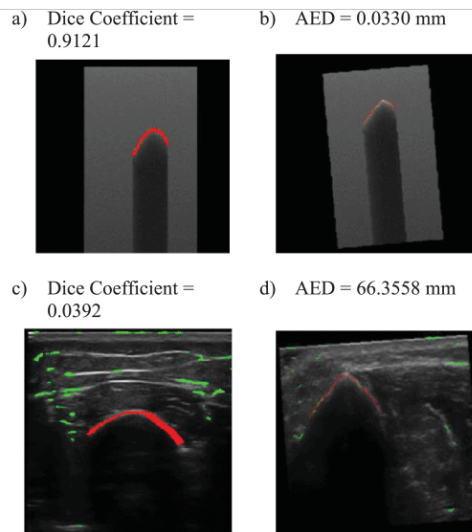
(<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6209352/>)

Odată cu progresele atât în imagistica medicală, cât și în programarea pe computer, imaginile axiale bidimensionale pot fi procesate în alte vederi reformatate (sagitale și coronale) și modele virtuale tridimensionale (3D) care reprezintă anatomia proprie a pacientului. Aceste informații digitale prelucrate pot fi analizate în detaliu de către chirurgii ortopedici pentru a efectua proceduri ortopedice specifice pacientului. Utilizarea imprimării 3D este în creștere și a devenit mai răspândită în

### Improved Automatic Bone Segmentation Using Large-Scale Simulated Ultrasound Data to Segment Real Ultrasound Bone Surface Data

(<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9288096>)

Segmentarea automată a suprafețelor osoase din imagini cu ultrasunete prezintă un mare interes în domeniul chirurgiei ortopedice asistate de computer cu ghidaj ecografic. Aceste segmentări automate ajută sistemul să localizeze locul în care se află suprafața osoasă într-o imagine, ceea ce poate permite o manipulare chirurgicală adecvată. Metodele bazate pe deep learning au obținut rezultate promițătoare. Cu toate acestea, un dezavantaj este că aceste metode necesită un număr mare de seturi de date.



Imaginile de mai sus arata segmentarea automata(verde) suprapusa pe segmentarea manuala(rosu)

## Effects of CT image segmentation methods on the accuracy of long bone 3D reconstructions

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453310002225>)

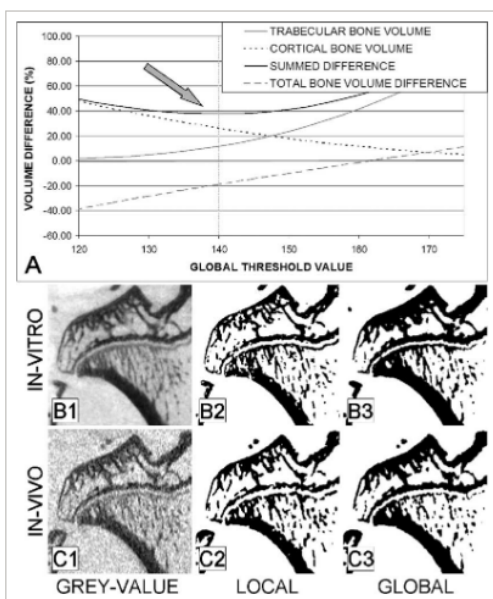
O metodă de segmentare a imaginii precisă și accesibilă este foarte solicitată pentru generarea de modele osoase 3D din datele de scanare CT (**computerized tomography**), deoarece astfel de modele sunt necesare în multe domenii ale cercetării medicale. Chiar dacă numeroase metode sofisticate de segmentare au fost publicate de-a lungul anilor, cele mai multe dintre ele nu sunt ușor accesibile comunității generale de cercetare.



## An Improved Segmentation Method for In Vivo $\mu$ CT Imaging

(<https://asbmr.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1359/JBMR.040705>)

Metodele de segmentare a imaginii pentru  $\mu$ CT pot influența acuratețea calculului morfometriei osoase. Este introdusă o nouă metodă de segmentare automată, iar performanța acesteia este comparată cu metodele standard de segmentare. Noua metodă poate îmbunătăți rezultatele  $\mu$ CT in vivo, în care nevoia de a menține doza de radiație scăzută limitează calitatea scanării.



Aplicarea algoritmului de prag local la scanarea unei tibii întregi de șobolan a dus la o segmentare satisfăcătoare. Segmentarea locală a scanării in vivo de calitate inferioară a arătat doar diferențe minore în comparație cu setul de date de înaltă calitate; trabeculele metafizice au fost puțin mai groase (Fig. 6B2 și 6C2).

## III. Method Description

Prin intermediul aplicației noastre, ne propunem să realizăm segmentarea oaselor prin intermediul prelucrării unei radiografii medicale.

Pentru demararea proiectului ne-am gândit să aducem imaginea dată la o formă ușor de prelucrat.

Pentru procesarea imaginilor vom utiliza limbajul C++ în OpenCV.

Spre exemplu. Se dă imaginea din Figura 1



Fig1

Primul pas consta în transformarea imaginii în una grayscale așa cum este prezentat în Figura 1.1



Fig 1.1

Ulterior dorim să binarizăm imaginea pentru o mai ușoară detecție a marginilor (Fig 1.2)



Fig1.2



Dorim sa obtine mun rezultat precum cel din Fig 1.3

Rezultatul codului nostru.

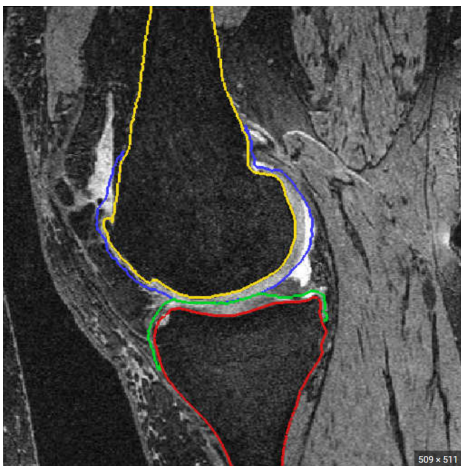


Fig 1.3

#### IV.Preliminary Results

Cod

Binarizare  
Blur  
Detectare Muchii

```

unsigned char* BinaryImage(unsigned char* img, int w, int h, double th, double maxVal)
{
    unsigned char* result = new unsigned char[w * h];
    Mat inMat(h, w, CV_8UC1, img);
    Mat binaryMat(h, w, CV_8UC1, result);
    threshold(inMat, binaryMat, th, maxVal, cv::THRESH_BINARY);
    return result;
}

unsigned char* gaussianBlur(unsigned char* img, int w, int h)
{
    unsigned char* result = new unsigned char[w * h];
    Mat inMat(h, w, CV_8UC1, img);
    Mat outMat;
    GaussianBlur(inMat, outMat, Size(3,3), 3);
    Mat absMat(h, w, CV_8UC1, result);
    convertScaleAbs(outMat, absMat);
    return result;
}

unsigned char* DetectorMuchii(unsigned char* img, int w, int h)
{
    unsigned char* result = new unsigned char[w * h];
    Mat inMat(h, w, CV_8UC1, img);
    Mat outMat;
    Mat kernel = (Mat_<char>(3, 3) << -2, -1, 0, -1, 0, 1, 0, 1, 2);
    filter2D(inMat, outMat, inMat.depth(), kernel);
    Mat absMat(h, w, CV_8UC1, result);
    convertScaleAbs(outMat, absMat);
    return result;
}
    
```

#### V. Rreliminary Conclusion

În concluzie, am reușit să realizăm atât transformarea imaginii în una Grayscale, binarizarea acesteia cât și conturarea oaselor. În viitor planuim optimizarea si dezvoltarea acuratetii aplicatiei.

#### Bibliografie

- [1] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0895611199000257>
- [2] <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9288096>
- [3] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6209352/>
- [4] <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453310002225>
- [5] <https://asbmr.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1359/JBMR.040705>
- [6] [https://www.researchgate.net/profile/Tanzila-Saba/publication/317745097\\_3D\\_bones\\_segmentation\\_based\\_on\\_CT\\_images\\_visualization/links/5c8f5a0645851564fae49074/3D-bones-segmentation-based-on-CT-images-visualization.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Tanzila-Saba/publication/317745097_3D_bones_segmentation_based_on_CT_images_visualization/links/5c8f5a0645851564fae49074/3D-bones-segmentation-based-on-CT-images-visualization.pdf)