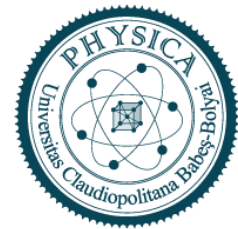


UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE FIZICĂ
SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ



LUCRARE DE LICENȚĂ

Conducător științific

Prof. Dr. Zoltán Bálint

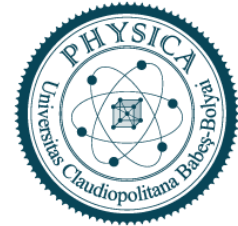
Coordonator științific

Drd. Filip Orzan

Absolvent

Coste Flavia-Maria

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE FIZICĂ
SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ



LUCRARE DE LICENȚĂ
EVALUAREA CALITATIVĂ A STRUCTURILOR OSOASE ȘI A MODELELOR
IMPRIMATE 3D PRIN TOMOGRAFIE COMPUTERIZATĂ

Conducător științific

Prof. Dr. Zoltán Bálint

Coordonator științific

Drd. Filip Orzan

Absolvent

Coste Flavia-Maria

ABSTRACT

Computed tomography (CT) is a key imaging technique in the medical field, allowing detailed visualization of internal structures through X-ray-based cross-sectional images. In parallel, 3D printing technology has increasingly been used in medicine to create accurate physical models for surgical planning, education, and research.

The purpose of this work was to qualitatively evaluate bone structures through CT imaging and 3D printing.

High-resolution CT scans of several chicken bones were acquired using a General Electric CT Optima 660 system, and the files were processed with 3D Slicer and UltiMaker Cura software to generate printable models. Six physical replicas of the chosen bone were produced using UltiMaker S5, UltiMaker 2+, Creality Ender-3, and Elegoo Mars 2 printers, with FDM and SLA technologies. The replicas were scanned in the same setting together with the bones, using different parameters: in studies 1–4, the tube current was kept constant at 160 mA while the voltage varied (80, 100, 120, and 140 kVp); in studies 5–8, the voltage was fixed at 100 kVp while the current varied (120, 200, 240, and 280 mA). For each study, two reconstruction algorithms were applied, BONE and STD, to assess the influence of scan settings on the visibility of structural details. A comparative analysis was conducted between the CT images of the real bone and those of the printed replicas, using ImageJ, evaluating structural integrity. Among the printed samples, Sample P6, made from a biocompatible material, showed the closest Hounsfield Unit (HU) values to the original bone (P0), indicating a high degree of fidelity in replicating the radiodensity of bone tissue. In contrast, Sample P3, printed using resin and featuring a hollow interior, exhibited HU values close to that of air, highlighting the limitations of certain materials in mimicking real bone properties.

In conclusion, the results demonstrate the potential applications of 3D printing in medical training and product preparation, while also highlighting challenges in reproducing complex anatomical structures.

CUPRINS

INTRODUCERE	5
1. PRINCIPIILE FIZICE DIN TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ	6
1.1. Istoricul razelor X.....	6
1.2. Razele X	7
1.3. Producerea razelor X.....	7
1.4. Interacțiunea radiației X cu materia.....	8
1.4.1. Împrăștierea Rayleigh.....	8
1.4.2. Împrăștierea Compton	9
1.4.3. Efectul fotoelectric	10
1.4.4. Producerea de perechi	10
2. TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ	11
2.1. Istoricul tomografiei computerizate.....	11
2.1.1. Evoluția aparatelor.....	11
2.2. Componentele CT-ului.....	11
2.2.1. Gantry.....	12
2.2.2. Sursa de raze X	13
2.2.3. Filtre.....	14
2.2.4. Colimator.....	14
2.2.5. Detector.....	14
2.3. Calibrarea și controlul de calitate.....	15
2.3.1. Teste de geometrie, poziționare și mișcare.....	16
2.3.2. Teste de calitate a imaginii.....	16
2.3.3. Teste de dozimetrie CT	17
2.4. Doza și efectele asupra organismului	17
2.4.1. Doza	17
2.4.2. Efectele asupra organismului	18
2.5. Prelucrarea imaginilor.....	21
3. IMPRIMAREA 3D	23
3.1. Pașii obținerii obiectului printat.....	23
3.1.1. Crearea modelului	23
3.1.2. Conversia fișierului	23
3.1.3. Printarea și filamentele.....	24
3.1.4. Rezultatul final și metode de post-procesare	25
3.2. Tehnici de imprimare 3D	26
3.2.1. Tehnica modelării prin depunere de filament (FDM).....	26
3.2.2. Stereolitografia (SLA).....	27

3.2.3.	Tehnica Digital Light Processing (DLP)	27
3.2.4.	Tehnica sinterizării selective cu laser (SLS).....	28
3.2.5.	Tehnica fabricării obiectelor laminate (LOM)	29
4.	APARATURA ȘI PROGRAMELE FOLOSITE	31
4.1.	Aparatul General Electric CT Optima 660	31
4.2.	Sante DICOM Viewer Lite	32
4.3.	3D Slicer	32
4.4.	UltiMaker Cura	33
4.5.	Chitubox.....	33
4.6.	Imprimanta UltiMaker S5.....	33
4.7.	Imprimanta UltiMaker 2+	34
4.8.	Imprimanta Elegoo Mars 2.....	35
4.9.	Imprimanta Creality Ender-3.....	35
4.10.	ImageJ	35
4.11.	SciDAVis.....	36
5.	MATERIALE ȘI METODE UTILIZATE	37
5.1.	Crearea modelului.....	37
5.2.	Conversia fișierului.....	38
5.3.	Printarea și filamentele	45
5.4.	Scanarea probelor.....	48
5.5.	Analiza scanărilor	49
6.	REZULTATE ȘI DISCUȚII	52
6.1.	Rezultate obținute pentru reconstrucția BONE.....	52
6.2.	Rezultate obținute pentru reconstrucția STD.....	54
6.3.	Observații generale și discuții.....	57
	CONCLUZII.....	60
	BIBLIOGRAFIE.....	62

INTRODUCERE

Tomografia computerizată (CT) reprezintă una dintre cele mai importante și des utilizate metode de imagistică medicală. CT-ul oferă imagini cu o rezoluție ridicată ale structurilor anatomice prin reconstrucția secțiunilor transversale obținute cu ajutorul razelor X. Datorită rezoluției sale ridicate și a capacității de a diferenția țesuturile pe baza densității, tomografia computerizată este esențială în diagnosticul, planificarea tratamentului și monitorizarea evoluției diverselor afecțiuni.

Imprimarea 3D s-a dezvoltat semnificativ în ultimii ani, devenind un instrument valoros în medicină. Această tehnică permite crearea modelelor tridimensionale ale structurilor interne ale organismului, folosind diferite materiale. Imprimarea 3D contribuie la o mai bună înțelegere a anatomiei, la pregătirea intervențiilor chirurgicale complexe și la instruirea studenților și specialiștilor în domeniul medical. Corelarea dintre imaginile obținute prin tomografie computerizată și replicarea acestora prin imprimare 3D deschide noi perspective pentru personalizarea tratamentelor și optimizarea rezultatelor clinice.

Scopul lucrării este de a analiza integritatea structurală și radiologică a modelelor imprimate, comparându-le cu structurile osoase originale. Obiectivele urmărite includ achiziționarea de imagini CT de înaltă rezoluție, procesarea datelor imagistice pentru obținerea modelelor digitale, imprimarea structurilor osoase utilizând tehnologii diferite (FDM și SLA) și evaluarea comparativă a rezultatelor obținute.

Lucrarea este structurată în șase capitole. Primul capitol prezintă principiile fizice ale tomografiei computerizate, evidențiind caracterul radiației X și interacțiunea acesteia cu materia. Al doilea capitol detaliază tomografia computerizată, prin descrierea componentelor principale, testelor de calibrare, dozei și efectelor radiației ionizante asupra organismului. Capitolul al treilea abordează pașii obținerii obiectului printat 3D și principalele tehnici de imprimare. Capitolul al patrulea descrie aparatura și programele software folosite. Capitolul al cincilea este dedicat materialelor utilizate și metodei de lucru, iar ultimul capitol se concentrează pe analiza rezultatelor obținute.

1. PRINCIPIILE FIZICE DIN TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ

Radiația X constituie elementul esențial al tomografiei computerizate, fiind responsabilă pentru generarea datelor brute necesare reconstrucției imagistice tridimensionale.

1.1. Istoricul razelor X

În anul 1895, fizicianul german Wilhelm Konrad Röntgen a descoperit razele X în urma unor experimente legate de comportamentul fasciculelor de electroni (cunoscute atunci sub denumirea de raze catodice) în cadrul descărcărilor electrice efectuate în gaze rarefiate. Röntgen a observat un efect neașteptat: un ecran acoperit cu material fluorescent, plasat în afara tubului de descărcare, începea să lumineze chiar dacă era protejat de lumina vizibilă și ultravioletă emisă de descărcarea gazoasă.

El a concluzionat că o radiație invizibilă, emisă de tub, traversa aerul și provoca fluorescența ecranului. Röntgen a confirmat că această radiație își avea sursa în punctul în care fasciculul de electroni lovea peretele de sticlă al tubului. Obiectele opace poziționate între tub și ecran au fost considerate transparente pentru această nouă radiație. Pentru a demonstra efectul, Röntgen a realizat o fotografie impresionantă cu oasele mâinii soției sale.

Descoperirea acestor radiații, numite ulterior raze Röntgen, a stârnit un interes științific și public major în întreaga lume și, împreună cu descoperirea radioactivității (1896) și a electronului (1897), a marcat începutul studiului lumii atomice și al erei fizicii moderne.[1]



Figura 1.1. Prima "radiografie", în care este ilustrată mâna soției fizicianului Röntgen [2]

1.2. Razele X

Razele X sunt o formă de radiație electromagnetică caracterizată prin lungimi de undă foarte mici și frecvențe foarte înalte, având valori ale lungimii de undă în intervalul aproximativ 10^{-8} până la 10^{-12} metri, iar frecvențele lor variază între 10^{16} și 10^{20} Hz. [1]

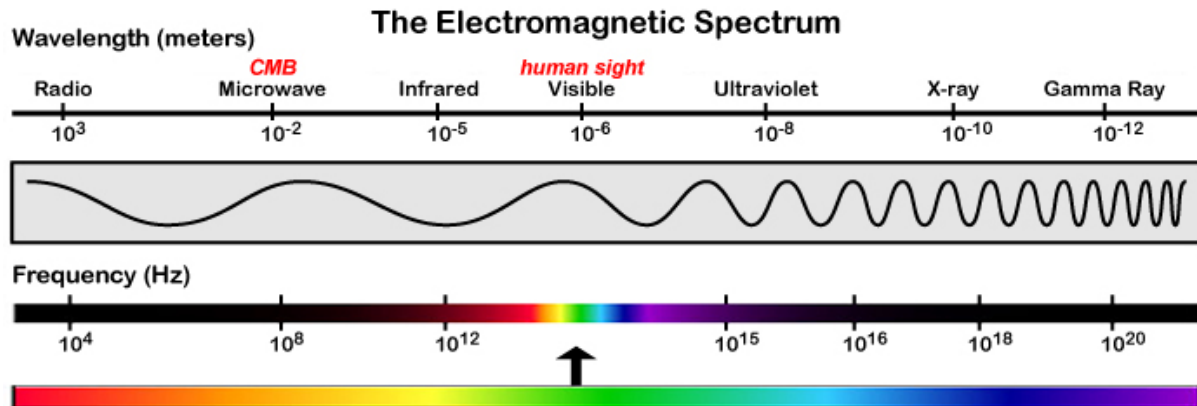


Figura 1.2. Spectrul electromagnetic [3]

Razele X reprezintă o radiație ionizantă care, în momentul în care interacționează cu materia, dețin energie suficientă pentru a determina emiterea de electroni din atomii neutri. Prin acest proces de ionizare, energia razelor X este transferată în materialul pe care îl străbat. [1]

1.3. Producerea razelor X

Există două mecanisme prin care se produc razele X în tuburile din CT: accelerarea unei particule încărcate electric și tranzițiile atomice între nivele discrete de energie. Fiecare mecanism generează un spectru caracteristic de radiație X.

Primul mod în care se generează razele X într-un tub este următorul: un fascicul de electroni cu energie mare lovește o țintă solidă; pe măsură ce acești electroni rapizi interacționează cu electronii și nucleele atomilor din țintă, ei sunt deviați și încetiniți în mod repetat; în timpul acestor decelerări bruște, electronii emit radiație de frânare (bremsstrahlung), un spectru continuu de radiație electromagnetică, cu intensitate maximă în zona razelor X. Majoritatea energiei radiate într-un tub cu raze X face parte din acest spectru continuu.

În tuburile cu raze X, pe lângă spectrul continuu generat de electronii decelerați, apare și un spectru de linii de emisie discrete, specific materialului țintă. Această radiație caracteristică este produsă prin excitarea atomilor din țintă, ca urmare a coliziunilor cu electronii rapizi. De obicei, o coliziune determină ejectarea unui electron puternic legat

dintr-un strat intern al atomului; un electron dintr-un strat exterior, mai slab legat, cade apoi în nivelul energetic inferior pentru a ocupa locul rămas liber. În acest proces, atomul emite un foton cu o energie egală cu diferența dintre cele două niveluri — o valoare care corespunde de obicei lungimilor de undă din domeniul razelor X. [1]

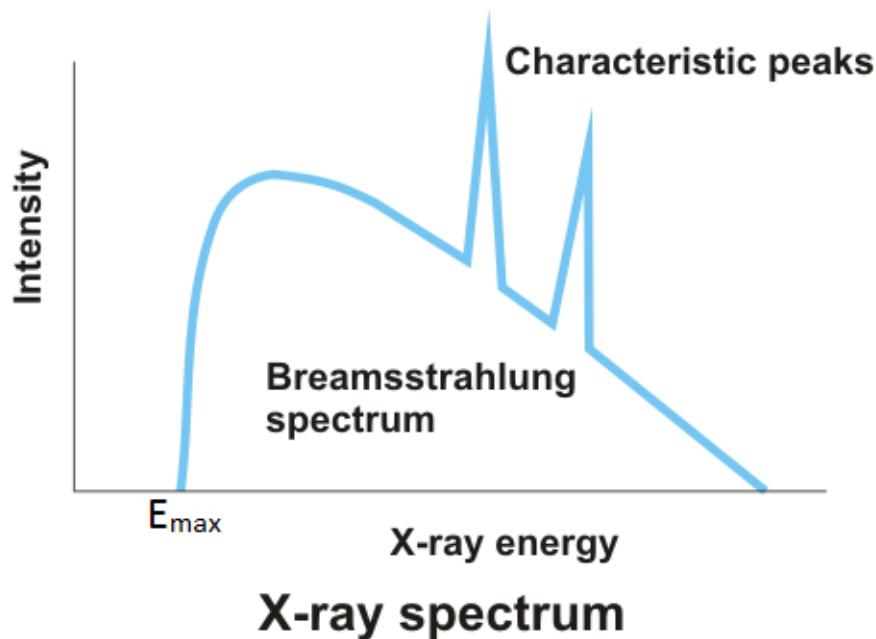


Figura 1.3. Spectrul radiației X, unde se poate observa spectrul continuu și cel discret [4]

1.4. Interacțiunea radiației X cu materia

Atunci când razele X penetrează un material, acestea pot trece fără interacțiune, sau pot interacționa prin absorbție sau împrăștiere. Procesele de împrăștiere și absorbție depind de capacitatea materialului de a atenua radiația și sunt descrise de Legea Lambert-Beer:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d} \quad (1)$$

unde I este intensitatea fotonilor care trec prin material, I_0 este intensitatea fotonilor incidenti, μ este coeficientul liniar de atenuare, iar d este grosimea stratului atenuator.[5]

Razele X pot interacționa cu materia prin patru mecanisme principale. Dintre acestea, trei au o relevanță deosebită în domeniul imagisticii medicale și al medicinei nucleare: împrăștierea Rayleigh, împrăștierea Compton și efectul fotoelectric. Al patrulea mecanism este generarea de perechi. [6]

1.4.1. Împrăștierea Rayleigh

Împrăștierea Rayleigh reprezintă interacțiunea fotonilor cu întregul atom, fără a produce ionizare, deoarece nu sunt eliberați electroni. Are loc în special la energii joase ale

radiației X (15–30 keV), cum ar fi în mamografie, și implică oscilația în fază a electronilor care reemit energia sub formă de fotoni deviați ușor. Deși această formă de împrăștiere poate reduce claritatea imaginii obținute, probabilitatea sa de apariție este redusă în intervalul de energii tipic utilizat în imagistica medicală. În cazul țesuturilor moi, contribuția sa la interacțiunile totale scade sub 5% la energii ce depășesc 70 keV. Este cunoscută și ca împrăștiere coerentă sau clasică. [6]

1.4.2. Împrăștierea Compton

Împrăștierea Compton, cunoscută și sub denumirea de împrăștiere inelastică, este mecanismul de interacțiune cel mai frecvent al razelor X cu țesuturile moi în intervalul de energii folosit în imagistica medicală. Începând cu aproximativ 26 keV, acest tip de interacțiune devine dominantă și rămâne importantă chiar până la energii de ordinul zecilor de MeV (aproximativ 30 MeV). Fenomenul implică interacțiunea fotonilor cu electronii aflați în straturile exterioare ale atomilor, ceea ce duce la expulzarea electronului din atom și emisia unui foton deviat, cu o energie mai mică decât cea a fotonului inițial. La fel ca în toate procesele fizice, și aici se respectă conservarea energiei și a momentului: energia fotonului incident (E_0) este egală cu suma dintre energia fotonului împrăștiat (E_{imp}) și energia cinetică a electronului expulzat (E_{e-}), conform ecuației (2). Energia de legătură a electronului ejectat este relativ redusă și poate fi neglijată.

$$E_0 = E_{imp} + E_{e-} \quad (2)$$

Prin împrăștierea Compton, atomul este ionizat, iar energia fotonului incident se distribuie între fotonul împrăștiat și electronul emis. Acest electron își pierde energia cinetică prin procese de excitare și ionizare a atomilor vecini din materialul traversat. Fotonul rezultat în urma împrăștierii poate fie să iasă din mediu fără alte interacțiuni, fie să participe la noi procese: o nouă împrăștiere Compton, absorbție fotoelectrică (discutată în secțiunea următoare) sau împrăștiere Rayleigh. Energia fotonului împrăștiat se poate determina în funcție de energia fotonului incident și de unghiul sub care are loc împrăștierea:

$$E_{imp} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511\text{KeV}}(1 - \cos \theta)} \quad (3)$$

unde E_{imp} este energia fotonului împrăștiat, E_0 este energia fotonului incident și θ este unghiul (față de traiectoria inițială) sub care are loc împrăștierea. [6]

1.4.3. Efectul fotoelectric

În cazul efectului fotoelectric, întreaga energie a fotonului incident este transmisă unui electron, care este astfel îndepărtat din atom. Acest electron poartă denumirea de fotoelectron. Energia sa cinetică (E_{pe}) este determinată prin diferența dintre energia fotonului incident (E_0) și energia de legătură a electronului orbital (E_{leg}), conform relației prezentate în ecuația (4):

$$E_{pe} = E_0 - E_{leg} \quad (4)$$

Pentru ca efectul fotoelectric să se producă, este necesar ca energia fotonului incident să fie cel puțin egală cu energia de legătură a electronului care urmează să fie expulzat. În urma unei interacțiuni fotoelectrice, atomul este ionizat, apărând un gol într-un strat intern, care este umplut de electroni din straturi mai exterioare, generând o cascadă de tranziții și eliberând energie sub formă de raze X caracteristice.

Probabilitatea apariției radiației X caracteristice scade pe măsură ce scade numărul atomic al materialului absorbant. Din acest motiv, în cazul țesuturilor moi, emisia de raze X caracteristice este rar întâlnită în cadrul interacțiunilor dintre fotonii de diagnostic. [6]

1.4.4. Producerea de perechi

Formarea de perechi este posibilă doar atunci când energia razelor X depășește pragul de 1,02 MeV. În acest proces, un foton interacționează cu câmpul electric al nucleului unui atom, iar energia sa se transformă într-o pereche electron-pozitron. Fiecare dintre aceste particule are o energie de repaus de 0,511 MeV, ceea ce explică necesitatea unei energii minime de 1,02 MeV pentru ca reacția să aibă loc. Ulterior, electronul și pozitronul își pierd energia cinetică prin procese de ionizare și excitare a mediului înconjurător.

În imagistica medicală cu raze X, procesul de formare a perechilor nu se manifestă, deoarece energiile utilizate sunt cu mult sub pragul necesar de 1,02 MeV. [6]

2. TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ

Tomografia computerizată (CT) reprezintă o metodă de investigație imagistică noninvazivă care utilizează raze X pentru a obține imagini de înaltă rezoluție ale structurilor anatomice ale corpului uman.

2.1. Istoricul tomografiei computerizate

Razele X, folosite în tomografia computerizată au fost mai întâi utilizate în radiografii. În ceea ce privește radiografiile, se puteau observa doar oasele și conturul organelor. De aceea, tomografia computerizată a reprezentat un progres major, întrucât permite vizualizarea țesuturilor moi. [7]

2.1.1. Evoluția aparatelor

CT-ul reprezintă o realizare majoră în inginerie și fizică aplicată, evoluând semnificativ în ultimii 40 de ani datorită colaborării dintre mediul academic și industrie. Inițial, o scanare CT dura câteva minute pentru o singură imagine, iar acum sunt achiziționate mii de imagini pe secundă, crescând exponențial eficiența. [7]

Scanner-ul EMI (primul tomograf computerizat) inventat de Godfrey Hounsfield în 1972 a marcat începutul imagisticii clinice CT. Primele modele foloseau o metodă de scanare „step-and-shoot”, ceea ce ducea la ineficiențe și artefacte. Introducerea rotației continue a gantry-ului în 1990 a permis scanarea elicoidală, făcând posibilă o imagistică mai rapidă și mai detaliată. [7]

Au urmat progrese semnificative, inclusiv dezvoltarea CT-ului cu detectori multipli în 1998, care au îmbunătățit considerabil rezoluția și au extins aplicabilitatea. În 2006 apare CT-ul cu surse cu detecție dublă care este capabil să achiziționeze imagini de rezoluție temporală crescută, iar în 2010 au apărut detectori cu 320 de rânduri care au permis imagistica cu masă staționară. [7]

2.2. Componentele CT-ului

Principalele componente ale CT-ului sunt: gantry-ul și masa pe care se poziționează pacientul. Gantry-ul conține componentele necesare pentru a crea și detecta razele X.

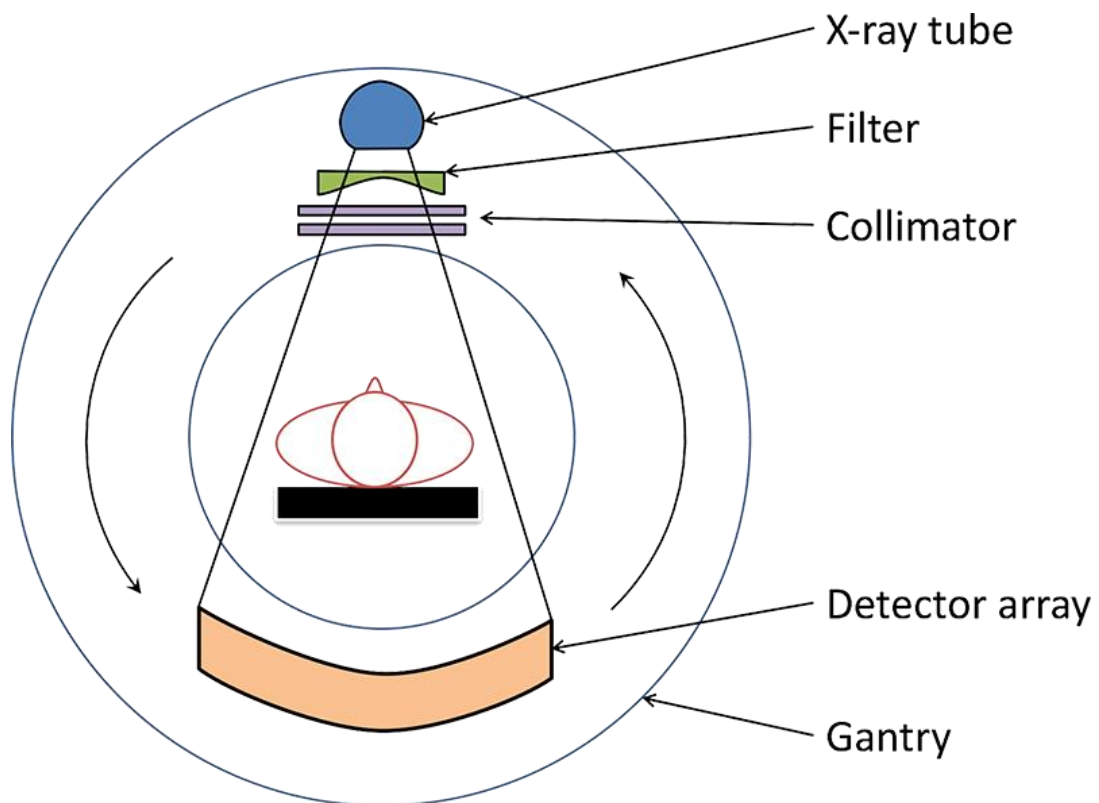


Figura 2.1. Componentele principale ale CT-ului [8]

Figura 2.1. conține o schemă cu componentele principale ale CT-ului: gantry-ul, tubul de raze X, detectorul, colimatorul și filtrele.

2.2.1. Gantry

Structura circulară a tomografului computerizat, cunoscută sub numele de gantry, este componenta principală care conține sistemele esențiale pentru generarea și detectarea radiației X. Aceste echipamente sunt montate pe un cadru rotativ. Dimensiunea totală a gantry-ului variază, la fel și diametrul deschiderii acestuia, numit și apertură, care are, de obicei, o dimensiune cuprinsă între 70 și 90 cm.

Gantry-ul CT-ului poate fi înclinat în funcție de necesitate, pentru a se adapta diferitelor tipuri de pacienți și protocoale de examinare. Valoarea unghiului de înclinare al gantry-ului variază în funcție de modelul aparatului, însă de regulă se situează într-un interval de aproximativ $\pm 15^\circ$ până la $\pm 30^\circ$.

Tot în cadrul gantry-ului se regăsește un sistem cu laser, utilizat pentru a poziționa precis pacientul în câmpul de examinare. Panourile de comandă plasate lateral, pe ambele

margini ale deschiderii circulare, oferă operatorului posibilitatea de a ajusta lumina de aliniere, unghiul de înclinare al gantry-ului și poziția mesei de examinare.

Pentru a asigura comunicarea cu pacientul pe durata investigației, gantry-ul este dotat și cu un microfon, care permite dialogul între acesta și personalul medical. [9]

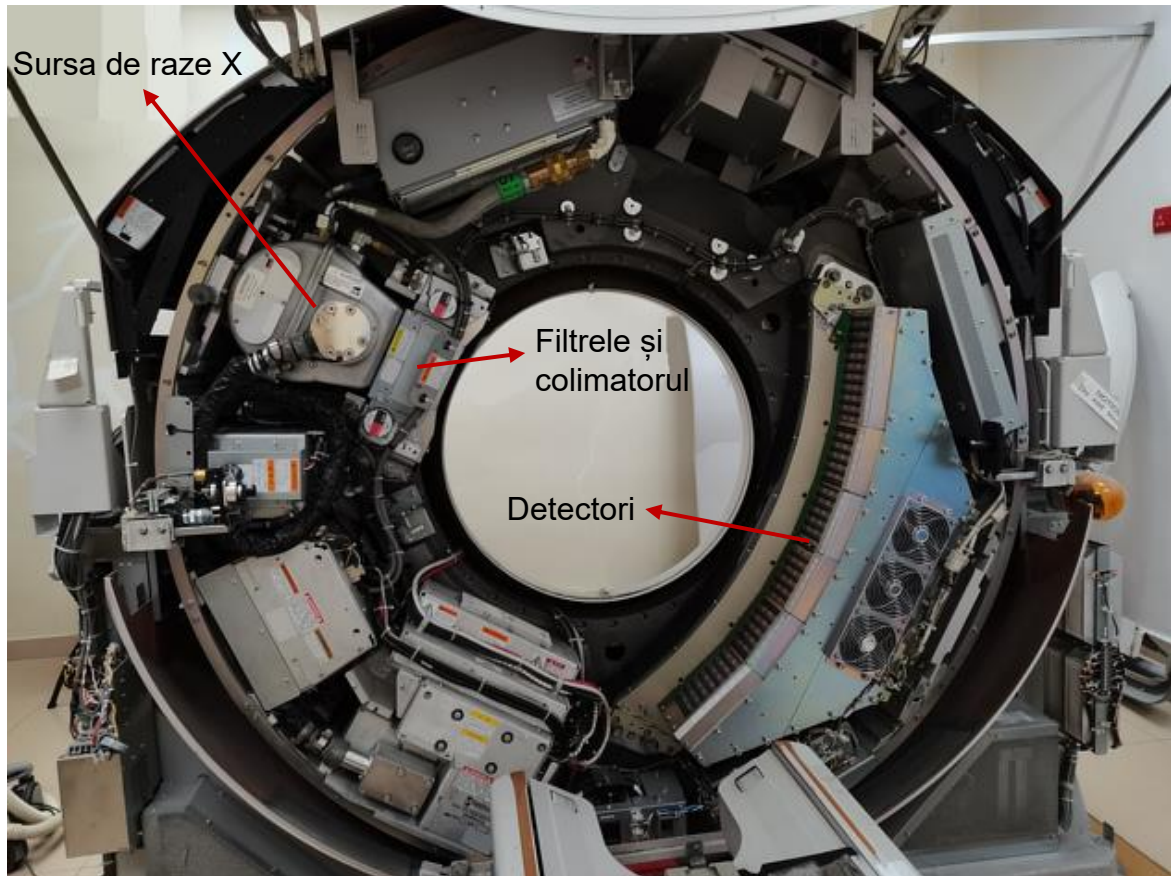


Figura 2.2. Gantry-ul fără capac [10]

2.2.2. Sursa de raze X

Tubul de raze X dintr-un tomograf computerizat generează razele X necesare pentru crearea imaginilor. Acesta este o variantă modificată a unui tub cu anod rotativ standard, similar cu cele folosite în angiografii. Tungstenul este frecvent utilizat ca material pentru anod datorită numărului său atomic ridicat (74), ceea ce sporește intensitatea razelor X. Tuburile din CT au adesea mai multe dimensiuni ale punctului focal (de exemplu, 0,5 mm și 1,0 mm). Cu cât punctele focale sunt mai mici, cu atât este îmbunătățită claritatea imaginii, dar se generează mai multă căldură.

Tuburile din CT sunt supuse unui stres semnificativ din cauza expunerilor frecvente și de durată, astfel, acestea trebuie fabricate în așa fel încât să reziste la acest stres. În consecință, o disipare eficientă a căldurii este esențială. Producătorii specifică în fișele tehnice puterea generatorului (în kW), capacitatea termică a anodului (în MHU) și rata de

disipare a căldurii (în KHU). Aceste valori indică limitele de performanță ale tubului și sunt utile pentru compararea sistemelor CT. De asemenea, este important să se ia în considerare capacitatea tubului de a susține protocoale de scanare lungi și rapiditatea cu care acestea pot fi repetate. [9]

2.2.3. Filtrele

Filtrele sunt folosite în CT pentru a modela fasciculul de raze X, reducând doza de iradiere a pacientului și minimalizând apariția artefactelor. Deoarece tuburile cu raze X din CT emit radiație policromatică, filtrele ajută la eliminarea razelor X cu lungime de undă mare („moi”), care nu contribuie la formarea imaginii, dar cresc expunerea la radiații a pacientului. De asemenea, filtrarea creează o intensitate mai uniformă a fasciculului, reducând artefactele.

Sunt folosite filtre diferite pentru scanarea capului decât pentru scanarea corpului. Secțiunea transversală a corpului uman este aproximativ circulară, prezentând o regiune centrală mai groasă, în timp ce zonele periferice sunt mai subțiri. Pentru a compensa această variație, filtrele pentru scanarea corpului, cunoscute sub numele de filtre „bow-tie”, reduc intensitatea fasciculului la periferie, îmbunătățind calitatea imaginii și optimizând expunerea la radiații. [9]

2.2.4. Colimator

Colimatorul are rolul de a restrânge fasciculul de radiație X la o zonă specifică, ceea ce contribuie la reducerea radiației împrăștiate. Acest lucru duce atât la o calitate superioară a imaginilor obținute, cât și la o doză de iradiere mai mică pentru pacient. În plus, colimatorul influențează grosimea secțiunilor scanate prin modificarea lățimii fasciculului.

Colimatorul situat lângă sursa de raze X, restricționează fasciculul înainte ca acesta să ajungă la pacient (colimare pre-pacient). Acesta influențează distribuția dozei și grosimea secțiunilor, având obloane reglabile pentru controlul deschiderii.

Unele sisteme CT folosesc colimatoare poziționate între pacient și detector (colimare post-pacient). Rolul acestui tip de colimator este să modeleze fasciculul înainte ca acesta să intre în detector și să reducă radiația dispersată, astfel îmbunătățind acuratețea imaginii. [9]

2.2.5. Detector

Un detector este un element unic, iar un ansamblu de detectori include mai multe elemente dispuse într-un arc sau inel, fiecare măsurând intensitatea radiației transmise.

Caracteristicile optime ale detectorilor includ eficiență ridicată, timp de răspuns scurt, suprimarea împrăștierii radiației și stabilitate mare. Eficiența detectorului este influențată de factori precum puterea de absorbție a materialului, eficiența scintilatorului (pentru detectoarele solide), eficiența colectării sarcinii (pentru cele cu xenon), eficiența geometrică și respingerea împrăștierii.

Detectoarele cu xenon sunt mai accesibile și stabile, dar au o eficiență mai mică (60-87%) și necesită un înveliș de aluminiu care reduce numărul de fotoni detectați. Detectoarele solide, bazate pe cristale scintilatoare (ex. cadmiu-tungstat, bismut-germaniat, cesiu-iodură), absorb aproape toți fotonii, oferind o eficiență superioară, dar sunt mai sensibile la variațiile de temperatură și umiditate.

Forma și dispunerea detectorilor influențează radiația împrăștiată. Detectoarele înguste și lungi reduc mai bine împrăștierii, iar plasarea lor cât mai apropiată maximizează conversia razelor X în date. [9]

2.3. Calibrarea și controlul de calitate

Performanța computer-ului tomograf și a componentelor sale influențează semnificativ calitatea imaginii și doza pacientului. Deși o doză mai mare îmbunătățește calitatea imaginii, aceasta trebuie optimizată pentru a evita expunerea excesivă a pacienților. Un sistem eficient de asigurare a calității (QA) este esențial. Acesta începe de la achiziția echipamentului, continuă cu testele inițiale de calibrare și include controlul calității (QC) care se realizează regulat pentru a menține performanța în limitele stabilite.

QC implică verificarea parametrilor de funcționare, metodele de testare și acțiunile corective necesare. Testele sunt clasificate după frecvența lor, de la zilnice la anuale, și sunt realizate de tehnicieni medicali și fizicieni medicali. Deși controlul tehnic este crucial, utilizarea corectă a protocoalelor și monitorizarea dozelor sunt la fel de importante pentru optimizarea procedurilor de diagnostic.

Testele efectuate asupra tomografului computerizat pot fi grupate în trei mari clase: (a) teste de geometrie, poziționare și mișcare, (b) teste de calitate a imaginii și (c) teste de dozimetrie CT. Pentru realizarea acestor teste sunt necesare echipamente de bază precum o fantomă dedicată evaluării calității imaginii, un sistem de dozimetrie CT care include o fantomă specifică, o cameră de ionizare și un electrometru. Deoarece metodele de testare pot varia în funcție de dispozitivele disponibile, este recomandat ca utilizatorii să consulte manualele tehnice ale echipamentelor utilizate. [11]

2.3.1. Teste de geometrie, poziționare și mișcare

2.3.1.1. Alinierea laserilor cu planul de scanare

O aliniere corectă a sistemului laser cu planul de scanare este esențială, deoarece aceste lasere sunt folosite pentru poziționarea precisă a pacientului. Verificarea alinierii se poate realiza fie cu o bandă subțire de film, fie cu o fantomă special concepută pentru acest tip de testare. [11]

2.3.1.2. Acuratețea mișcărilor mesei

Scopul acestui test este de a confirma că deplasarea mesei tomografului respectă parametrii de mișcare setați în prealabil, fără abateri semnificative. [11]

2.3.1.3. Lățimea fasciculului iradiat

Se verifică dacă lățimea secțiunii iradiate se încadrează în specificațiile prevăzute. [11]

2.3.1.4. Lățimea secțiunii imaginii

Se verifică dacă lățimea secțiunii imaginii corespunde valorii selectate în protocol. Pentru acest test se utilizează fantomă cu un modul adecvat care conține de obicei, un insert cu rampe de sârmă la un anumit unghi. Măsurând lungimea sârmei din imagine, se poate calcula lățimea secțiunii. [11]

2.3.2. Teste de calitate a imaginii

2.3.2.1. Uniformitatea numerelor CT și zgomotul

Uniformitatea imaginii produse de CT este evaluată prin măsurarea valorilor CT (în unități Hounsfield) într-o fantomă omogenă. Testul presupune examinarea imaginii întregi pentru a identifica eventuale variații. Se poate utiliza și o fantomă de tip CTDI pentru această verificare. [11]

2.3.2.2. Evaluarea artefactelor

Evaluarea prezenței sau absenței artefactelor în imagini. [11]

2.3.2.3. Acuratețea numerelor CT

Se controlează dacă valorile CT corespunzătoare unor materiale cunoscute se situează în limitele așteptate. Pentru acest test, se utilizează fantome destinate evaluării calității imaginii, care includ materiale cu valori CT bine determinate, cum ar fi CATPHAN sau PRO-CT phantom. [11]

2.3.2.4. Rezoluția spațială (contrast mare)

Testează rezoluția de contrast mare a CT-ului. Se utilizează fantomă pentru calitatea imaginii cu modul pentru rezoluție de contrast mare. [11]

2.3.2.5. Rezoluția de contrast scăzut

Se testează rezoluția de contrast scăzut a scannerului CT. Drept echipament avem fantomă pentru calitatea imaginii cu modul pentru rezoluție de contrast scăzut. [11]

2.3.3. Teste de dozimetrie CT**2.3.3.1. Acuratețea parametrilor dozei indicate**

Scopul testului este verificarea acurateții parametrilor de doză CT afișați pe consola de control a scannerului CT. [11]

2.4. Doza și efectele asupra organismului**2.4.1. Doza**

CT este un excelent diferențiator la contrast scăzut datorită fasciculelor de raze X colimate cu precizie și cantității reduse de radiație împrăștiată care ajunge la detector. Sistemele film-ecran sunt inferioare în ceea ce privește sensibilitatea la contrast scăzut. Filmul nu poate distinge obiecte care au un contrast mai mic de 10% față de materialul de fundal. În schimb, CT poate rezolva și afișa diferențe vizuale între obiecte mici care au doar o diferență minimă de densitate, de doar 0,1% până la 0,5%. Această capacitate permite vizualizarea de țesuturilor moi care nu pot fi detectate prin sistemele film-ecran. Cu toate acestea, obținerea unor imagini de calitate cu contrast scăzut implică administrarea unei doze adecvate de radiație, adică un număr suficient de fotoni per pixel, pentru a suprima zgomotul imaginii. Ca urmare, doza de radiație pentru examinările CT este semnificativ mai mare comparativ cu cea pentru radiografia film-ecran. De exemplu, conform datelor din Tabelul 1.1., doza la nivelul pielii (suprafață) este de aproximativ 10 ori mai mare în CT, iar doza medie absorbită este de aproximativ 100 de ori mai mare.[9]

Metoda utilizată	Metoda de investigare utilizată	Doza la suprafață	Doza medie absorbită
Radiografie	Abdomen antero-posterior	0,3-0,6 cGy	0,03-0,01 cGy
CT	CT abdominal	2-4 cGy	1-2 cGy

Tabel 2.1. Comparare aproximativă a dozei între radiografia generală și tomografia computerizată (CT) [9]

Proceduri speciale, cum ar fi angiografia și radiografia intervențională, pot produce doze de radiație apropiate sau chiar mai mari decât cele din CT. Valorile dozelor efective pot prezenta variații semnificative, acestea depinzând de o serie de factori, printre care se numără tipul echipamentului utilizat și producătorul scannerului CT. [9]

Factorii care influențează doza sunt: configurația fasciculului de raze X, nivelul de filtrare aplicat, randamentul detectorilor, lățimea și distanța dintre secțiuni, pasul de scanare (pitch), dimensiunea câmpului de examinare, tehnica radiografică, precum și caracteristicile fizice ale pacientului (dimensiune corporală și grosimea zonei investigate), numărul de achiziții efectuate și colimarea fasciculului. [9]

2.4.2. Efectele asupra organismului

Când radiațiile ionizante sunt absorbite de un material biologic, ele pot produce efecte celulare prin trei mecanisme principale:

2.4.2.1. Acțiune directă: Radiația interacționează direct cu componentele esențiale ale celulei, provocând leziuni structurale directe, în special la nivelul ADN-ului.

2.4.2.2. Acțiune indirectă: Este rezultatul inducerii unor radicali liberi și ioni cu reactivitate chimică mare, apăruiți în urma interacțiunii radiațiilor cu apa din organism.

2.4.2.3. Acțiune la distanță: Efectele radiației se manifestă și asupra celulelor neiradiate. [12]

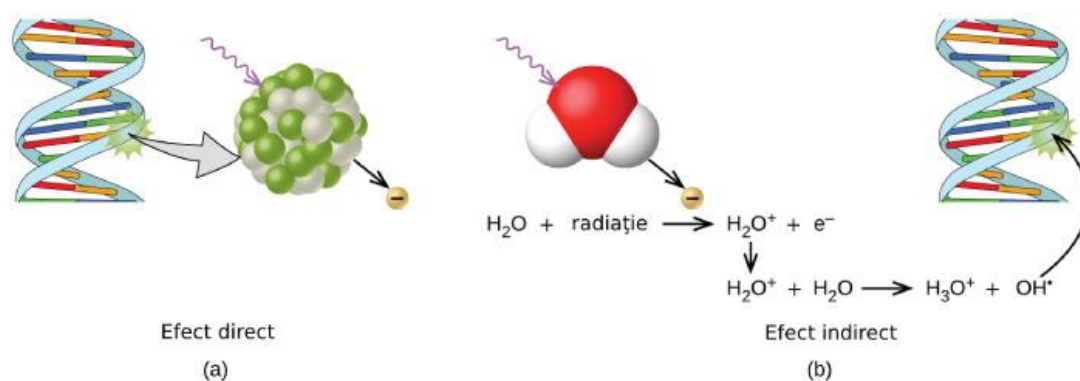


Figura 2.3. (a) Acțiunea directă a radiațiilor, (b) Acțiunea indirectă a radiațiilor [13]

Ținta principală a radiațiilor ionizante este ADN-ul, iar deteriorarea ADN-ului celular poate duce la moarte celulară, mutageneză sau transformare malignă. [12]

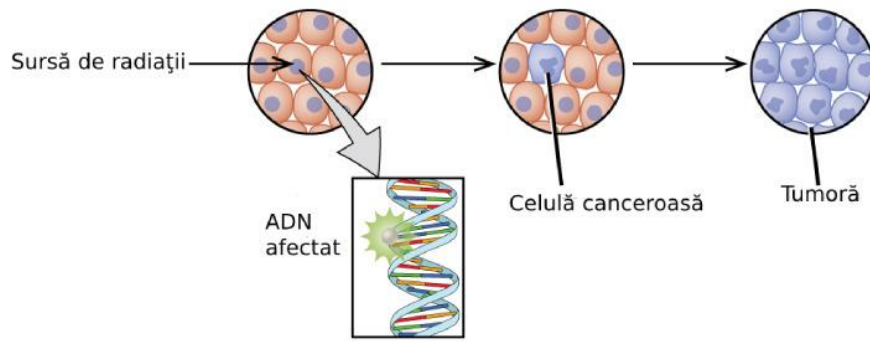


Figura 2.4. Efectele radiației asupra ADN-ului [13]

La doze reduse de radiații, comparabile cu cele din fondul natural, organismul uman reacționează în mod normal din punct de vedere fiziologic, iar uneori poate apărea chiar o stimulare temporară a metabolismului. În schimb, expunerea la doze mari, ce depășesc nivelul fondului natural, determină perturbări ale metabolismului, urmate de distrugerii celulare, care pot conduce, în cele din urmă, la moartea celulelor a țesuturilor și, în cazuri extreme, a întregului organism. [12]

Radiațiile ionizante sunt recunoscute ca agenți genotoxici clasici. [12]

Efectele biologice se clasifică în mai multe categorii, iar din punct de vedere al radiobiologiei există efecte deterministice și efecte stocastice. [12]

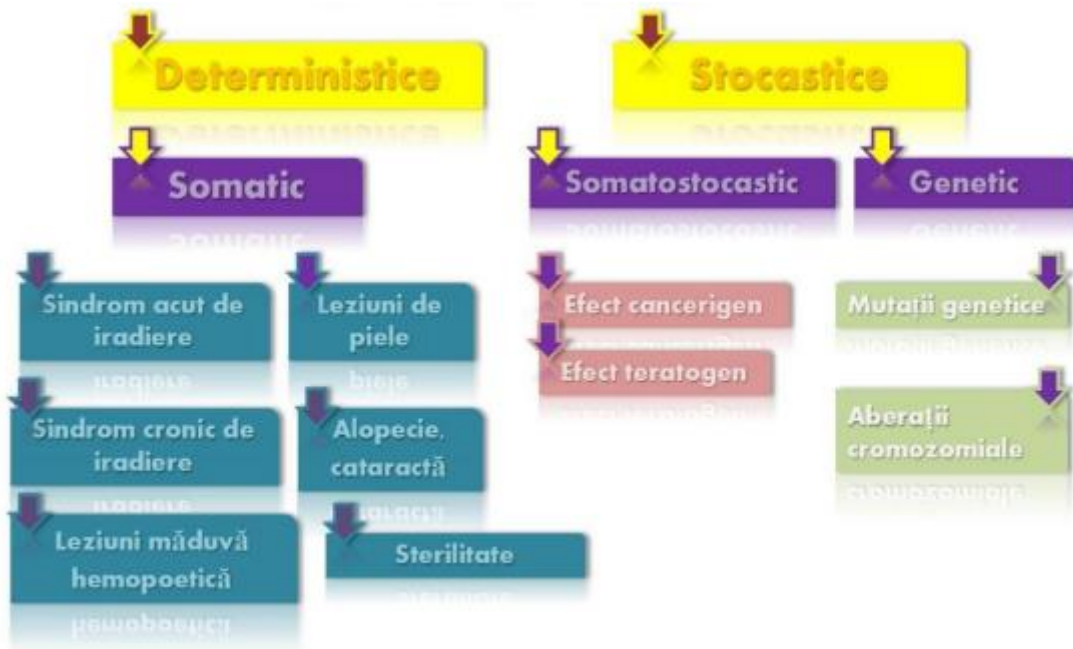


Figura 2.5. Clasificarea efectelor deterministice și stocastice [12]

2.4.2.4. Efecte deterministice

Efectele deterministice apar atunci când peste 99,9% din celulele unui țesut sunt afectate. Aceste efecte erau frecvent întâlnite în perioada de început a utilizării radiațiilor, manifestându-se în special sub forma anemiilor și a leziunilor cutanate. Odată cu implementarea măsurilor de protecție, astfel de efecte au devenit tot mai rare și sunt întâlnite astăzi doar în situații accidentale. [12]

Efectele deterministice prezintă un prag de apariție (sub o anumită doză, nu se manifestă), iar acest prag se situează, de regulă, în jurul a câțiva gray (Gy). Gravitatea și frecvența acestor efecte cresc odată cu doza primită, variind în funcție de sensibilitatea individuală și de tipul de țesut expus. Cele mai sensibile țesuturi la radiațiile ionizante sunt ovarul, testiculul, măduva osoasă și cristalinelul ochiului. [12]

Aceste efecte se împart în două categorii principale:

Sindromul acut de iradiere

Apare într-un interval de la câteva ore până la câteva luni după expunere, manifestându-se prin simptome locale și generale, afectând în special măduva hematopoietică, pielea, cristalinelul și sistemul gastrointestinal.

Sindromul cronic de iradiere

Se dezvoltă la un interval de luni până la ani, fiind cauzat de leziuni ale vaselor sanguine, modificări celulare ireversibile și/sau apariția fibrozării țesuturilor. [12]

2.4.2.5. Efecte stocastice

Aceste efecte apar în urma afectării uneia sau mai multor celule din structura țesuturilor sau organelor corpului uman. Spre deosebire de efectele deterministice, severitatea acestora nu depinde de doza de radiație primită și pot surveni chiar și la doze foarte mici.

Frecvența apariției crește odată cu doza, însă nu a fost identificat un prag minim sub care efectele să fie complet absente. Se datorează modificărilor celulare de la nivel de ADN și proliferărilor celulare maligne. [12]

Clasificarea efectelor stocastice este următoarea:

Efecte somatostocastice

Includ cancerul indus de radiații și efectele teratogene.

Efecte genetice

Cuprind mutațiile genetice și aberațiile cromozomiale. [12]

2.5. Prelucrarea imaginilor

În prezent, toate metodele utilizate în radiologia clinică s-au digitalizat, ceea ce implică utilizarea imaginilor în format DICOM (digital imaging and communications in medicine). Fișierele care respectă specificațiile din partea 10 a standardului DICOM sunt denumite „fișiere DICOM” și sunt salvate cu extensia „.dcm”. [14]

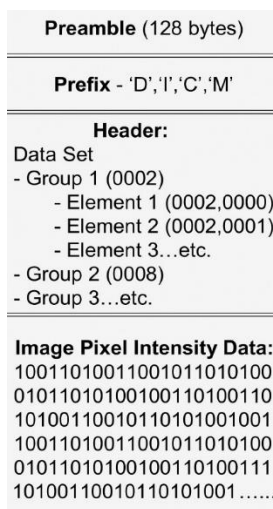


Figura 2.6. Structura unui fișier DICOM [14]

DICOM se deosebește de alte formate de imagine prin faptul că structurează informațiile sub formă de seturi de date. Un astfel de fișier conține un antet și datele imaginii, toate fiind integrate într-un singur document. Antetul este structurat sub forma unei serii constante și standardizate de etichete (tags), din care se pot extrage informații esențiale, precum datele demografice ale pacientului și parametrii studiului efectuat. În continuarea antetului se află un atribut specific, care stochează toate datele referitoare la intensitatea pixelilor. Aceste date sunt codificate sub forma unui șir binar lung, ce poate fi reconstruit într-o imagine utilizând informațiile furnizate de antet. În funcție de modalitatea imagistică utilizată, acest atribut poate conține o singură imagine, mai multe cadre dintr-un studiu sau un cine loop (un cine loop este o secvență de imagini medicale afișate în succesiune rapidă, într-un format asemănător unui videoclip scurt). [14]

Pentru a asigura confidențialitatea pacientului, toate datele care ar putea duce la identificarea acestuia trebuie eliminate înainte de transmiterea fișierelor DICOM prin rețea, în scopuri educaționale sau de altă natură. [14]

Pe lângă formatul DICOM, se utilizează și alte tipuri de fișiere de imagine, cum ar fi JPEG, TIFF, GIF sau PNG. Înțelegerea caracteristicilor acestor formate (precum rezoluția și compresia) este esențială pentru o gestionare eficientă a imaginilor: de la arhivare și organizare, până la afișare. [14]

3. IMPRIMAREA 3D

Imprimarea 3D este un proces de realizare a unui obiect solid tridimensional de aproape orice formă, pornind de la un model digital. Procesul constă în depunerea succesivă a unor straturi subțiri de material, fiecare strat reprezentând o secțiune transversală orizontală a produsului final. Materialele utilizate în imprimarea 3D variază în funcție de proces. Plasticul este cel mai utilizat, dar se pot imprima 3D și obiecte metalice, transparente sau cu proprietăți asemănătoare cauciucului. Un avantaj major al imprimării 3D constă în posibilitatea de a realiza structuri complexe cu un consum redus de material, comparativ cu metodele convenționale de prelucrare, care presupun îndepărtarea materialului dintr-o bucată brută. [15]

Imprimanta 3D construiește obiecte tridimensionale solide plecând de la un model digital. Ea este alcătuită dintr-un cap de imprimare atașat unui braț robotic cu mișcare pe mai multe axe. Materialul, sub formă de fir sau pulbere metalică, este depus printr-un nozzle, iar o sursă de energie, cum ar fi un laser sau un fascicul de electroni, îl topește strat cu strat, formând obiectul final. [15]

Rezoluția unei imprimante 3D se referă la grosimea stratului depus și la precizia pe direcțiile X-Y, aceste valori fiind exprimate în micrometri(μm). De obicei, grosimea stratului este în jur de 100 μm , însă anumite imprimante pot atinge grosimi ale stratului de până la 16 μm . Precizia pe X-Y este similară cu cea obținută în cazul imprimantelor laser. [15]

3.1. Pașii obținerii obiectului printat

3.1.1. Crearea modelului

Procesul de imprimare 3D începe cu realizarea unui model digital care reproduce cu precizie forma și dimensiunile obiectului ce urmează a fi imprimat. Acest model poate fi obținut fie prin proiectare în aplicații CAD, fie prin utilizarea unui scanner 3D care captează geometria obiectului real.

Scanarea 3D este o tehnologie emergentă care permite generarea de modele prin colectarea de date despre forma și aspectul obiectelor reale. Modelele CAD sunt salvate în formatul de fișier stereolitografic (STL). Fișierele STL au dimensiuni mari din cauza numărului mare de suprafețe implicate. [16]

3.1.2. Conversia fișierului

Înainte de a imprima modelul 3D provenit din fișierul STL, este esențială verificarea și corectarea eventualelor erori din geometria acestuia. După corectare, fișierul este

introdus într-un software, care convertește modelul în straturi subțiri sau felii, generând un fișier G-code ce conține instrucțiuni pentru imprimanta 3D. Fișierul G-code este ulterior transmis imprimantei 3D, care urmează instrucțiunile pentru fabricarea obiectului. [16]

3.1.3. Printarea și filamentele

După cum am menționat anterior, imprimanta 3D realizează un obiect solid tridimensional pornind de la un model digital. Aceasta constă într-un cap de imprimare montat pe un braț robotic, cu mișcare pe multiple axe. Nozzle-ul depune material, fie filament, fie pulbere metalică, pe platformă, iar o sursă de energie (laser sau fascicul de electroni) îl topește, ulterior materialul solidificându-se treptat în forma dorită. [15]

Tehnologia imprimării 3D permite fabricarea de piese complet funcționale utilizând o gamă variată de materiale, de la ceramică, metale și polimeri, până la materiale hibride, compozite sau cu gradient funcțional (FGM). [17]

3.1.3.1. Metale

Imprimarea 3D a metalelor a devenit un punct de interes major în industrii precum cea aerospațială, auto, medicală și de producție, datorită posibilității de a crea componente complexe și precise din materiale cu performanțe mecanice ridicate. Datorită durabilității și rezistenței lor, materialele precum aliajele de titan, aluminiu, cobalt, nichel și oțel inoxidabil sunt frecvent utilizate pentru aplicații avansate, de la implanturi medicale până la piese structurale pentru avioane. [17]

3.1.3.2. Polimeri

Tehnologiile de imprimare 3D sunt intens utilizate pentru fabricarea componentelor din materiale polimerice, de la modelele de prototip până la piese funcționale cu geometrii complexe. O metodă frecvent aplicată este modelarea prin depunere de material topit (FDM), în cadrul căreia un filament termoplastic este încălzit și extrudat strat cu strat pentru a forma obiectul dorit. Printre materialele utilizate în acest proces se numără acidul polilactic (PLA), acrilonitril butadien stiren (ABS), polipropilena (PP) și polietilena (PE). [17]

3.1.3.3. Ceramică

Tehnologia de imprimare 3D permite realizarea obiectelor din materiale precum ceramica și betonul fără apariția fisurilor, prin ajustarea atentă a parametrilor de proces pentru a obține proprietăți mecanice corespunzătoare. Ceramica, cunoscută pentru rezistența,

durabilitatea și comportamentul ignifug, poate fi modelată cu ușurință în forme complexe datorită consistenței sale fluide înainte de întărire. Astfel, este considerată un material promițător pentru aplicații în construcțiile viitorului. Exemple frecvente includ oxidul de aluminiu (alumina), zirconia (dioxidul de zirconiu) și sticlele bioactive. [17]

3.1.3.4. Materiale compozite

Materialele compozite s-au impus în industriile de vârf datorită combinației dintre greutatea redusă, adaptabilitatea proprietăților și performanțele ridicate. Printre cele mai utilizate se numără compozitele polimerice armate cu fibre de carbon și cele armate cu fibre de sticlă, recunoscute pentru robustețea și versatilitatea lor în aplicații care necesită rezistență mecanică și design flexibil. [17]

3.1.4. Rezultatul final și metode de post-procesare

Deși imprimantele 3D pot genera componente cu o rezoluție ridicată, acestea respectă strict dimensiunile specificate pentru fiecare componentă. Cu toate acestea, în unele cazuri, o precizie dimensională mai mare poate fi atinsă prin imprimarea ușor supradimensionată a pieselor, urmată de finisarea lor prin metode de fabricație substractivă, care permit o ajustare mai fină a detaliilor. [16]

Există numeroase metode de post-procesare a pieselor pentru a obține dimensiunile și finisajul dorit. Cele mai utilizate în industrie sunt șlefuirea, sablarea cu bile, vibrofinisarea, netezirea cu vapori și placarea. [16]

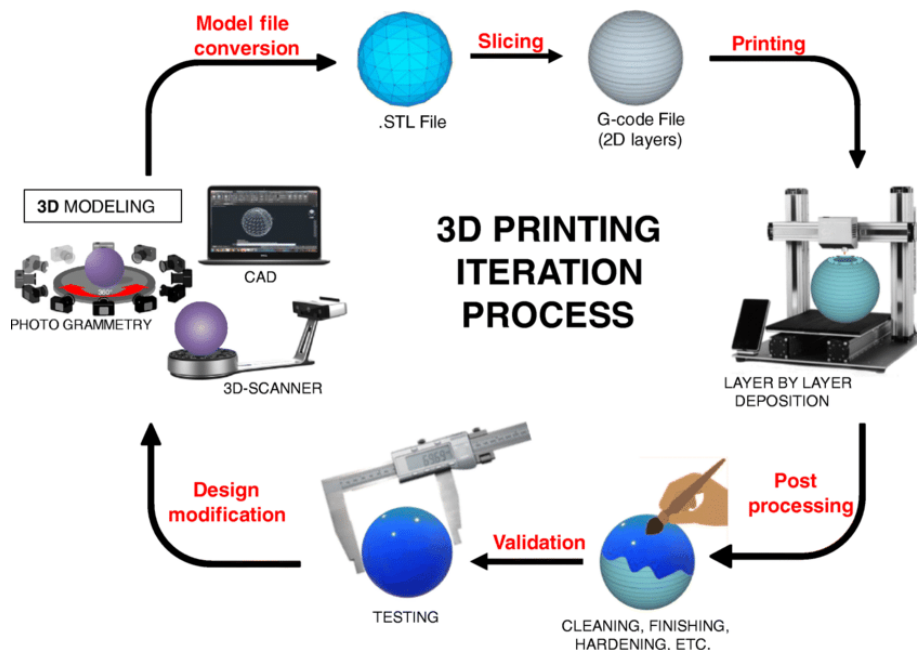


Figura 3.1. Etapele obținerii unui obiect imprimat cu o imprimanta 3D [18]

3.2. Tehnici de imprimare 3D

De la introducerea imprimantei 3D în anii 1970, s-au desfășurat numeroase cercetări și dezvoltări pentru a găsi tehnologii mai bune și mai eficiente care să înlocuiască metodele tradiționale de fabricație. [16]

Inițial, imprimantele 3D erau voluminoase și costisitoare în raport cu piesele pe care le produceau. Totuși, odată cu avansul tehnologic, au fost dezvoltate diverse tehnologii, fiecare având propriile avantaje. Unele metode, precum topirea selectivă cu laser (SLM), sinterizarea selectivă cu laser (SLS) și modelarea prin depunere de filament (FDM), funcționează prin depunerea succesivă de straturi de material topit. Alte tehnici, precum stereolitografia (SLA) sau fabricarea obiectelor laminate (LOM), formează obiecte pornind direct din materiale lichide. [16]

3.2.1. Tehnica modelării prin depunere de filament (FDM)

Fused Deposition Modeling (FDM) este în prezent cea mai răspândită metodă de imprimare 3D. Această tehnologie a fost concepută de Scott Crump și, ulterior, dezvoltată comercial de compania Stratasys Ltd. începând cu anii 1980.

O imprimantă FDM include: filament care urmează să fie topit, nozzle și unitatea de control care citește instrucțiunile G-code.

În această tehnică, modelul este realizat prin extrudarea unei cantități de material, care se întărește și formează straturi succesive. Topirea materialului are loc la nivelul nozzle-ului, iar precizia direcțională a depunerii este asigurată de un motor pas cu pas (Stepper-motor), care permite deplasarea nozzle-ului pe toate cele trei axe (X, Y și Z). Capul de imprimare se poate mișca atât pe orizontală, cât și pe verticală, iar întregul mecanism este controlat de un software de fabricație asistată de calculator (CAM), care rulează pe un microcontroler. [16]

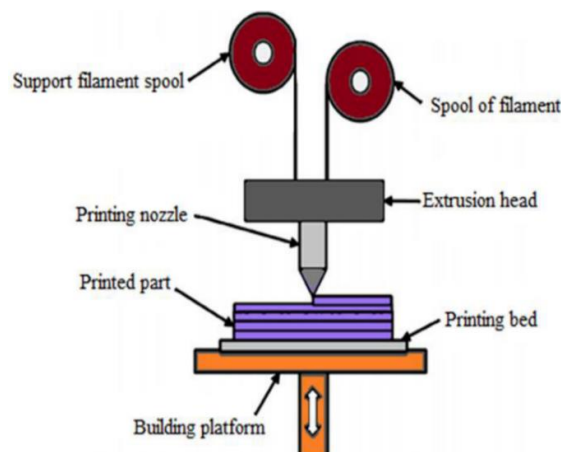


Figura 3.2. Schema unei imprimante FDM [19]

3.2.2. Stereolitografia (SLA)

Stereolitografia (SLA) este o metodă de prototipare rapidă care utilizează materiale plastice polimerice topite sau aflate într-o stare semilichidă pentru a crea modele tridimensionale. Deși a fost introdusă încă din anii 1970, această tehnologie este intens folosită în prezent de ingineri pentru realizarea de prototipuri cu dimensiuni precise și detalii fine. [16]

Rășina lichidă (fotopolimer lichid) este pusă într-un rezervor care are partea inferioară transparentă. Fotopolimerul lichid este un tip special de plastic utilizat în această tehnică, deoarece poate fi solidificat pentru a crea piese 3D. [16]

În cadrul acestei tehnologii, un fascicul laser ultraviolet desenează forma dorită pe suprafața rășinii lichide, printr-o bază transparentă a cuvei, pornind de la partea inferioară. Rășina este încălzită până capătă consistența necesară și apoi este solidificată strat cu strat, până la obținerea modelului complet. [16]

După finalizarea procesului de imprimare, obiectul solidificat este desprins cu atenție de pe platforma de construcție. Ulterior, obiectul trece printr-o baie chimică pentru a îndepărta excesul de rășină, iar apoi este plasat într-un cuptor cu lumină ultravioletă pentru procesul final de întărire (post-curing). [16]

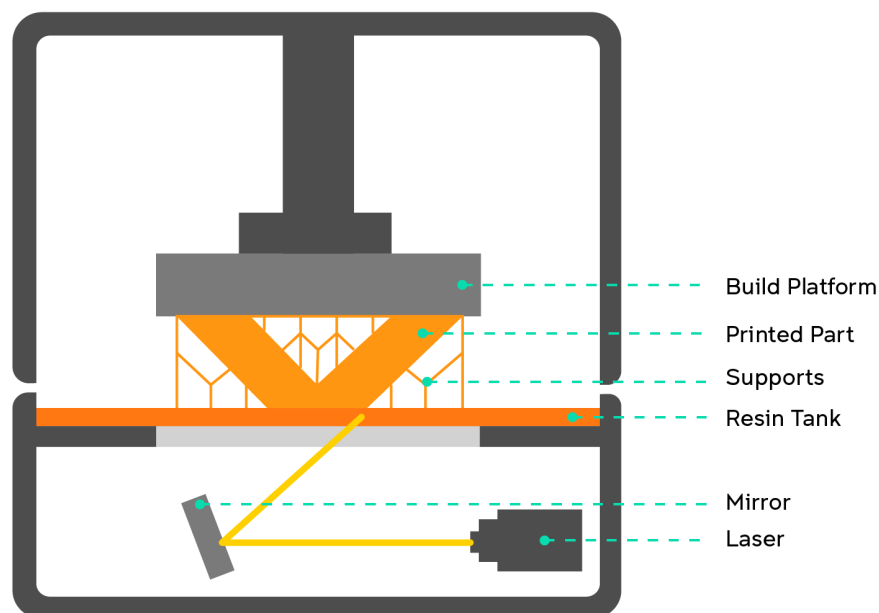


Figura 3.3. Schema unei imprimante SLA [20]

3.2.3. Tehnica Digital Light Processing (DLP)

Tehnologia DLP este una dintre cele mai vechi metode aplicate în imprimarea 3D, fiind introdusă pentru prima dată în anul 1987 de Larry Hornback. [16]

DLP funcționează pe un principiu similar cu cel al stereolitografiei (SLA), însă diferă prin sursa de lumină utilizată. În timp ce SLA se bazează pe un laser care trasează modelul punct cu punct, DLP utilizează un proiector digital de lumină care, prin intermediul unor micro-oglinzi, direcționează fasciculul luminos asupra suprafeței de imprimare. Această metodă permite întărirea simultană a unui strat complet de rășină, printr-o singură expunere luminoasă pulsată.

Rășina lichidă utilizată pentru realizarea obiectelor 3D este introdusă într-un recipient translucid, iar lumina este folosită pentru întărire, la fel ca în tehnologia SLA.

Totuși, tehnologia DLP are câteva avantaje față de SLA: viteză de imprimare este mai bună, DLP produce întotdeauna modele cu rezoluție ridicată și deșeurile de material sunt mai reduse, iar costul de fabricație al pieselor este mai scăzut. [16]

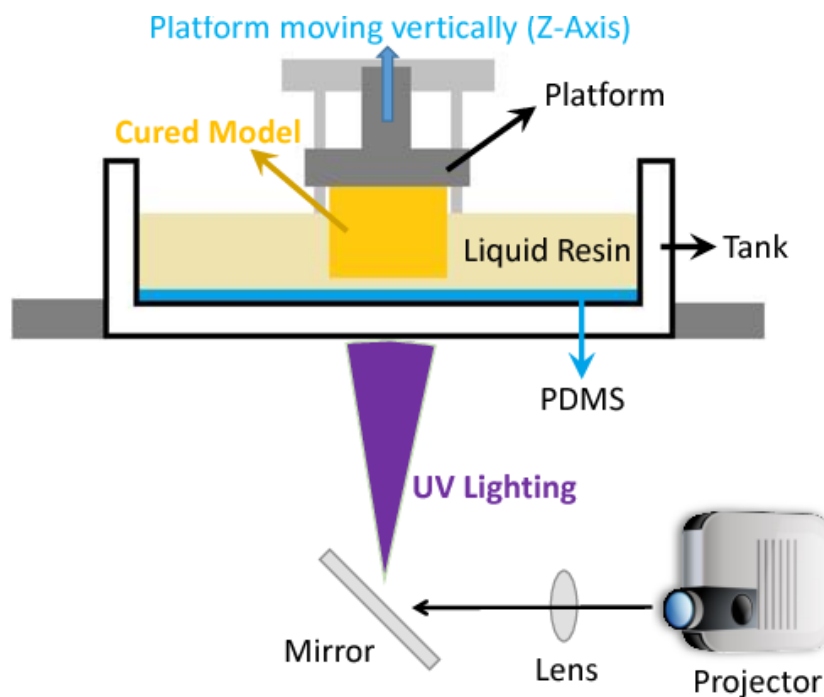


Figura 3.4. Schema unei imprimante DLP [21]

3.2.4. Tehnica sinterizării selective cu laser (SLS)

Tehnica SLS pentru imprimarea obiectelor 3D a fost introdusă la mijlocul anilor 1980 de către Dr. Carl Deckard.

Tehnologia SLS folosește și ea, într-o formă modificată, conceptul tehnologiei SLA. Totuși, SLS utilizează materiale sub formă de pulbere, împreună cu lasere CO₂, pentru a sinteriza (fuziona) particulele între ele și a crea obiecte 3D. [16]

În procesul de imprimare, materialul sub formă de pulbere este plasat într-un bazin, iar pe baza fișierului G-code, materialul este solidificat strat cu strat pentru a da formă obiectului. [16]

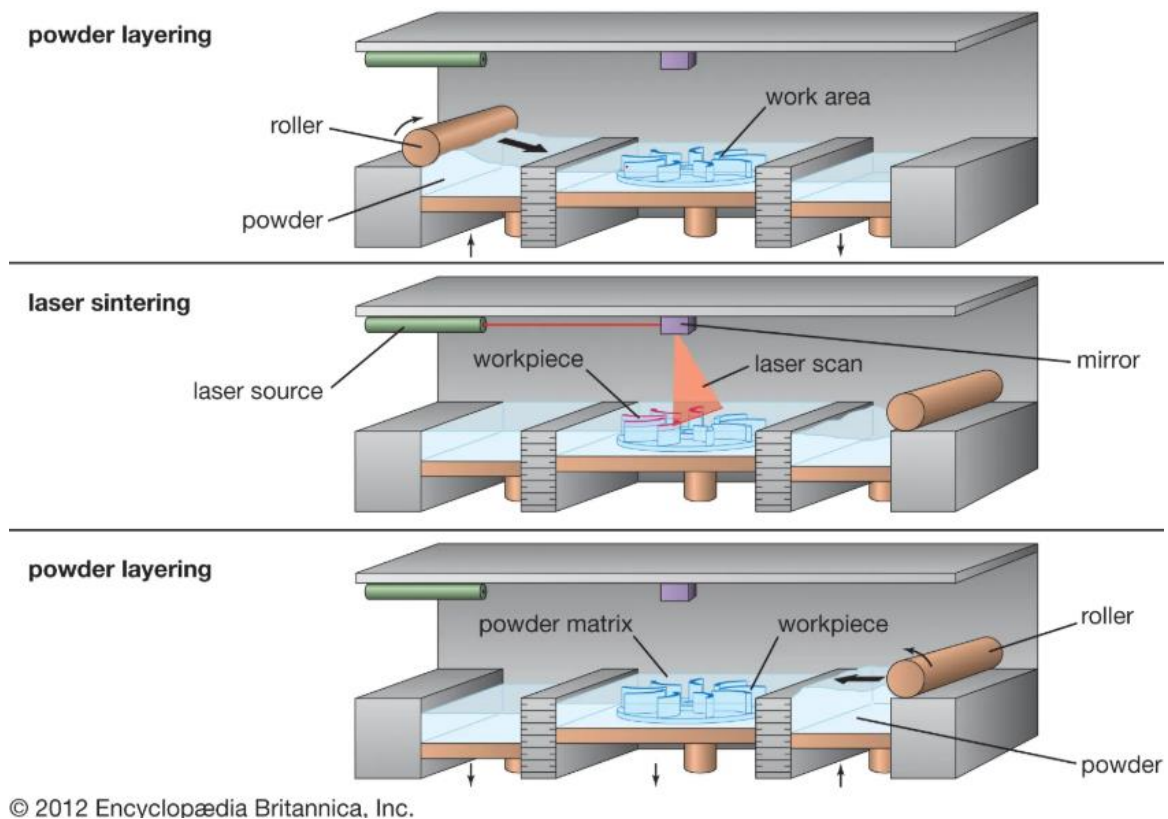


Figura 3.5. Schema unei imprimante SLS [22]

3.2.5. Tehnica fabricării obiectelor laminate (LOM)

Această metodă de imprimare 3D a fost concepută inițial de compania Helisys Inc., cu sediul în California. Brevetul acestei tehnologii aparține unui inginer american de design pe nume Michael Feygin.

LOM este un sistem de prototipare rapidă în care straturi de hârtie, plastic sau metal laminate și acoperite cu adeziv sunt fuzionate împreună prin aplicarea de căldură și presiune, apoi decupate conform unui model prestabilit cu ajutorul unui cuțit controlat de computer sau al unui laser, pentru a obține forma dorită a piesei 3D.

În procesul de imprimare, mai multe straturi de material laminat sunt combinate. De fiecare dată când se aplică un strat nou, platforma pe care se află piesa este coborâtă cu aproximativ 1/16 inch, pregătind suprafața pentru următorul strat. [16]

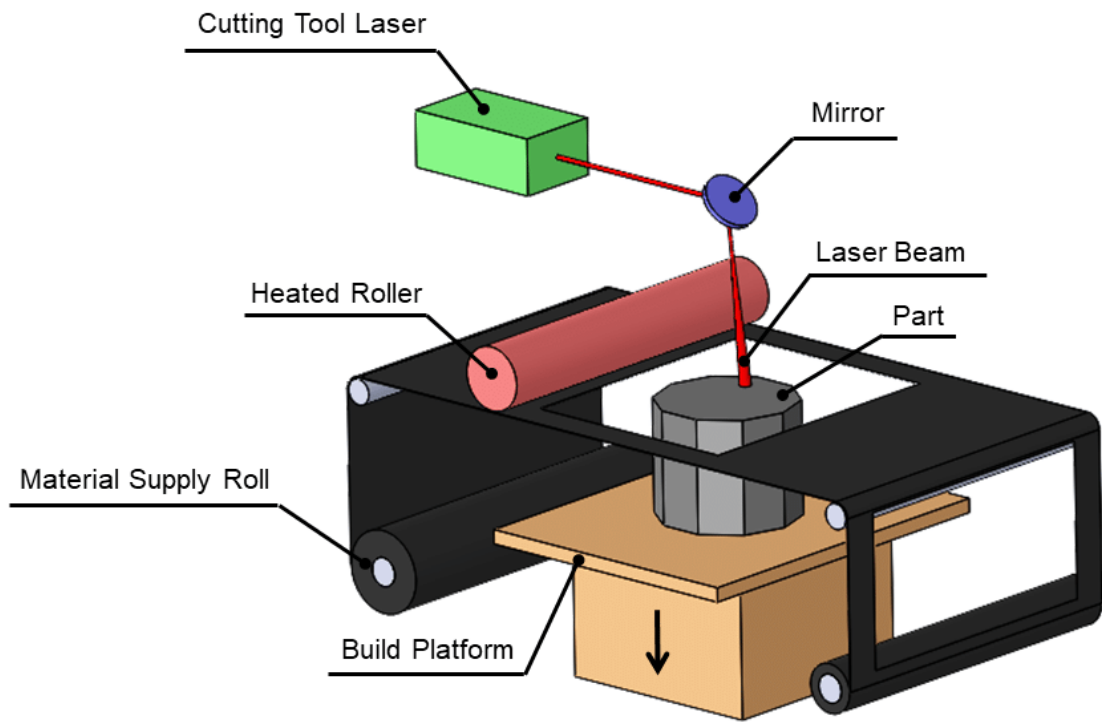


Figura 3.6. Schema unei imprimante LOM [23]

4. APARATURA ȘI PROGRAMELE FOLOSITE

Pentru realizarea acestei lucrări am folosit:

- un CT – pentru a scana obiectul de interes;
- șase programe – pentru vizualizarea CT-ului, pentru crearea și segmentarea modelului tridimensional, pentru crearea de fișiere compatibile cu imprimantele 3D, pentru setarea parametrilor de printare, pentru compararea CT-urilor și pentru reprezentările grafice;
- patru imprimante 3D – pentru printarea obiectului de interes.

4.1. Aparatul General Electric CT Optima 660

Scanările tomografice au fost realizate la Institutul IMOGEN. La Centrul de Cercetare IMOGEN al Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca este utilizat un computer tomograf General Electric Optima CT660 cu 128 de slice-uri, fabricat în 2012 de către General Electric Healthcare, SUA.

Computerul Tomograf Optima CT660 face parte dintr-o serie avansată și inovativă de echipamente de imagistică medicală de înaltă precizie, combinând un flux de operare rapid, simplificat și eficient cu un sistem integrat de control al operațiunilor și parametrilor de funcționare. [24]

4.1.1. Specificații

4.1.1.1. Gantry

Gantry-ul aparatului este proiectat cu un sistem avansat de inel de alunecare, care permite rotația continuă a generatorului, tubului cu raze X, detectorului și a sistemului de achiziție a datelor în jurul pacientului. Dispune de o apertură de 70 cm și de o gamă largă de viteze de rotație, iar înclinarea este de $\pm 30^\circ$ și se poate face de la distanță, cu un control precis al unghiului. Viteza de înclinare este de $1^\circ/\text{s}$. Echipamentul include lumini de aliniere laser pentru o precizie de ± 1 mm și indicatori vizuali pentru a ajuta pacientul cu sincronizarea respirației și a ritmului cardiac. [25]

4.1.1.2. Tubul de raze X

Tubul cu raze X este proiectat pentru examene care necesită un număr mare de scanări fără răcirea tubului, având o putere maximă este de 72 kW și două puncte focale de dimensiuni diferite (mic și mare). [25]

kVp	Small Spot Max mA	Large Spot Max mA
80	300	400
100	240	480
120	200	600
140	170	515

Tabel 4.1. Curentul maxim aplicat pentru fiecare tensiune [25]

4.1.1.3. Generatorul de tensiune înaltă

Generatorul de înaltă frecvență al Optima CT660 funcționează continuu în timpul scanării, oferind tensiuni de 80–140 kVp și o putere maximă de 72 kW. Curentul poate varia între 10 și 600 mA, cu pași de 5 mA, însă 600 mA sunt disponibili doar pentru modul ShapShotPulse. [25]

4.1.1.4. Detector

Detectorul V-Res are 58.368 de elemente dispuse în 64 de rânduri de 0,625 mm grosime și atinge o eficiență de absorbție de 99% la 120 kV. [25]

4.2. Sante DICOM Viewer Lite

Sante DICOM Viewer Lite este un vizualizator DICOM 2D/3D de înaltă calitate, complet echipat și complet gratuit. Datorită gamei sale extinse de funcții, interfeței intuitive, stabilității, vitezei și ușurinței de utilizare fără egal, este unul dintre cele mai populare vizualizoare DICOM la nivel mondial, fiind alegerea preferată a multor spitale, universități și companii. Oferă toate instrumentele necesare pentru revizuirea imaginilor, precum măsurarea distanțelor și a unghiurilor, statistici pentru regiuni de interes (ROI), reconstrucție multiplanară (MPR) și comparația între studii/serii, oferind toate funcționalitățile necesare în practica de zi cu zi. [26]

Am folosit versiunea "Sante DICOM Viewer Lite" 4.0.8 pentru a vizualiza scanările CT efectuate.

4.3. 3D Slicer

3D Slicer este un software gratuit și open-source pentru vizualizarea și analiza datelor de imagistică medicală (în 2D, 3D și 4D), disponibil pe Linux, macOS și Windows. Oferă suport pentru imagini multimodale (MRI, CT, ecografie, medicină nucleară, microscopie) și poate fi folosit atât pentru cercetare, cât și pentru dezvoltarea rapidă de produse. Este extensibil în Python și C++, are o consolă Python integrată și suport pentru realitate virtuală. [27]

Am folosit versiunea "Slicer 5.6.2" pentru segmentarea și crearea fișierelor STL.

4.4. UltiMaker Cura

UltiMaker Cura este un software gratuit și open-source de slicing pentru imprimante 3D, construit pe un motor performant dezvoltat intern și cu ajutorul comunității. Oferă profiluri de imprimare bazate pe aplicații specifice (Intent profiles) și setări recomandate testate intensiv pentru rezultate fiabile, dar permite și control detaliat prin peste 400 de opțiuni în modul „Custom”.

Se integrează perfect cu toate produsele UltiMaker și are plugin-uri pentru CAD-uri populare (SolidWorks, Siemens NX, Autodesk Inventor). Acceptă fișiere STL, OBJ, X3D, 3MF, BMP, GIF, JPG și PNG. Interfața sa intuitivă permite pregătirea rapidă a modelelor pentru imprimare, fiind potrivit atât pentru începători, cât și pentru utilizatori avansați.[28]

Am folosit versiunea "UltiMaker Cura 5.8.1" pentru a realiza modelele tridimensionale.

4.5. Chitubox

CHITUBOX este un instrument avansat folosit pentru pregătirea modelelor înainte de imprimarea 3D, cu aplicații variate în domenii precum stomatologia, electronica de larg consum, designul de personaje, încălțăminte și bijuterii. Prin funcționalități precum generarea automată de suporturi, tăiere rapidă a modelului și o interfață intuitivă, software-ul optimizează întregul proces de prelucrare a modelelor. Este proiectat să funcționeze eficient cu tehnologii precum SLA, DLP și LCD, simplificând semnificativ etapele premergătoare imprimării 3D. [29]

4.6. Imprimanta UltiMaker S5

UltiMaker S5 este o imprimantă 3D profesională cu cea mai largă gamă de materiale compatibile de pe piață: polimeri avansați, compozite cu fibră de sticlă sau carbon, filamente reciclate și oțel inoxidabil. Are un volum de imprimare generos de 330 × 240 × 300 mm și folosește tehnologia FDM. [28]

Caracteristici tehnice principale:

- Diametrul filamentului compatibil: 2.85 mm;
- Greutate: 29,1 kg;
- Putere maximă: 500 W;

- Rezoluție strat: între 600 și 20 micrometri, în funcție de nozzle (0,25 / 0,4 / 0,6 / 0,8 mm);
- Cap de imprimare: extrudare dublă cu sistem automat de ridicare a nozzle-ului;
- Nivelare platformă: automată avansată;
- Temperatură nozzle: 180 – 280 °C;
- Nivel zgomot: sub 51 dBA;
- Timp încălzire nozzle: sub 2 minute;
- Timp încălzire platformă: sub 5 minute (de la 20 - 60°C). [28]

4.7. Imprimanta **UltiMaker 2+**

UltiMaker 2+ este una dintre cele mai avansate, precise și fiabile imprimante 3D disponibile și este derivată din modelul premiat UltiMaker 2. Are un volum de imprimare generos de 223 × 223 × 205 mm și folosește tehnologia FDM. [30]

Caracteristici tehnice principale:

- Diametrul filamentului compatibil: 2.85 mm;
- Greutate: 11.3 kg;
- Putere maximă: 221 W;
- Rezoluție strat: între 600 și 20 micrometri, în funcție de nozzle (0,25 / 0,4 / 0,6 / 0,8 mm);
- Cap de imprimare: extrudare simplă cu nozzle interschimbabil;
- Nivelare platformă: asistată;
- Temperatură nozzle: 180 – 260 °C;
- Nivel zgomot: sub 50 dBA;
- Timp încălzire nozzle: sub 2 minute;
- Timp încălzire platformă: sub 5 minute (de la 20 - 100°C). [31]

4.8. Imprimanta Elegoo Mars 2

Elegoo Mars 2 este o imprimantă 3D cu rășină rapidă și eficientă, ideală pentru detalii ridicate, durabilitate și operare intuitivă. Are un volum de imprimare $129 \times 80 \times 150$ mm și utilizează tehnica de imprimare SLA. [32]

Caracteristici tehnice principale:

- Compatibilitate material: rășină fotosensibilă (405 nm);
- Grosime strat: 0,01 – 0,2 mm;
- Viteză de imprimare: 30–50 mm/h;
- Sistem de lumină: sursă UV integrată (lungime de undă de 405 nm);
- Carcasă: aluminiu prelucrat CNC și platformă sablată pentru aderență mai bună;
- Greutate: 6,2 kg. [32]

4.9. Imprimanta Creality Ender-3

Creality 3D Ender-3 este o imprimantă 3D accesibilă și fiabilă, ideală atât pentru începători, cât și pentru utilizatori avansați. Unul dintre punctele forte este senzorul inteligent de filament, care detectează probleme precum terminarea materialului și întrerupe automat imprimarea, prevenind astfel erorile și risipa. Ender-3 oferă un volum generos de construcție și este compatibilă cu o varietate de materiale, ceea ce o face potrivită pentru diverse aplicații. [33]

Caracteristici tehnice principale:

- Tehnologie de imprimare 3D: FDM;
- Viteza de imprimare: Până la 180 mm/s;
- Rezoluție strat: 0,1 mm - 0,4 mm;
- Diametru nozzle: 0,4 mm;
- Material cadru: aluminiu. [33]

4.10. ImageJ

ImageJ este un program gratuit de procesare a imaginilor, scris în Java, care funcționează pe orice calculator cu Java 1.4 sau mai nou. Permite afișarea, editarea, analiza, procesarea și salvarea imaginilor pe 8, 16 sau 32 de biți, în diverse formate (TIFF, JPEG, DICOM etc.). Suportă folosirea de „stack-uri” de imagini și poate executa operații în paralel (multithreading). Funcționalitățile includ: măsurarea ariilor, distanțelor și

unghiurilor, histograme de densitate, profiluri liniare, transformări geometrice (scalare, rotire etc.), ajustări de contrast, filtrare și detectare de margini. Permite calibrare spațială (ex. în milimetri) și a scalei de gri. Este extensibil prin pluginuri Java. [34]

Am folosit versiunea “ImageJ 1.54p” pentru a procesa și analiza imaginile CT.

4.11. SciDAVis

SciDAVis este o aplicație interactivă gratuită destinată analizei de date și realizării de grafice de calitate ridicată. Programul îmbină o curbă de învățare accesibilă și o interfață grafică intuitivă și ușor de utilizat cu funcționalități avansate, precum posibilitatea de a utiliza scripturi și de a extinde funcțiile aplicației. [35]

Am folosit versiunea “SciDAVis 2.7” pentru a crea grafice.

5. MATERIALE ȘI METODE UTILIZATE

Pentru a obține replicile 3D, au fost parcurse următoarele etape descrise în capitolul 3: crearea modelului, conversia fișierului, printarea și metodele de post-procesare.

Pentru a evalua fidelitatea imprimării 3D, osul original și replicile acestuia au fost scanate prin tomografie computerizată, utilizând diferiți parametri de achiziție. Ulterior, s-a realizat o analiză comparativă a valorilor medii ale unităților Hounsfield în funcție de parametrii.

5.1. Crearea modelului

S-a efectuat o scanare CT a unor oase de găină, utilizând tomograful computerizat al Institutului IMOGEN din cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca, cu parametrii de achiziție de 100 kVp și 255 mA, și o grosime a secțiunii de 0,625 mm. Au fost realizate două seturi de imagini, corespunzătoare studiilor de tip Bone și Standard (STD), pentru a asigura o evaluare cât mai completă a structurii osoase.

Pentru a vizualiza achizițiile am folosit "Sante DICOM Viewer Lite".

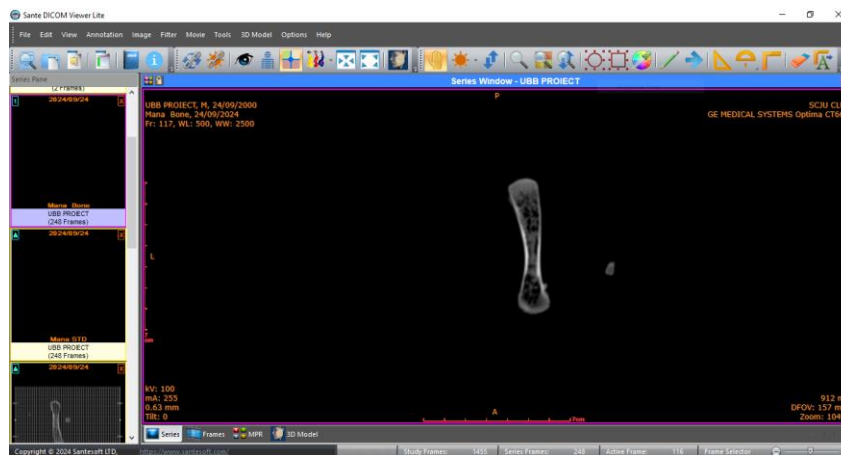


Figura 5.1. Vizualizarea scanării CT

Tot în acest software se poate crea modelul tridimensional al scanării:

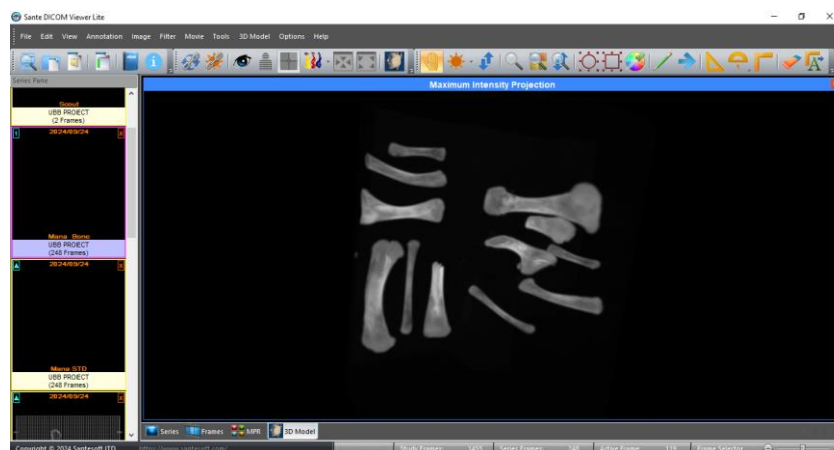


Figura 5.2. Modelul 3D al scanării CT

5.2. Conversia fișierului

Pentru a converti fișierele DICOM provenite de la CT în fișier STL am folosit “3D Slicer”. Înainte de a ajunge la fișierul de tip STL, am încărcat DICOM-urile în aplicație, apoi am pregătit CT-ul prin adăugarea unui segment și alegerea unui threshold. După aplicarea threshold-ului, am generat reconstrucția 3D și am aplicat un factor de netezire de 100%.

5.2.1. Încărcarea DICOM-urilor în 3D Slicer

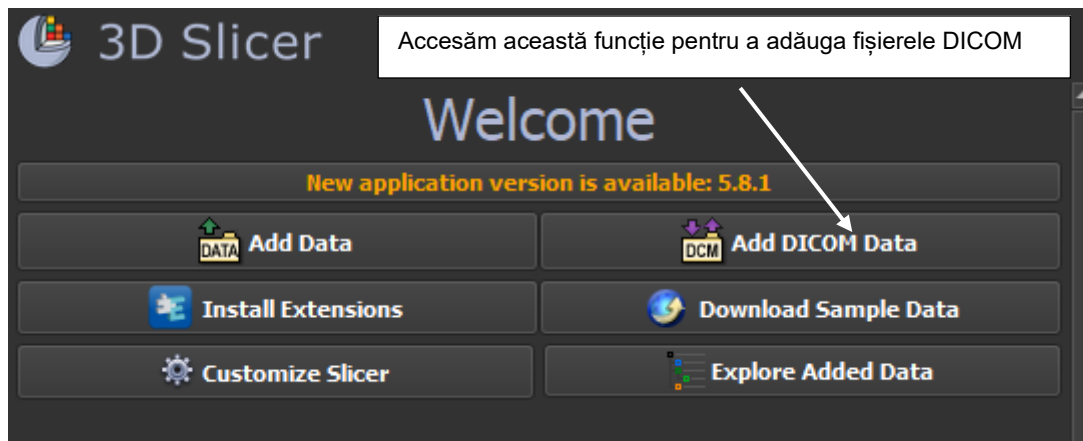


Figura 5.3. Accessarea opțiunii “Add DICOM Data”

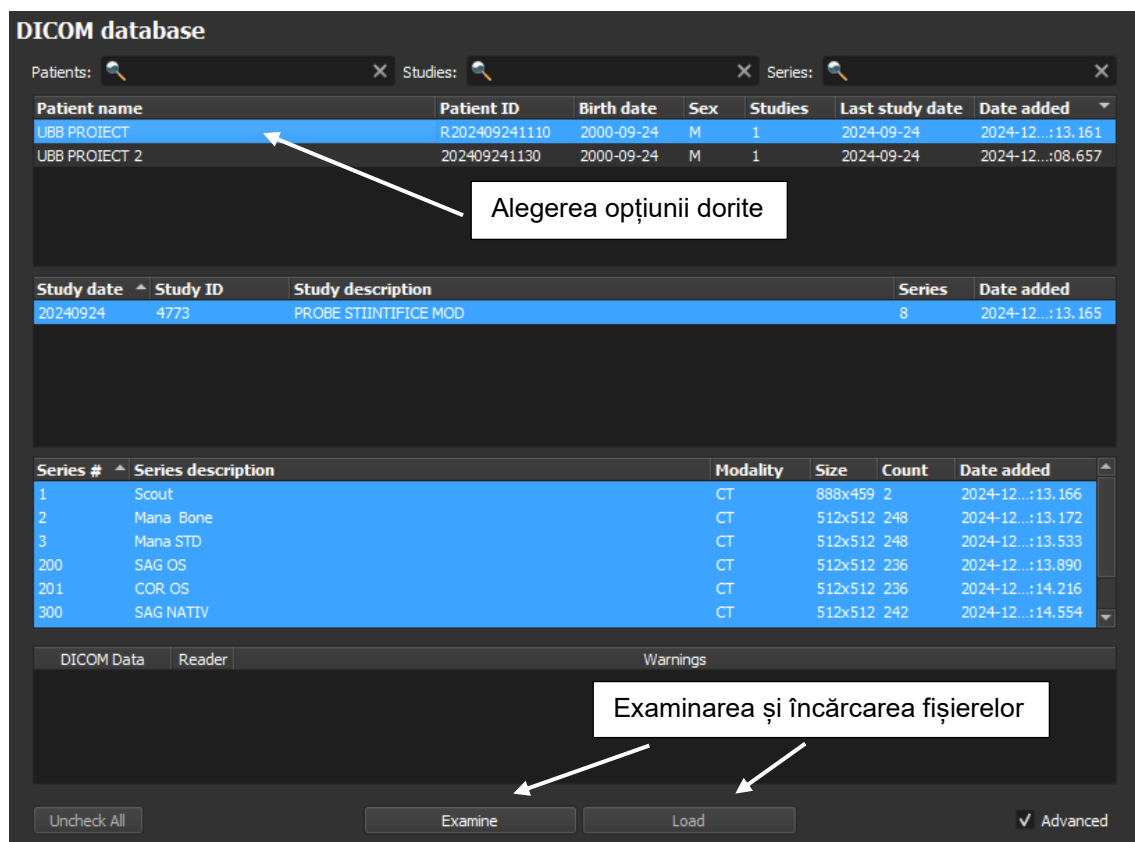


Figura 5.4. Adăugarea studiului dorit

5.2.2. Adăugare segment și alegere threshold

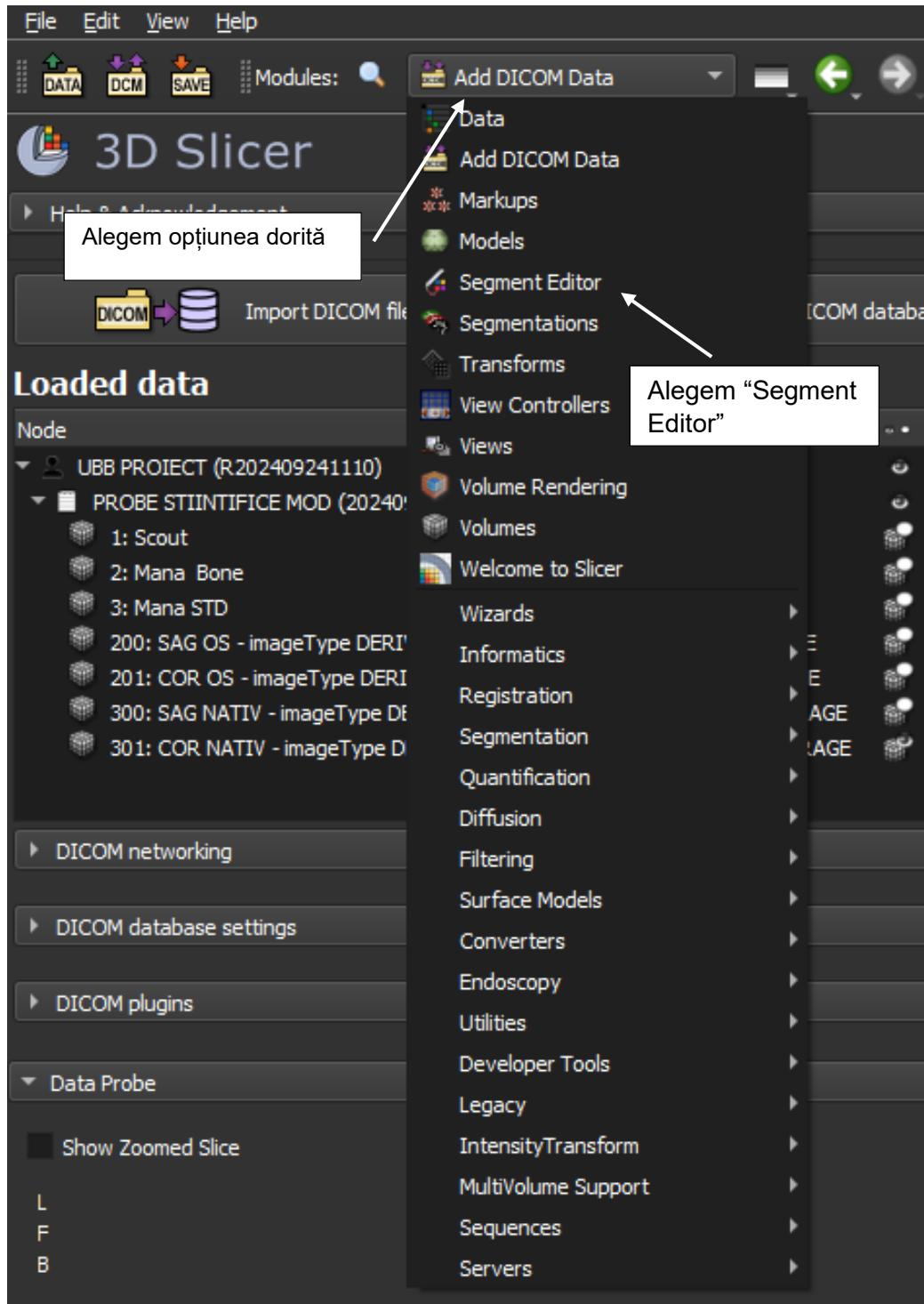


Figura 5.5. Alegerea editorului de segmente

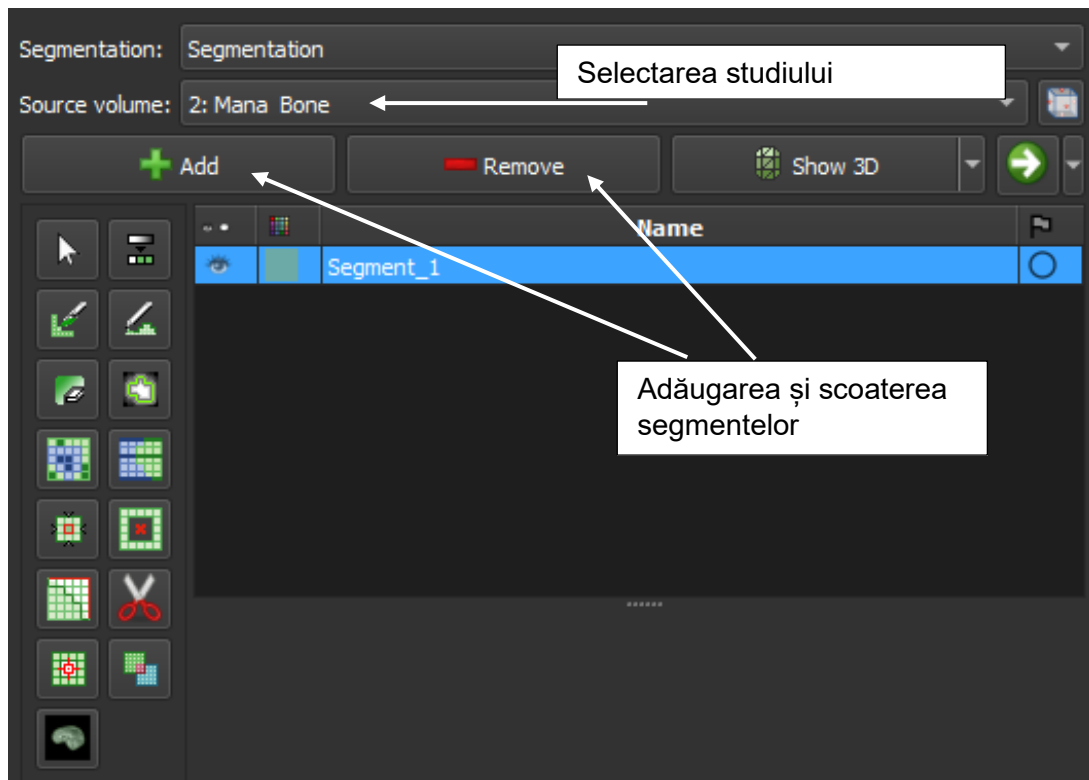


Figura 5.6. Adăugarea segmentului

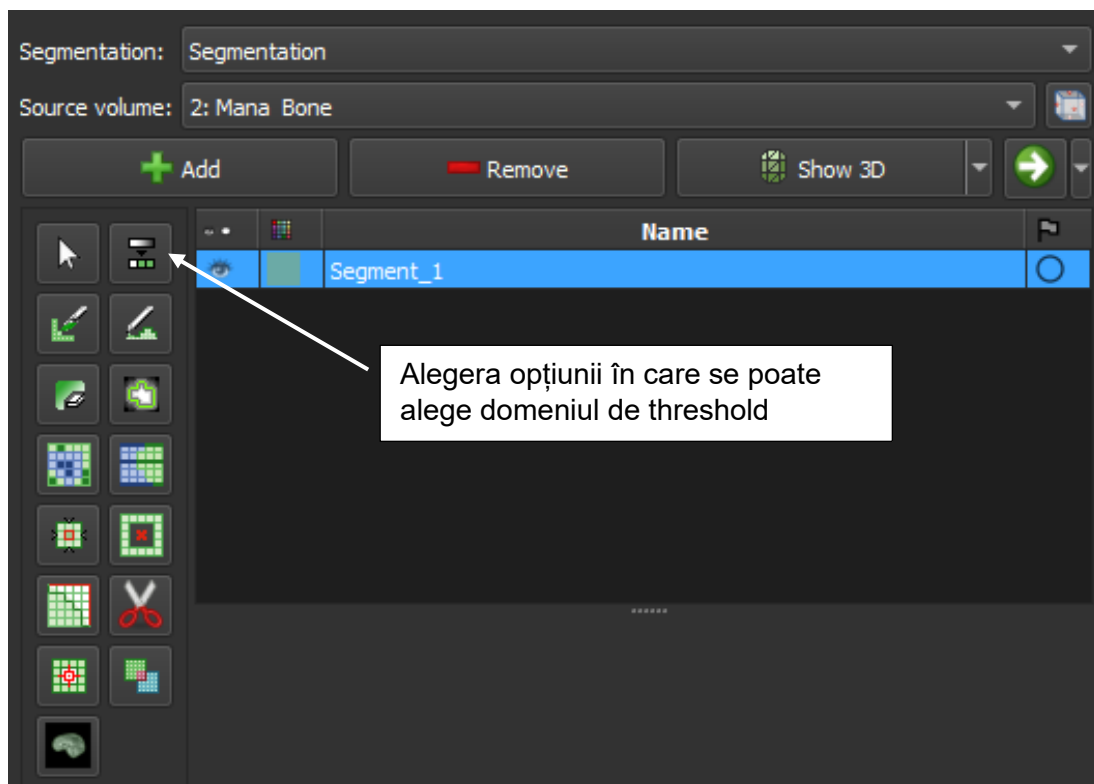


Figura 5.7. Opțiunea de modificare a threshold-ului

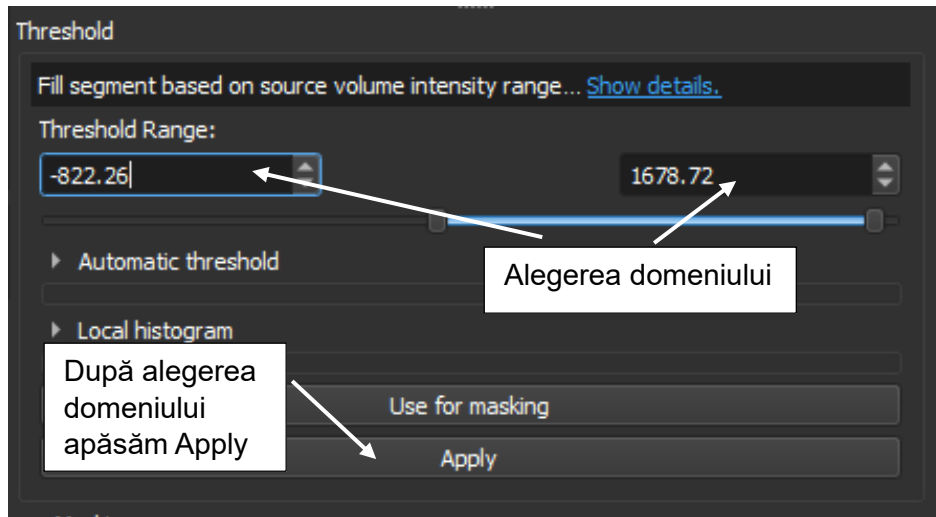


Figura 5.8. Alegerea threshold-ului

Domeniul thresholdului este: -822,26 – 1678,72.

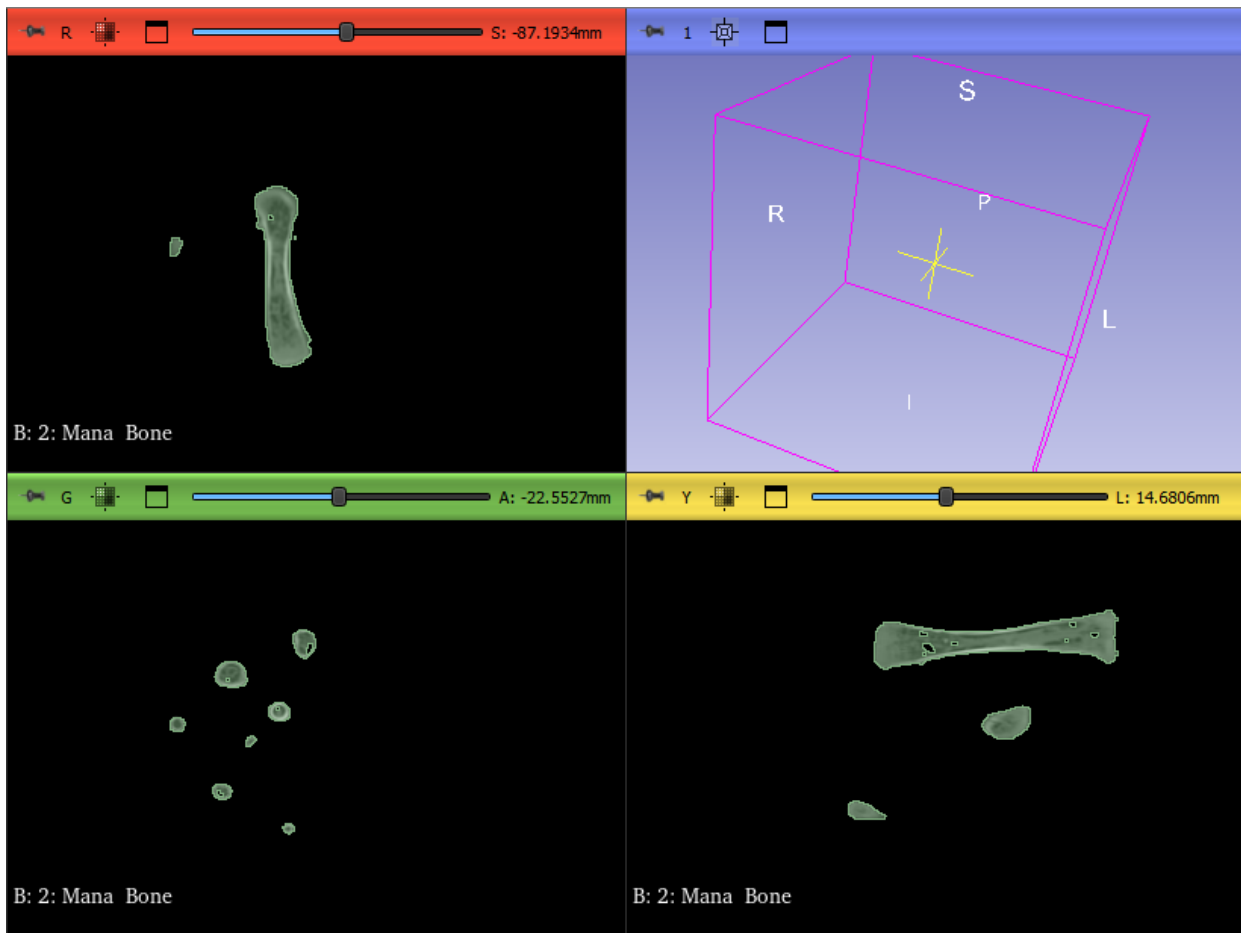


Figura 5.9. Imaginile CT dupa alegerea thresholdului

5.2.3. Generarea 3D a structurilor și alegerea structurii dorite

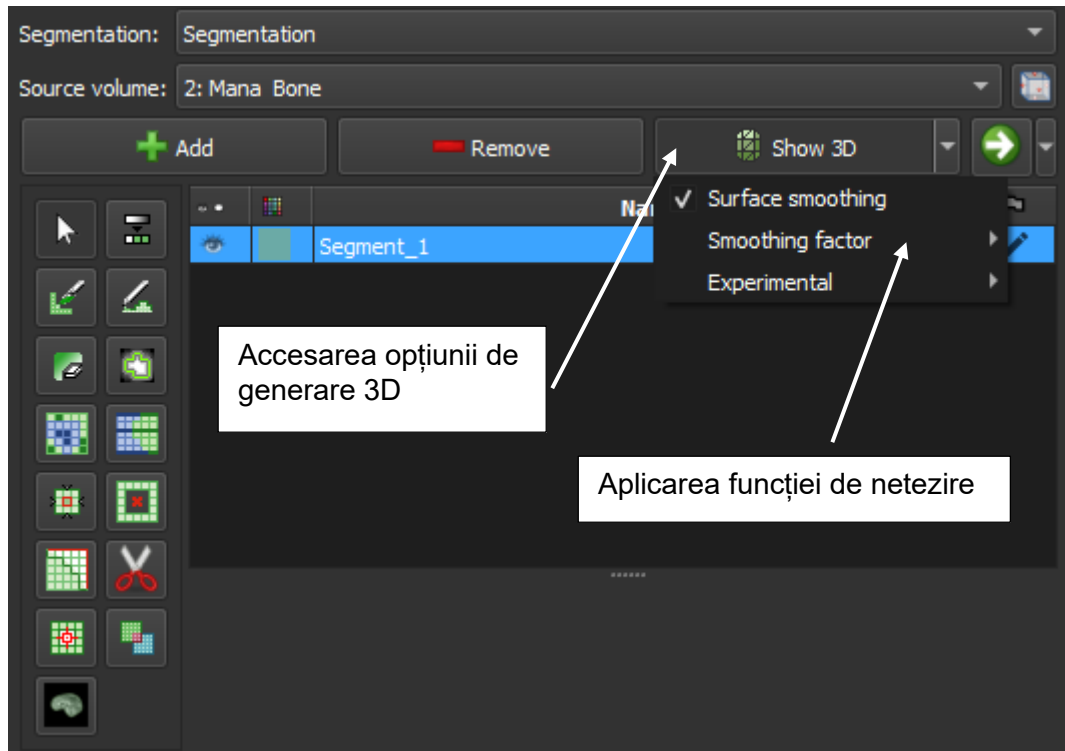


Figura 5.10. Generarea 3D și netezirea structurilor

Netezirea am ales-o 100%.

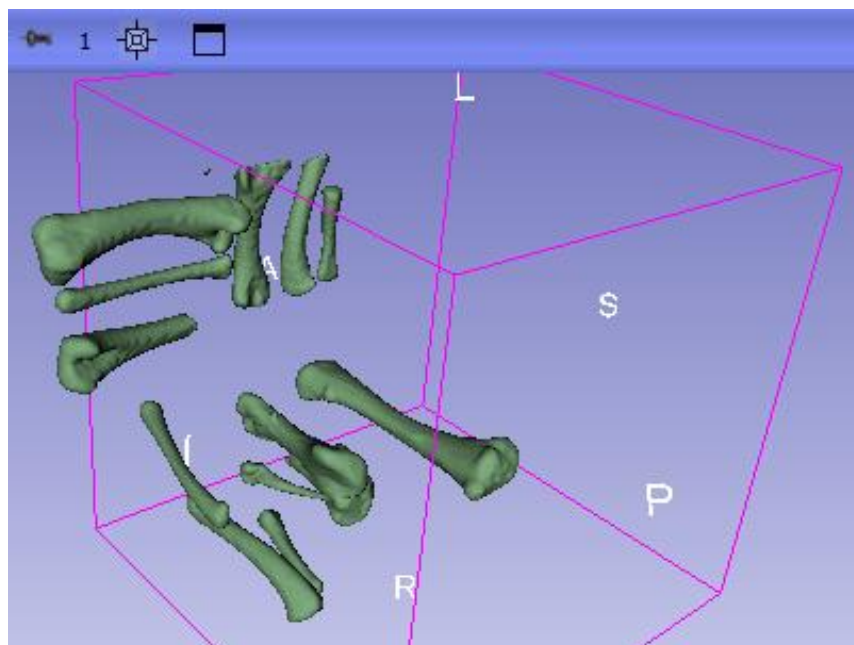


Figura 5.11. Vizualizarea 3D a oaselor

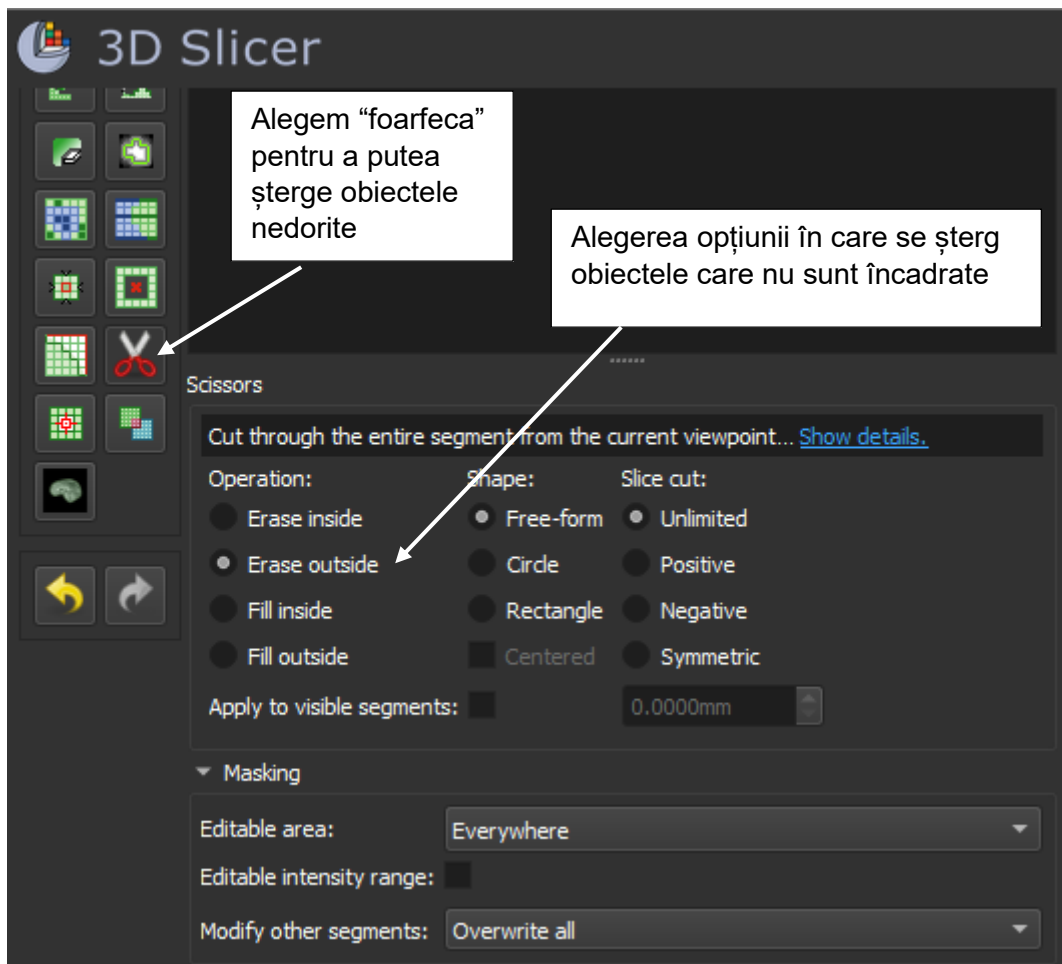


Figura 5.12. Alegerea "foarfecii" pentru a șterge obiectele care nu ne interesează

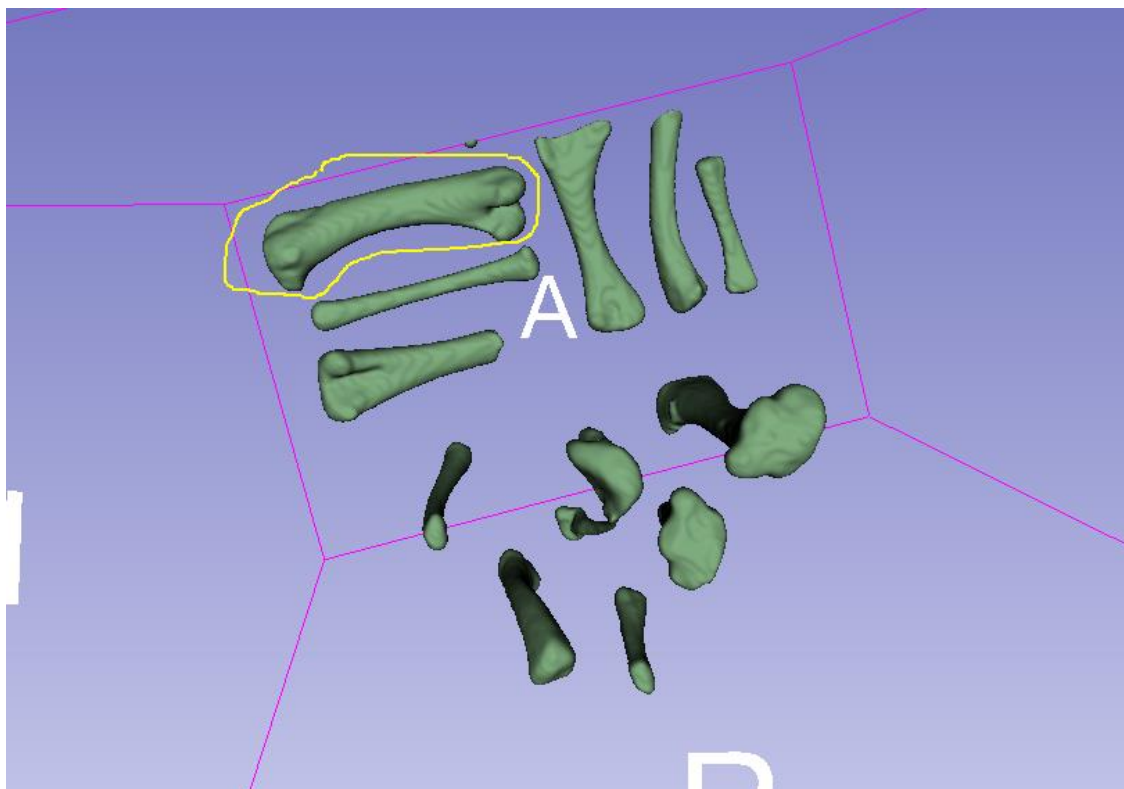


Figura 5.13. Încadrarea obiectului dorit

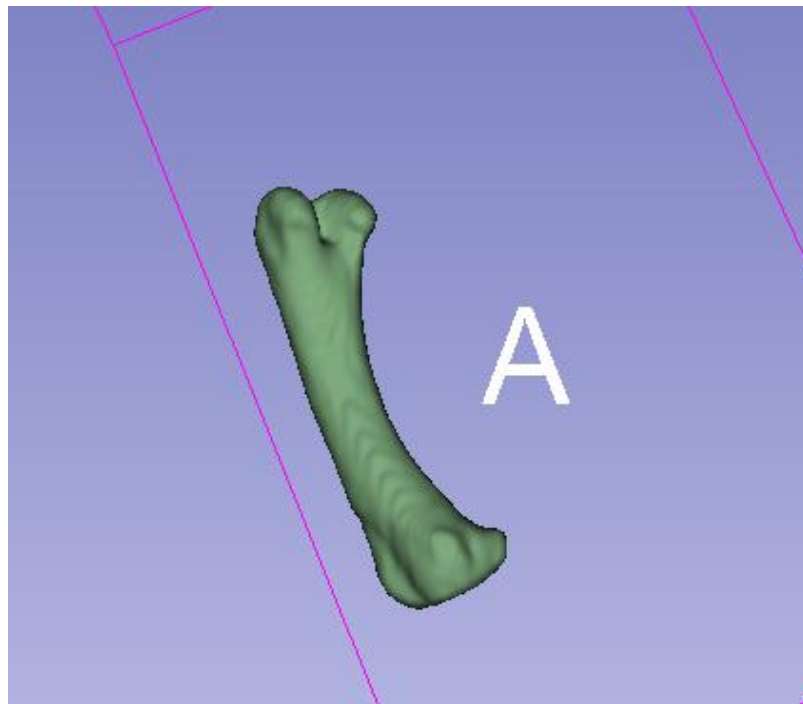


Figura 5.14. Osul selectat

5.2.4. Conversia în fișier STL

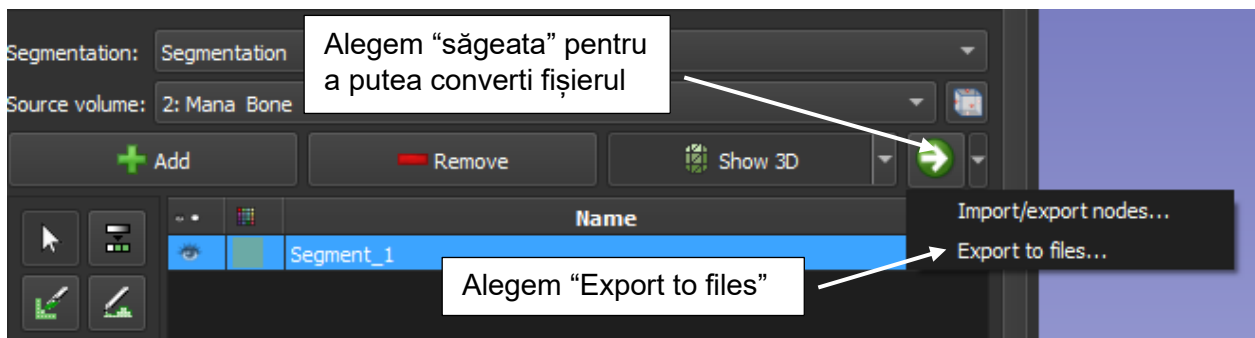


Figura 5.15. Realizarea STL-ului

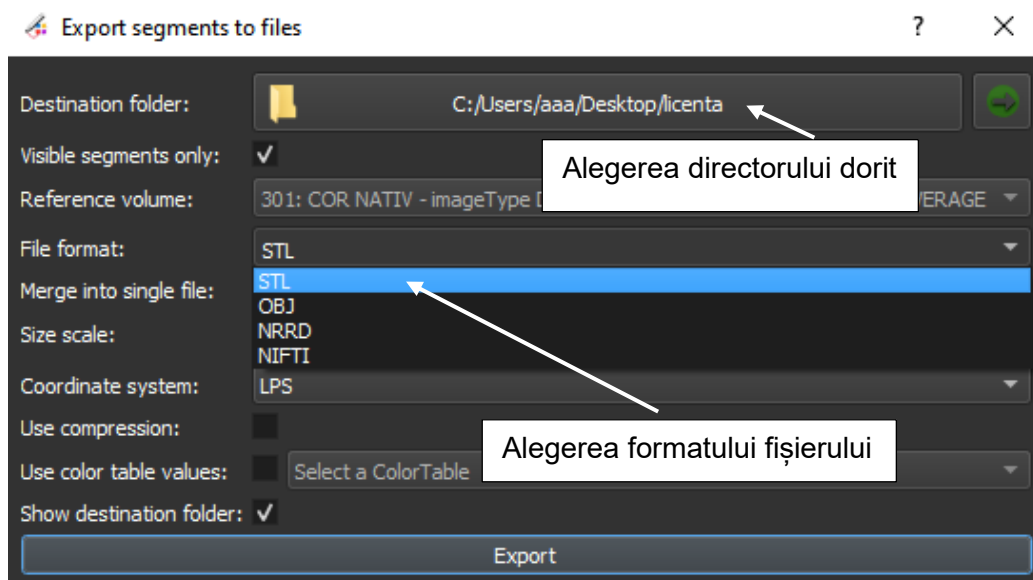


Figura 5.16. Alegerea formatului STL

5.3. Printarea și filamentele

5.3.1. Printarea

Pentru a putea printa replicile structurii osoase alese, STL-ul trebuie convertit într-un fișier de tip G-code, format utilizat de imprimantele 3D. Am realizat această conversie în "UltiMaker Cura" pentru cele cinci oase rezultate prin tehnica FDM. Înainte de a crea fișierul G-code, am ales tipul de imprimantă, am selectat parametrii de imprimare și am "feliat" obiectul. Pentru osul realizat prin tehnica SLA am folosit programul "Chitubox", unde se pot modifica aceleași opțiuni (tipul de imprimantă, parametrii de imprimare).

Pentru cele cinci replici rezultate în urma folosirii tehnicii FDM, am introdus STL-ul în "UltiMaker Cura" cu "drag and drop", am selectat atât imprimanta dorită, cât și parametrii doriți.

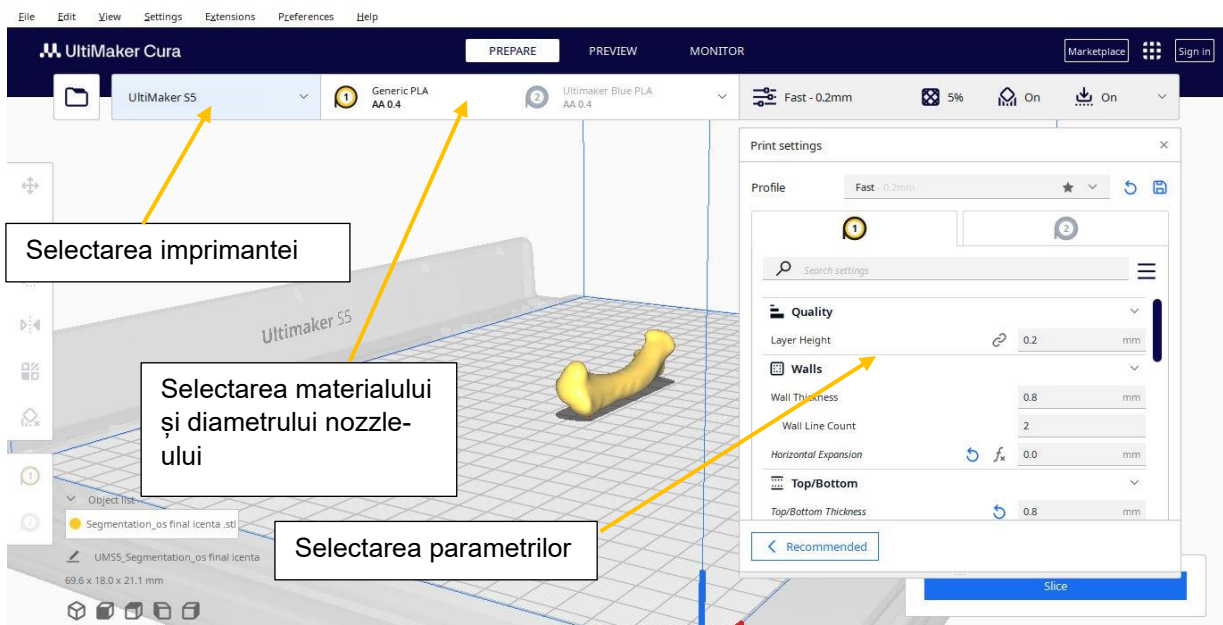


Figura 5.17. Selectarea opțiunilor pentru printare

Opțiunile comune pentru cele cinci probe printate cu tehnica FDM sunt:

- Layer Height: 0,2 mm;
- Wall Thickness: 0,8 mm;
- Wall Line Count: 2;
- Horizontal Expansion: 0,0 mm;
- Top/Bottom Thickness: 0,8mm;
- Top Thickness: 0,8 mm;
- Top Layers: 4;

- Bottom Thickness: 0,8mm;
- Bottom Layers: 4;
- Support structure: Normal;
- Support Placemen: Everywhere;
- Support Overhang Angle: 50,0°;
- Support Horizontal Expansion: 0,8 mm;

Opțiunile diferite includ alegerea filamentului, alegerea nozzle-ului, setarea infill-ului și alegerea imprimantei.

- Proba 1: filament de tip PLA, nozzle de 0,4 mm, infill 100% și imprimanta Ultimaker 2+;
- Proba 2: filament de tip PLA, nozzle de 0,4 mm, infill 20% și imprimanta Creality Ender-3;
- Proba 4: filament de tip PLA, nozzle de 0,25 mm, infill 5% și imprimanta Ultimaker 2+;
- Proba 5: filament de tip PLA, nozzle de 0,4 mm, infill 5% și imprimanta Ultimaker S5;
- Proba 6: filament de tip ABS, nozzle de 0,4 mm, infill 5% și imprimanta Ultimaker S5;

După alegerea parametrilor doriți am “feliat” fiecare os pentru a putea vizualiza straturile care urmează să fie printate. Pe lângă această reprezentare în care se observă proba “feliată”, apare timpul în care se va printa proba, gramajul de filament care va fi consumat, cât și lungimea filamentului folosit pentru realizarea probei.

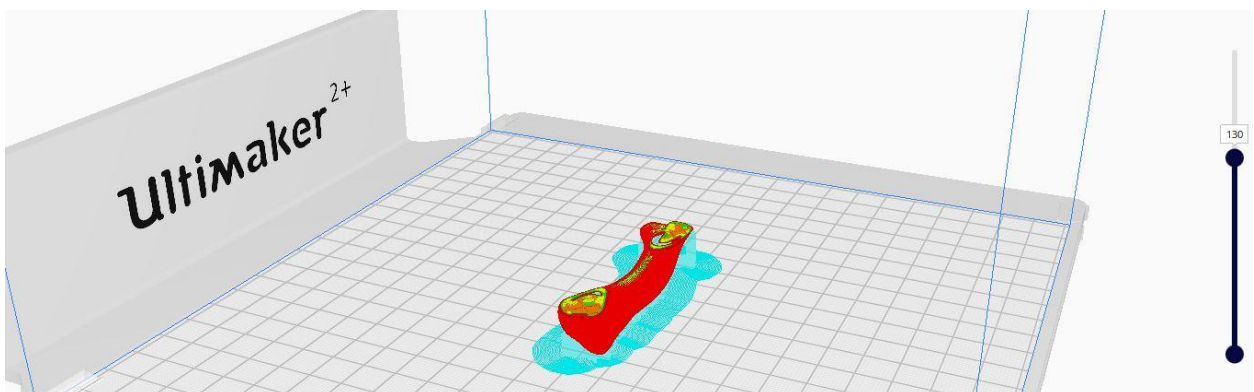


Figura 5.18. Vizualizarea fiecărui strat care va fi printat

Timpul de printare, gramajul materialului utilizat și lungimea filamentului utilizat pentru realizarea probelor:

- Proba 1: 3 ore 35 minute, 10 g și 1,32 m;
- Proba 2: o oră 27 minute, 7 g și 2,31 m;
- Proba 4: 4 ore 33 minute, 6 g și 0,72 m;
- Proba 5: 51 minute, 7 g și 0,87 m;
- Proba 6: o oră 33 minute, 7 g și 1,07 m.

Pentru realizarea probei utilizând tehnica SLA, fișierul STL a fost importat în programul "Chitubox" prin metoda "drag and drop". Ulterior, au fost selectate imprimanta dorită și parametrii corespunzători. Au fost adăugate structuri de susținere, iar pentru că modelul prezintă cavități interne au fost introduse și niște găuri de drenaj.

Imprimarea a fost realizată cu ajutorul imprimantei "Elegoo Mars 2", echipată cu ecran monocromatic (lungime de undă: 385 nm). Aceasta oferă o rezoluție laterală (pe x și y) de aproximativ 50 μm , motiv pentru care și înălțimea stratului (axa z) a fost setată la aceeași valoare. S-a utilizat rășina "ABS-like Resin Pro 2" produsă de Anycubic, cu un timp de expunere per strat de 3 secunde.

După imprimare, suporturile au fost îndepărtate, iar piesele au fost spălate timp de 15 minute în izopropanol și apoi lăsate la uscat. Ulterior, acestea au fost polimerizate suplimentar prin expunere la radiație UV timp de 120 de secunde într-o incintă UV "Elegoo Mercury Chamber" ($\lambda = 405 \text{ nm}$), apoi răsturnate și expuse din nou pentru a asigura întărirea completă a rășinii.

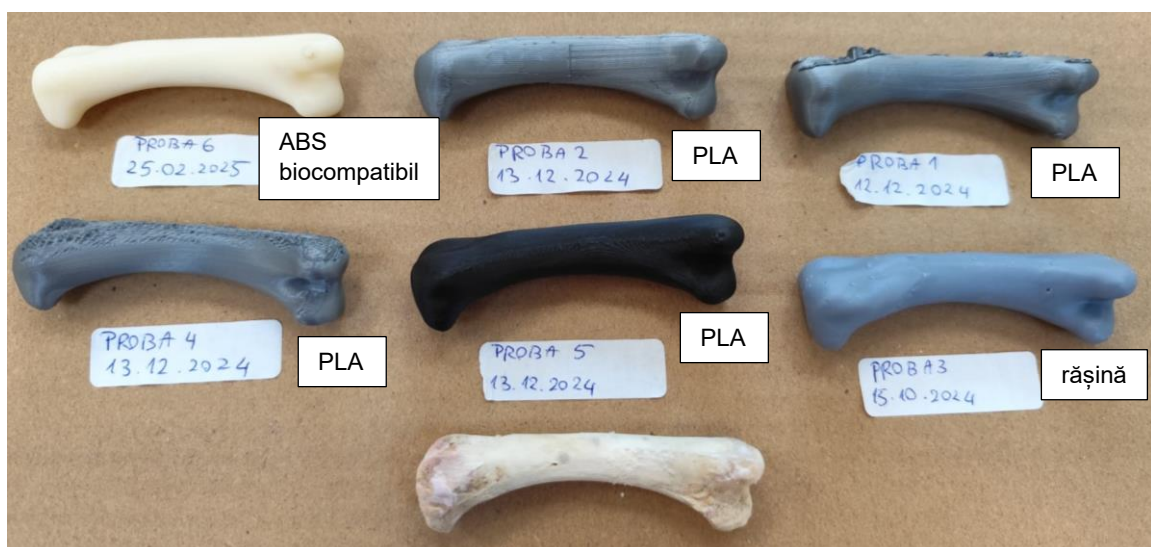


Figura 5.19. Osul original și replicile printate 3D

5.3.2. Filamentele

Pentru probele 1 și 4 s-a folosit "FormFutura EasyFil PLA Filament" argintiu, cu diametrul de 2,85 mm. Câteva caracteristici sunt: temperatura de imprimare situată în intervalul 200–230°C, viteza de imprimare medie, temperatură patului cuprinsă între 0 și 60°C, posibilitatea imprimării cu un nozzle de cel puțin 0,15 mm și o înălțime a stratului de minimum 0,1 mm. [36]

Pentru proba 2 s-a folosit filament PLA argintiu produs de "Gembird", cu diametrul de 1,75 mm. Câteva caracteristici sunt: temperatura de imprimare situată în intervalul 190–220°C, densitate de 1,25 g/cm³ și temperatura de deformare termică de aproximativ 50°C. [37]

Proba 3 s-a confecționat cu rășina "ABS-like Resin Pro 2" violet, produsă de "Anycubic". Câteva caracteristici sunt: vâscozitate de 300–400 cP·mPa·s, densitate între 1,1–1,2 g/cm³, alungire la rupere de 30–40%, temperatura de deformare termică de peste 60–65°C, timpul de expunere pentru straturile normale este de 1,5–3 secunde, iar pentru stratul de bază între 20–40 secunde. [38]

Proba 5 a rezultat în urma folosirii filamentului „BASF Ultrafuse PLA” negru, cu diametrul de 1,75 mm. Câteva caracteristici sunt: temperatura de imprimare 200–220°C, temperatura patului între 50 și 70°C și viteza de imprimare optimă situată între 40 și 150 mm/s. [39]

Pentru proba 6 s-a folosit filamentul „INNOVATEFIL ABS Medical” produs de "Smart Materials 3D". Câteva caracteristici sunt: temperatura de imprimare recomandată cuprinsă între 235 și 255°C, viteza de imprimare între 30 și 50 mm/s, iar temperatura patului de imprimare între 90 și 110°C. Filamentul este biocompatibil timp de până la 30 de zile, având certificări USP Class VI și ISO 10993-1, fiind astfel adecvat pentru utilizări medicale. [40]

5.4. Scanarea probelor

S-au efectuat mai multe scanări CT ale osului original și ale replicilor, utilizând tomograful computerizat al Institutului IMOGEN din cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca, cu variații ale parametrilor de achiziție. Pentru fiecare set de parametri, au fost generate două seturi de imagini, corespunzătoare reconstrucțiilor Bone și Standard (STD). Toate achizițiile au fost realizate în mod helical, folosind un protocol personalizat adaptat dimensiunilor reduse ale obiectelor. Nu a fost utilizat un protocol predefinit, ci au

fost variații intenționat parametrii de achiziție (tensiunea și curentul din tub) pentru a evalua impactul acestora asupra calității imaginii și a vizibilității detaliilor în replicile 3D.

Serii imagini	Tensiunea (kVp)	Curentul (mA)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)
BONE 1 / STD 1	100	160	12,61	344,36
BONE 2 / STD 2	80	160	6,63	180,94
BONE 3 / STD 3	120	160	19,92	541,29
BONE 4 / STD 4	140	160	28,23	770,86
BONE 5 / STD 5	100	120	9,45	258,02
BONE 6 / STD 6	100	200	15,75	430,02
BONE 7 / STD 7	100	240	18,92	516,53
BONE 8 / STD 8	100	280	22,04	601,76

Tabel 5.1. Parametrii de achiziție și dozele corespunzătoare pentru fiecare scanare CT realizată

În tabelul 5.1 sunt prezentați parametrii tehnici de achiziție și valorile dozimetrice asociate fiecărei scanări CT. Pentru fiecare achiziție, au fost generate două reconstrucții (Bone și Standard), fiecare compusă din 404 secțiuni axiale cu grosime feliei de 0,625 mm.

5.5. Analiza scanărilor

În vederea cuantificării contrastului și a evaluării consistenței replicilor față de osul original, s-a realizat o analiză comparativă a imaginilor CT utilizând software-ul ImageJ. Din fiecare scanare (câte 16 în total, incluzând reconstrucțiile Bone și Standard aferente fiecărei achiziții), au fost selectate trei secțiuni axiale reprezentative: slice-ul 75, slice-ul 193 și slice-ul 331.

În etapa inițială, imaginile DICOM erau importate în ImageJ într-o singură fereastră, care conținea toate cele 6464 de slice-uri obținute din cele 16 achiziții, iar acestea nu erau ordonate sau grupate în funcție de setul căruia îi aparțineau, ceea ce făcea imposibilă identificarea rapidă a secțiunilor relevante din fiecare volum. Pentru a remedia această dificultate, fișierele au fost reimportate în programul 3D Slicer, unde fiecare achiziție a fost salvată individual, rezultând 16 seturi CT distincte, fiecare conținând 404 imagini ordonate corespunzător. Aceste seturi au fost apoi deschise separat în ImageJ, pentru a permite localizarea exactă a slice-urilor de interes și efectuarea măsurătorilor în condiții uniforme. Pentru a îmbunătăți vizibilitatea detaliilor structurale în toate cele 16 volume, s-a aplicat aceeași setare de contrast și luminozitate, prin ajustarea ferestrei de vizualizare

între valorile -1024 și 1000 HU, această ajustare având rol exclusiv vizual, fără a modifica valorile reale ale pixelilor din imagini.

Pentru fiecare imagine, a fost definită o regiune de interes (ROI) circulară, corespunzătoare diametrului osului observabil în secțiune (acoperind zona medulară, unde structura este omogenă). Au fost astfel obținute valorile medii ale unităților Hounsfield (HU) în interiorul fiecărui ROI, prin comanda „Measure”.

Distribuția probelor în funcție de slice este următoarea:

- Slice 75: probele 1 și 3;
- Slice 193: probele 2, 5 și osul original;
- Slice 331: probele 4 și 6.

În total, au fost extrase 112 valori medii HU, corespunzătoare fiecărei combinații dintre probă, tip de reconstrucție și parametri de achiziție. Aceste date au fost ulterior centralizate într-un tabel pentru a permite analiza variației densității radiologice în funcție de condițiile de achiziție CT și de tipul de reconstrucție utilizat.

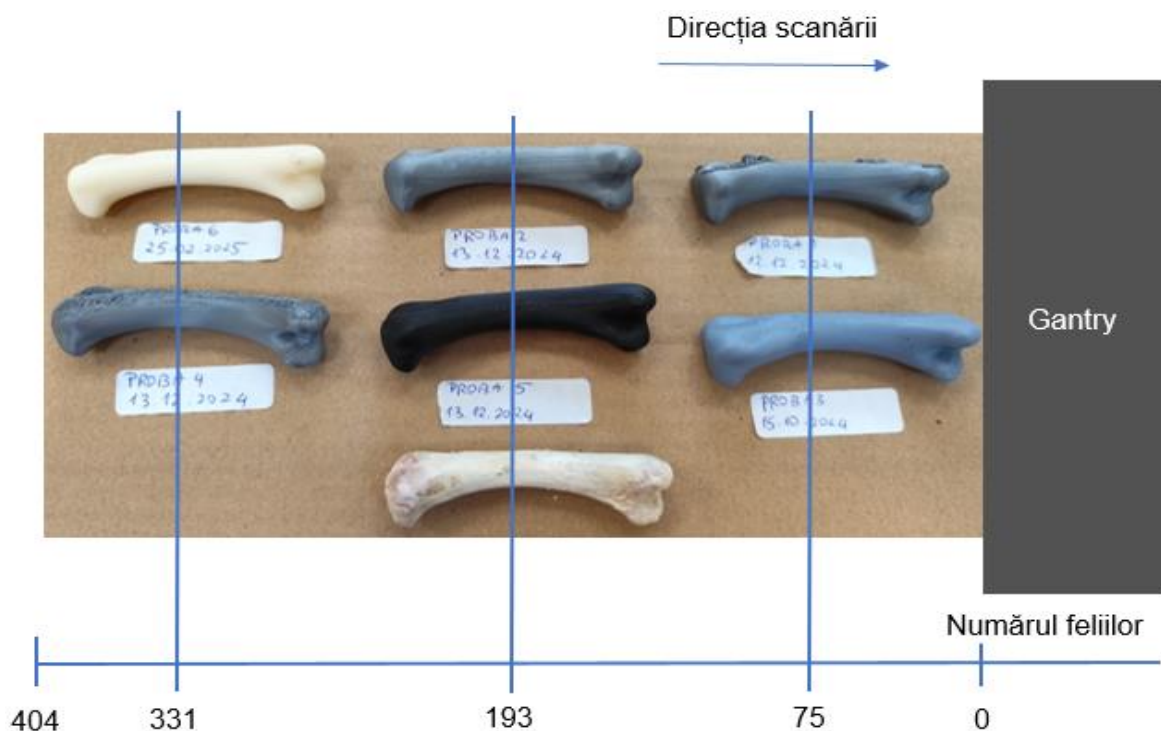


Figura 5.20. Schema scanării CT: poziționarea probelor și direcția de achiziție a imaginilor

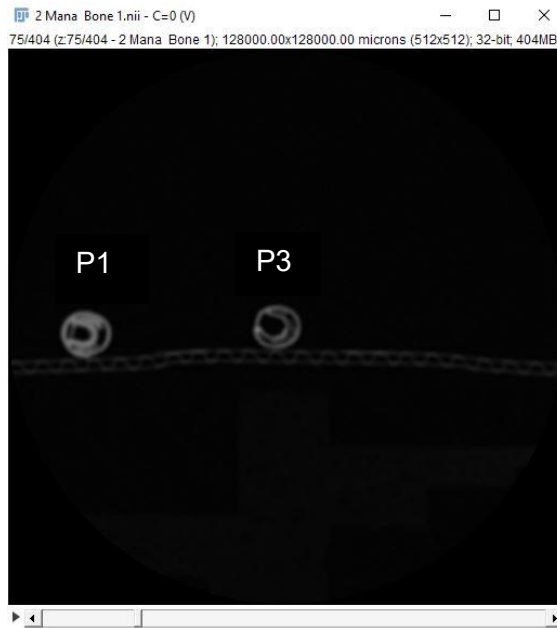


Figura 5.21. Slice-ul 75 din reconstrucția
BONE a primei scanări CT

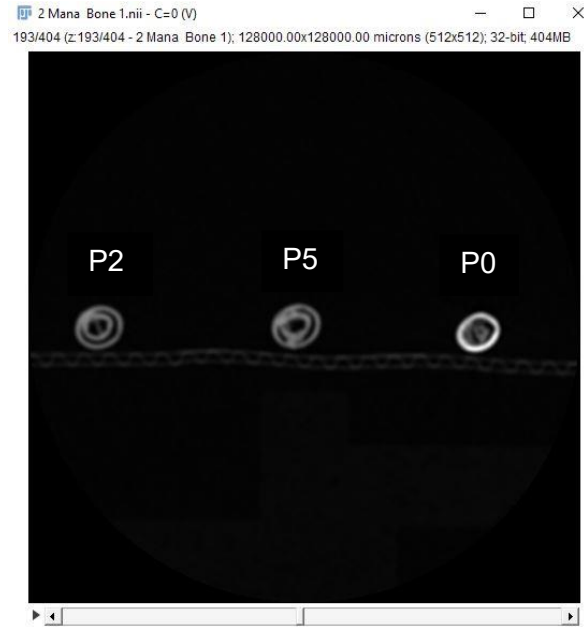


Figura 5.22. Slice-ul 193 din reconstrucția
BONE a primei scanări CT

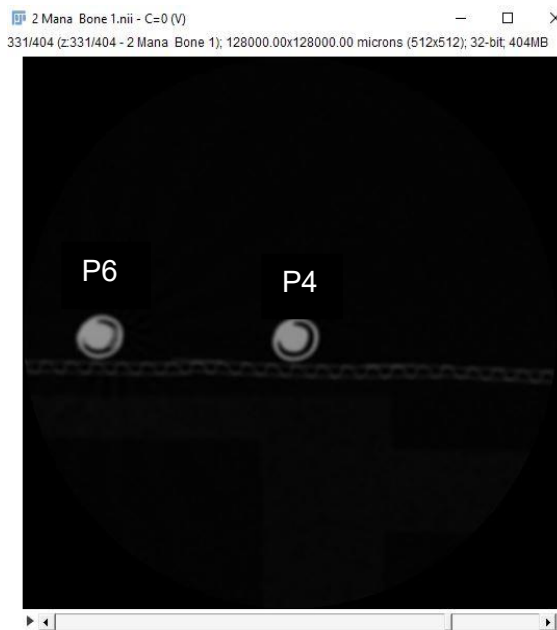


Figura 5.23. Slice-ul 331 din reconstrucția
BONE a primei scanări CT

6. REZULTATE ȘI DISCUȚII

În acest capitol sunt prezentate și analizate rezultatele obținute în urma scanării computer tomografice a probelor printate 3D și a osului real, folosind diferite setări de achiziție și două tipuri de reconstrucție, BONE și STD. Scopul analizei a fost de a evalua comparativ densitatea radiologică (exprimată în unități Hounsfield, HU) a fiecărei probe în raport cu osul original, precum și de a evidenția influența parametrilor de achiziție și a reconstrucției asupra valorilor obținute.

Valorile medii HU extrase pentru cele 16 scanări CT, pentru fiecare probă și parametru, au fost centralizate într-un tabel inițial cu 112 înregistrări. Pentru o mai bună claritate și analiză, aceste date au fost reorganizate în patru tabele principale, în funcție de tipul de reconstrucție și de parametrii modificați în timpul scanării (tensiunea și curentul tubului).

6.1. Rezultate obținute pentru reconstrucția BONE

6.1.1. Influența tensiunii tubului (kVp) pentru reconstrucția BONE

În cadrul studiilor 1–4, curentul a fost menținut constant la 160 mA, în timp ce tensiunea a variat între 80, 100, 120 și 140 kVp. Pentru a varia tensiunea s-a folosit un pas de 20 kVp. S-au observat diferențe în valorile medii HU în funcție de proba analizată și de nivelul de energie al fasciculului.

Proba	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
P0	-65,15	-153,51	-195,07	-252,39
P1	-491,42	-476,45	-458,38	-463,82
P2	-482,31	-480,71	-478,58	-481,79
P3	-693,02	-708,93	-680,32	-699,21
P4	-332,00	-289,61	-293,07	-321,98
P5	-430,48	-455,77	-420,58	-443,85
P6	-207,65	-221,83	-256,48	-306,38

Tabel 6.1. Valorile medii ale unităților Hounsfield pentru fiecare probă în funcție de tensiune, reconstrucție BONE

Valoarea medie HU a osului real (P0) a fost aproximativ stabilă în toate cele patru achiziții, servind drept referință pentru comparație. Printre replici, proba 6, realizată din material biocompatibil, a prezentat cele mai apropiate valori de cele ale osului real, cu variații reduse la toate tensiunile aplicate. În contrast, proba 3, imprimată cu rășină

fotopolimerizabilă și cu interior gol, a prezentat valori HU apropiate de cele ale aerului (în jur de -1000 HU), ceea ce indică o transparență ridicată pentru radiația X.

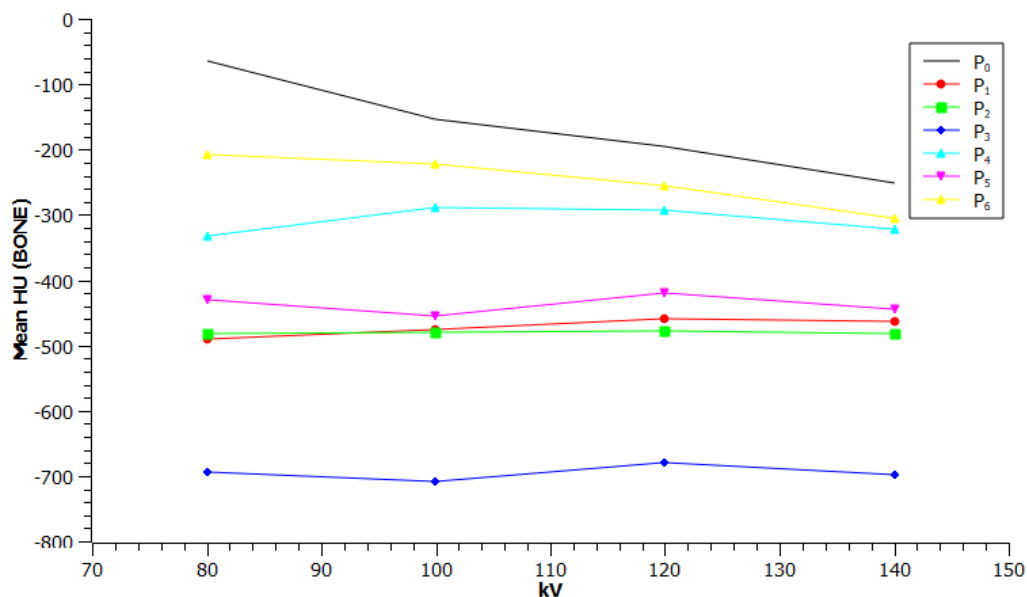


Figura 6.1. Variația valorilor medii HU în funcție de tensiunea tubului, reconstrucție BONE

Graficul din Figura 6.1. ilustrează evoluția valorilor medii HU pentru fiecare probă în funcție de tensiunea tubului, în cazul reconstrucției BONE. Se observă că, valorile HU ale osului real scad în mod natural odată cu creșterea tensiunii tubului (kV), deoarece fotonii X cu energie mai mare penetrează mai eficient țesuturile, reducând coeficientul de atenuare relativ, ceea ce este un comportament fizic așteptat, în schimb, pentru replici, valorile HU rămân aproape constante, reflectând o compoziție și densitate mai puțin dependentă de energia radiației.

6.1.2. Influența curentului tubului (mA) pentru reconstrucția BONE

În studiile 5–8, tensiunea a fost menținută constantă la 100 kVp, iar curentul a variat între 120, 200, 240 și 280 mA. Pentru a varia curentul s-a folosit un pas de 40 mA.

Proba	120 mA	160 mA	200 mA	240 mA	280 mA
P0	-209,41	-153,51	-167,73	-137,93	-169,79
P1	-493,39	-476,45	-461,65	-466,40	-455,96
P2	-477,81	-480,71	-483,11	-467,85	-497,26
P3	-685,61	-708,93	-690,19	-681,22	-678,52
P4	-323,79	-289,61	-352,96	-275,61	-304,47
P5	-425,65	-455,77	-424,71	-424,38	-459,76
P6	-232,17	-221,83	-253,22	-201,31	-260,27

Tabel 6.2. Valorile medii ale HU pentru fiecare probă în funcție de curent, reconstrucție BONE

În cadrul analizei am inclus și valorile primului studiu (100 kVp, 160 mA), întrucât și acolo tensiunea era 100 kVp.

Și în această serie de achiziții, osul real a avut valori aproximativ constante, iar proba 6 a continuat să fie cea mai apropiată de os în ceea ce privește densitatea radiologică. Se remarcă din nou proba 3 ca având valori negative accentuate, evidențiind lipsa de consistență structurală la raze X.

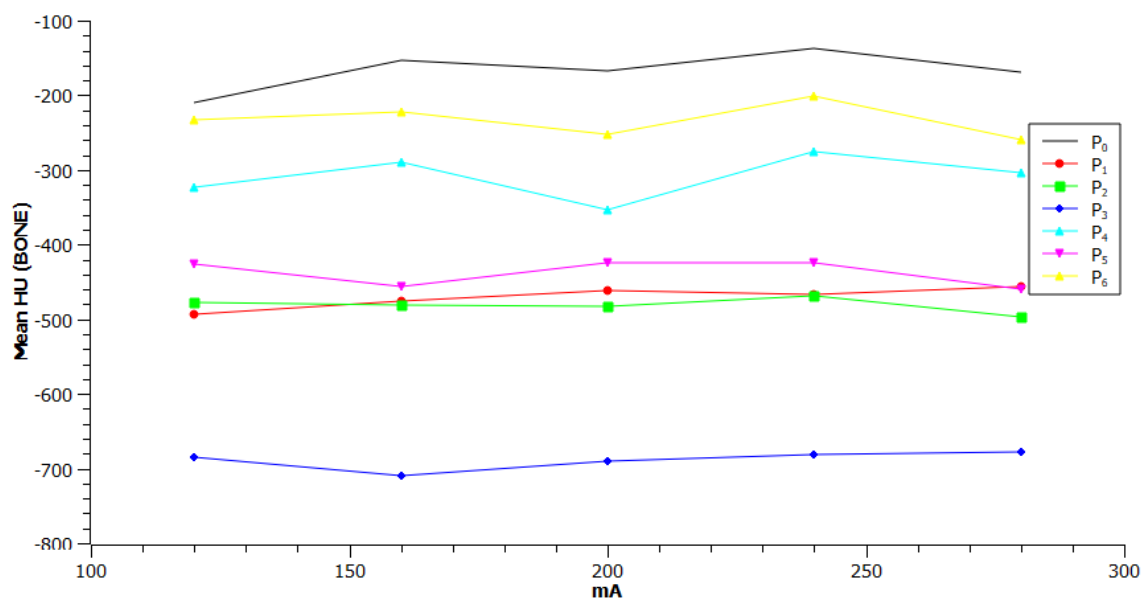


Figura 6.2. Variația valorilor medii HU în funcție de curentul tubului, reconstrucție BONE

În cazul variației curentului tubului (mA), valorile HU ale probelor rămân relativ constante, fără o tendință clară de creștere sau scădere. Această stabilitate este în concordanță cu principiile fizice ale imagisticii CT, deoarece modificarea curentului afectează doar numărul fotonilor generați, nu energia acestora. Oscilațiile minore observate în date pot fi atribuite zgomotului de imagine sau proceselor de reconstrucție, mai ales în cazul osului real (P₀), unde structura internă complexă poate accentua aceste variații. Astfel, se confirmă că valorile HU sunt în mare parte independente de curentul din tub și nu reflectă modificări reale ale atenuării materialelor scanate.

6.2. Rezultate obținute pentru reconstrucția STD

Reconstrucția STD a fost utilizată în această examinare deoarece probele analizate includ atât structuri osoase reale, cât și replici imprimate 3D din materiale cu proprietăți diferite. Utilizarea unei reconstrucții standard, optimizată pentru imagistica țesuturilor moi, permite evaluarea comportamentului radiologic al acestor materiale în condiții similare celor întâlnite în practica medicală, în care se investighează o varietate de țesuturi, nu doar os.

6.2.1. Influența tensiunii tubului (kVp) pentru reconstrucția STD

Pentru reconstrucția STD s-au utilizat aceleași valori ale curentului și tensiunii ca și în cazul reconstrucției BONE.

Proba	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
P0	-46,89	-167,26	-230,21	-274,78
P1	-471,22	-481,41	-490,28	-469,49
P2	-467,36	-488,22	-483,76	-505,81
P3	-690,05	-694,42	-691,46	-696,44
P4	-291,16	-314,23	-324,45	-317,21
P5	-431,75	-457,75	-440,86	-458,81
P6	-212,54	-230,88	-236,93	-289,75

Tabel 6.3. Valorile medii ale HU pentru fiecare probă în funcție de tensiune, reconstrucție STD

Valorile obținute sunt în general mai mici decât cele din reconstrucția BONE, ceea ce este de așteptat, având în vedere că reconstrucția STD este optimizată pentru un contrast mai general și nu pentru detalii osoase. Proba 6 își menține poziția de replică cu cea mai bună corespondență față de osul real, iar proba 3 rămâne deosebit de transparentă, cu valori HU foarte negative.

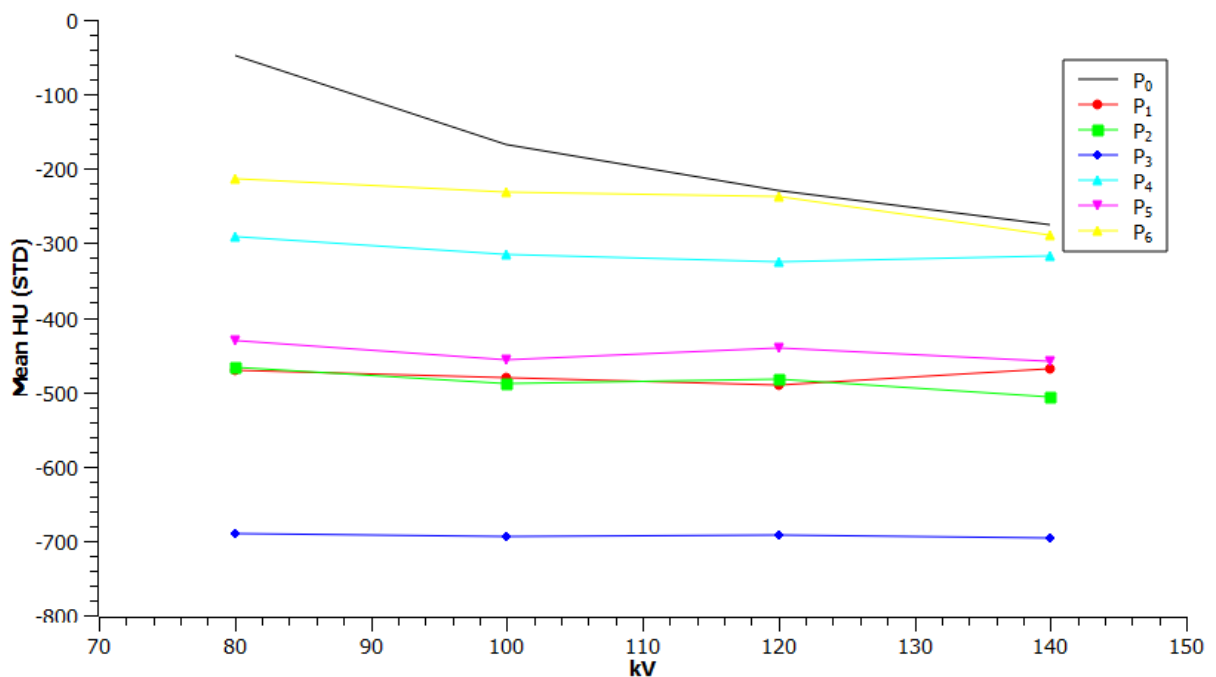


Figura 6.3. Variația valorilor medii HU în funcție de tensiunea tubului, reconstrucție STD

Graficul din Figura 6.3. ilustrează evoluția valorilor medii HU pentru fiecare probă în funcție de tensiunea tubului (kVp), în cazul reconstrucției STD. La fel ca în reconstrucția

BONE, valorile HU ale osului real (P0) scad progresiv odată cu creșterea tensiunii, comportament fizic așteptat, cauzat de creșterea energiei fotonilor X, care determină o penetrare mai eficientă și o scădere a coeficientului de atenuare relativ. Totuși, în comparație cu reconstrucția BONE, valorile HU pentru P0 sunt mai reduse în magnitudine la tensiuni joase și devin mai negative la tensiuni mari, indicând o sensibilitate mai redusă a acestei reconstrucții la variațiile de densitate ale țesuturilor dure.

În cazul replicilor, majoritatea probelor (P1–P5) continuă să prezinte valori HU relativ constante, confirmând o atenuare mai puțin dependentă de energie. Cu toate acestea, proba 6 (P6) se distinge clar ca fiind cea mai apropiată de osul real, prin valorile HU care evoluează într-un mod similar cu cele ale probei P0, în special la tensiunile mai mari (120–140 kVp). Această apropiere sugerează o densitate radiologică mai fidelă în comparație cu celelalte replici, chiar și în cadrul unei reconstrucții mai generale, cum este STD.

Prin comparație, reconstrucția STD oferă o separare mai slabă între probe, iar diferențele dintre replici și osul real sunt mai puțin evidente decât în cazul reconstrucției BONE. Aceasta subliniază încă o dată faptul că reconstrucția BONE este mai adecvată pentru evaluarea fidelității radiologice a replicilor față de structurile osoase reale.

6.2.2. Influența curentului tubului (mA) pentru reconstrucția STD

La fel ca în cazul reconstrucției BONE, am inclus și valorile primului studiu (100 kVp, 160 mA), întrucât și acolo tensiunea era 100 kVp.

Proba	120 mA	160 mA	200 mA	240 mA	280 mA
P0	-119,84	-167,26	-115,23	-160,64	-160,55
P1	-464,78	-481,41	-448,94	-457,81	-476,94
P2	-495,69	-488,22	-464,71	-466,07	-483,85
P3	-696,06	-694,42	-690,23	-690,31	-688,84
P4	-330,34	-314,23	-269,33	-271,71	-292,48
P5	-442,32	-457,75	-421,83	-421,41	-452,81
P6	-261,95	-230,88	-191,49	-213,26	-243,28

Tabel 6.4. Valorile medii ale HU pentru fiecare probă în funcție de curent, reconstrucție STD

Valorile HU au fost mai dispersate comparativ cu cele din reconstrucția BONE. Deși nu s-au observat schimbări dramatice în funcție de mA, se poate remarca faptul că valorile

HU ale probelor au variat mai mult decât în cazul anterior, sugerând o sensibilitate mai mare la variații de doză în reconstrucția STD.

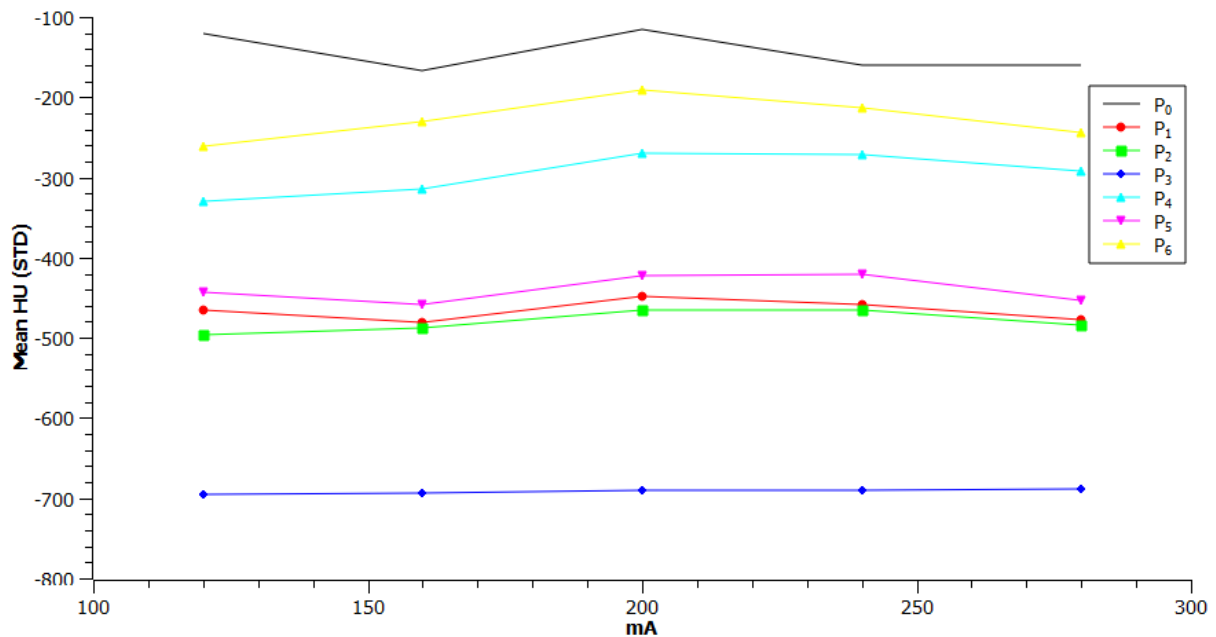


Figura 6.4. Variația valorilor medii HU în funcție de curentul tubului, reconstrucție STD

În cazul reconstrucției STD, variațiile valorilor HU în funcție de curentul tubului (mA) sunt ușor mai pronunțate decât în cazul reconstrucției BONE, dar păstrează în general aceeași tendință de stabilitate relativă. Probele nu prezintă modificări sistematice semnificative ale densității radiologice odată cu creșterea curentului, ceea ce confirmă din nou că HU nu depinde direct de mA, ci mai degrabă de energia fotonilor (tensiunea tubului).

Totuși, în comparație cu reconstrucția BONE, datele STD par mai sensibile la zgomot sau la variații de reconstrucție, ceea ce se reflectă în amplitudini mai mari ale fluctuațiilor pentru unele probe, în special pentru P0 și P6. Acest comportament este explicabil prin natura reconstrucției STD, optimizată pentru țesuturi moi, nu pentru structuri dense, cum sunt replicile imprimate sau osul real.

Se remarcă în continuare faptul că proba P6 rămâne cea mai apropiată de osul real (P0) din punct de vedere al valorilor HU, în ambele moduri de reconstrucție, sugerând o compoziție materială cu caracteristici radiologice similare.

6.3. Observații generale și discuții

Proba 6, imprimată dintr-un material biocompatibil, s-a dovedit a fi cea mai apropiată de osul real în toate condițiile și tipurile de reconstrucție. Proba 3, realizată prin tehnica SLA

și având interiorul gol, a înregistrat cele mai scăzute valori HU, similare aerului, indicând o capacitate slabă de atenuare a radiației.

Reconstrucția BONE a oferit o separare mai clară între probe și o mai bună reflectare a diferențelor de densitate, fiind astfel mai potrivită pentru analiza structurilor osoase. Variabilitatea HU în funcție de kVp a fost mai pronunțată decât în funcție de mA, ceea ce indică importanța optimizării tensiunii pentru obținerea unui contrast relevant.

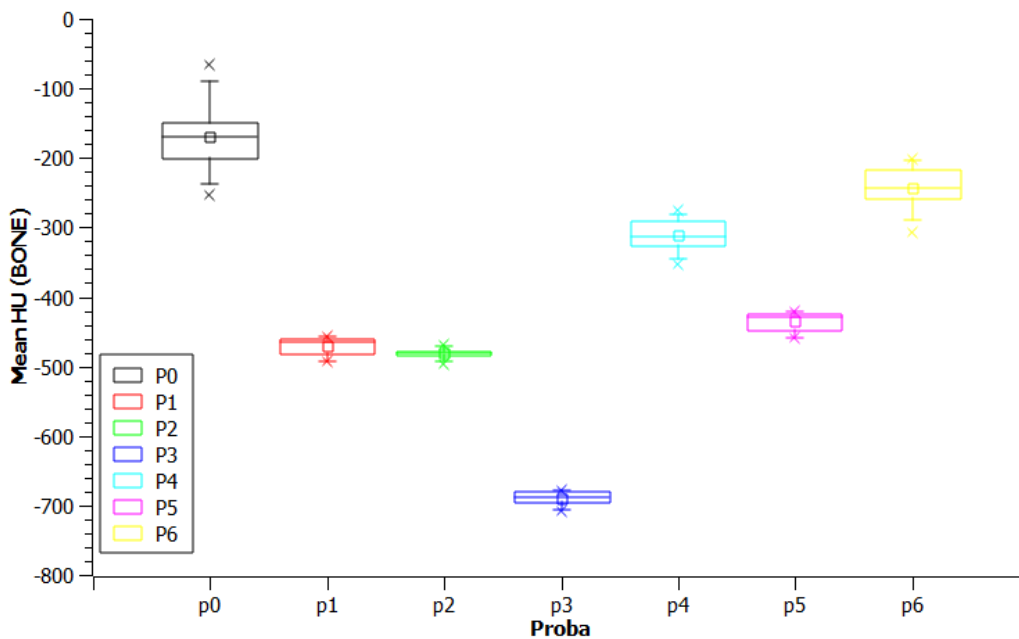


Figura 6.5. Variația valorilor medii HU pentru fiecare probă, indiferent de parametrii, reconstrucție BONE

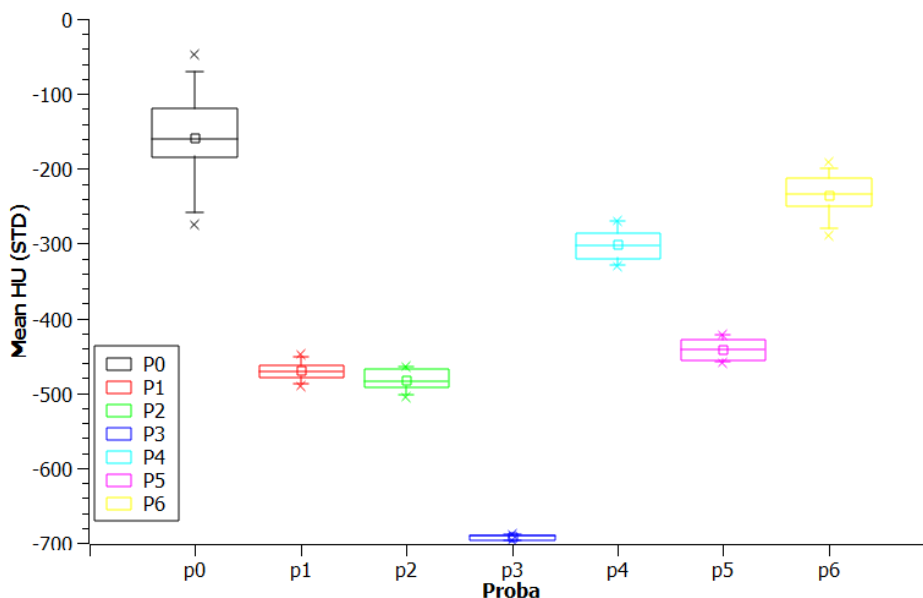


Figura 6.6. Variația valorilor medii HU pentru fiecare probă, indiferent de parametrii, reconstrucție STD

Un aspect important observat în urma analizei grafice a fost diferența de omogenitate între osul real și replicile printate. Boxploturile construite pentru fiecare probă, atât în cazul reconstrucției BONE cât și STD, au evidențiat că osul real (P0) prezintă o variabilitate internă mai mare a valorilor HU, ceea ce reflectă structura sa naturală eterogenă. În schimb, replicile printate au avut în general o dispersie mai mică, cu valori HU mai omogene, caracteristice materialelor sintetice utilizate și procesului de imprimare 3D.

Această discrepanță este relevantă, deoarece sugerează că, deși unele probe (ex. P6) ating valori medii HU apropiate de osul natural, ele nu reproduc fidel complexitatea internă a acestuia. Acest lucru poate avea implicații semnificative în aplicații clinice sau experimentale care necesită o imitare realistă a comportamentului radiologic și biomecanic al osului.

CONCLUZII

Tomografia computerizată este una dintre cele mai performante metode imagistice utilizate în medicină, permițând obținerea unor imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului. Imprimarea 3D, pe de altă parte, a devenit o tehnologie din ce în ce mai aplicată în domeniul medical, datorită capacității sale de a reproduce obiecte anatomiche complexe.

Scopul acestei lucrări a fost analiza fidelității structurale și radiologice a replicilor osoase obținute prin imprimare 3D, comparativ cu structurile reale, pe baza imaginilor CT.

În cadrul studiului, s-au scanat oase de pui folosind aparatul General Electric CT Optima 660. Imaginile obținute au fost procesate cu softuri specializate, iar modelele rezultate au fost printate cu patru imprimante 3D, utilizând tehnologiile FDM și SLA. Replicile printate, alături de osul original, au fost supuse acelorași condiții de scanare, folosind două tipuri de reconstrucție (BONE și STD) și opt combinații de parametri (kVp și mA variabile), obținându-se în total 16 achiziții CT. Apoi, au fost analizate valorile medii ale unităților Hounsfield pentru fiecare probă, din fiecare achiziție CT.

Rezultatele obținute în urma celor 16 achiziții CT, realizate la patru niveluri de tensiune și patru niveluri de curent ale tubului radiogen, au evidențiat o serie de concluzii relevante. În primul rând, s-a confirmat că reconstrucția BONE este superioară celei STD în evidențierea diferențelor de densitate dintre probe, oferind un contrast mai bun și o separare mai clară între osul real (P0) și replici. Reconstrucția STD, optimizată pentru țesuturi moi, a prezentat o sensibilitate mai scăzută la variațiile de densitate ale materialelor dure, ceea ce a condus la o discriminare mai slabă între probe.

Un aspect constant remarcat în toate combinațiile de parametri a fost faptul că proba 6 (P6), realizată dintr-un material biocompatibil, a avut cele mai apropiate valori ale unităților Hounsfield (HU) față de osul original, atât în reconstrucția BONE, cât și în STD. Acest comportament a fost observat mai ales la tensiuni înalte (120–140 kVp), indicând o fidelitate radiologică crescută a acestui material. Pe de altă parte, proba 3 (P3), imprimată cu tehnica SLA și cu interiorul gol, a prezentat valori HU extrem de negative, apropiate de cele ale aerului, ceea ce confirmă o atenuare minimă a radiației și, implicit, o structură lipsită de consistență fizică reală.

Un alt rezultat semnificativ a fost legat de influența parametrilor de achiziție asupra valorilor HU. S-a observat că tensiunea tubului (kVp) are un impact mai pronunțat decât curentul (mA) asupra valorilor obținute, în special în cazul osului real, unde HU a scăzut

progresiv odată cu creșterea tensiunii. În contrast, replicile au avut valori mai constante, ceea ce indică o atenuare mai puțin dependentă de energie, sugerând o compoziție mai omogenă a materialelor imprintate.

Analiza grafică a evidențiat o altă diferență importantă: variabilitatea internă a valorilor HU în osul real (P0) a fost semnificativ mai mare decât în replicile printate, ceea ce reflectă natura eterogenă a țesutului osos. Această observație este esențială, întrucât chiar și probele care reproduc valorile medii HU ale osului nu reușesc să imite complet complexitatea structurală internă. Astfel, aplicabilitatea replicilor în contexte clinice sau experimentale care necesită un comportament biomecanic realist trebuie evaluată cu atenție.

În concluzie, această lucrare demonstrează utilitatea integrării tomografiei computerizate și a imprimării 3D în procesul de analiză și replicare a structurilor osoase. Proba 6 s-a evidențiat ca fiind cea mai promițătoare din punct de vedere al fidelității radiologice, iar reconstrucția BONE a fost cea mai eficientă în evidențierea detaliilor osoase. Totodată, analiza subliniază necesitatea unei evaluări nu doar a valorilor medii HU, ci și a dispersiei interne ale acestora, pentru a aprecia corect gradul de similitudine între osul real și replicile imprintate.

Rezultatele obținute pot contribui la optimizarea selecției materialelor și a tehnicilor de imprimare în aplicații medicale, precum planificarea chirurgicală, testarea implanturilor sau instruirea practică, susținând astfel extinderea utilizării imprimării 3D în medicina modernă.

Sunt recunoscătoare domnului Dr. Szabó László, fizician medical la Institutul IMOGEN din cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca, și doamnei Botiș Larisa, tehnician medical în cadrul aceluiași institut, pentru sprijinul acordat în achiziția și procesarea imaginilor CT. De asemenea, îi mulțumesc domnului Lect. Dr. Răzvan Hirian pentru ajutorul oferit în imprimarea probei din rășină fotopolimerizabilă.

BIBLIOGRAFIE

- [1] "Encyclopedia Britannica" [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/X-ray>. [Accessed 26.04.2025].
- [2] "Iowa Radiology" [Online]. Available: <https://info.iowaradiology.com/x-rays-brief-history> [Accessed 26.04.2025].
- [3] "Iowa State University" [Online]. Available: <https://www.nde-ed.org/Physics/Waves/characterization.xhtml> [Accessed 26.04.2025].
- [4] R. Kumar, "Characterization of X-ray anode and absorption edges", 2018. doi: 10.13140/RG.2.2.11708.74882.
- [5] X. Ou et al., "Recent Development in X-Ray Imaging Technology: Future and Challenges", *Research*, vol. 2021, Article ID 9892152, 2021. doi:10.34133/2021/9892152.
- [6] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr, and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [7] G. D. Rubbin, "Computed Tomography: Revolutionizing the Practice of Medicine for 40 Years", *Radiology*, vol. 273, no. 2, pp. S45-S74, 2014.
- [8] "Radiology cafe" [Online]. Available: <https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/ct-equipment/> [Accessed 24.02.2025].
- [9] L. E. Romans, *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*, Philadelphia: Williams & Wilkins, 2011, pp. 14–18, 169–171.
- [10] "Radiopaedia" [Online]. Available: <https://radiopaedia.org/cases/internal-structure-of-ct-scanner> [Accessed 26.02.2025].
- [11] Camoni, Luca & Rep, Sebastijan & Santos, Andrea & Attard, Marie. (2017). Quality Control of Nuclear Medicine Instrumentation and Protocol Standardisation. EANM TECHNOLOGISTS GUIDE (Urban Zdešar, Dean Pekarovič Chapter 5) https://eanm.org/wp-content/uploads/2024/06/EANM_2017_TEchGuide_QualityControl-1.pdf
- [12] R. Burkhardt, T. Dan, and L. Bogdan, *Ghid de educație pentru sănătate – Ce este necesar să știm despre radiațiile ionizante și efectele lor*, Institutul Național de Sănătate Publică, 2016, pp. 15–18, 21.

- [13] "Scientia" [Online]. Available: <https://www.scientia.ro/biologie/37-cum-functioneaza-corpul-omenesc/7420-efectele-radiatiei-asupra-organismului.html>[Accessed 23.04.2025]
- [14] D. R. Varma, "Managing DICOM images: Tips and tricks for the radiologist," *Indian J. Radiol. Imaging*, vol. 22, no. 1, pp. 4–13, 2012. doi:10.4103/0971-3026.95396.
- [15] M. Shamaas, "Introduction to 3D Printer", 2022. doi:10.13140/RG.2.2.36091.18729.
- [16] K. Agashe, A. Sachdeva, and S. Chavan, "3D printing and advanced material technology," *Int. J. Grid Distrib. Comput.*, vol. 13, pp. 1899–1936, 2020.
- [17] N. Shahrubudin, T. C. Lee, and R. Ramlan, "An overview on 3D printing technology: Technological, materials, and applications," *Procedia Manufacturing*, vol. 35, pp. 1286–1296, 2019. doi:10.1016/j.promfg.2019.06.089.
- [18] A. Ambrosi and A. Bonanni, "How 3D printing can boost advances in analytical and bioanalytical chemistry," *Microchim. Acta*, vol. 188, no. 265, 2021. doi:10.1007/s00604-021-04901-2.
- [19] J. Mogan et al., "Fused deposition modelling of polymer composite: A progress," *Polymers*, vol. 15, no. 1, p. 28, 2023. doi:10.3390/polym15010028.
- [20] "UNSW Making" [Online]. Available: <https://www.making.unsw.edu.au/learn/3d-printing-with-sla-resin-printers/> [Accessed 25.04.2025].
- [21] "Universitat Zurich" [Online]. Available: https://www.amf.uzh.ch/en/additive-manufacturing/our_technologies/dlp.html [Accessed 28.02.2025].
- [22] "Encyclopedia Britannica" [Online]. Available: <https://www.britannica.com/technology/3D-printing> [Accessed 25.04.2025]
- [23] A. Razavykia, E. Brusa, C. Delprete, and R. Yavari, "An overview of additive manufacturing technologies—A review to technical synthesis in numerical study of selective laser melting," *Materials*, vol. 13, 2020. doi:10.3390/ma13173895.
- [24] "IMSP Centru Republican de Diagnosticare Medicală" [Online]. Available: <http://www.crdm.md/pages/dotari.html>. [Accessed 27.04.2025].
- [25] "NHS Supply Chain" [Online]. Available: https://media.supplychain.nhs.uk/media/documents/N0899433/Specification/32939_Product%20Data%20Sheet.pdf [Accessed 27.04.2025].

- [26] "Santesoft". [Online]. Available: <https://santesoft.com/win/sante-dicom-viewer-lite/sante-dicom-viewer-lite.html> [Accessed 28.04.2025].
- [27] "3D Slicer". [Online]. Available: <https://www.slicer.org/> [Accessed 28.04.2025].
- [28] "UltiMaker". [Online]. Available: <https://ultimaker.com/software/ultimaker-cura/> [Accessed 28.04.2025].
- [29] "Chitubox". [Online]. Available: <https://www.chitubox.com/en/page/chitubox-vs> [Accessed 2.06.2025].
- [30] "eMAG". [Online]. Available: <https://www.emag.ro/imprimanta-3d-ultimaker-2-um9620/pd/DVRBTHBBM/> [Accessed 28.04.2025].
- [31] "3DGBIRE". [Online]. Available: <https://3dgbire.com/pages/ultimaker-2-plus?srsId=AfmBOoqYH1tdluQ3XkoYH0rBuLcsY2sLtZYMom24E2tTX8lx1PsVP6Gb> [Accessed 28.04.2025].
- [32] "Elegoo". [Online]. Available: <https://eu.elegoo.com/products/elegoo-mars-2-mono-lcd-3d-printer?srsId=AfmBOoqE5Ujy6qWuPD4PjkssbPaF0IXaGZjn-Wyak7hc7FcjiHrXFVWq> [Accessed 28.04.2025].
- [33] "eMAG". [Online]. Available: https://www.emag.ro/imprimanta-3d-creality-3d-ender-3-senzor-de-filament-inteligent-kit-de-auto-asamblare-negru-6096115441412/pd/D5WTP3YBM/?ref=automated_compare_6_1&provider=rec&recId=rec_4_b83328ea6223c1744e9d080535857220f65bd6972761ada962f084d7c1a4bc6d1748820271 [Accessed 2.06.2025].
- [34] "ImageJ". [Online]. Available: <https://imagej.net/ij/docs/intro.html> [Accessed 17.05.2025].
- [35] "SciDAVis". [Online]. Available: <https://scidavis.sourceforge.net/about.html> [Accessed 2.06.2025].
- [36] "Optimus Digital". [Online]. Available: https://www.optimusdigital.ro/ro/easyfil-pla/9974-formfutura-easyfil-pla-filament-silver-285-mm-750-g.html?gad_source=1&gad_campaignid=19615979487&gbraid=0AAAAADv-p3BTVMKnG2w7VcE4gnzZWqYFm&qclid=CjwKCAjwo4rCBhAbEiwAxAhJICY-Hmr0LSfYdUPRks65RWbfcXMBRzM5Pu-VyWdx5QzdR-wcbz-Ka2hoCKP4QAvD_BwE [Accessed 2.06.2025].

[37] "gembird". [Online]. Available: <https://www.gembird3.com/item.aspx?id=8861>
[Accessed 2.06.2025].

[38] "Form Werk". [Online]. Available: https://www.eshop.formwerk.ro/cumpara/rasina-anycubic-abs-like-pro-2-3042?utm_source=portal&utm_medium=web&utm_campaign=google_xml&gad_source=1&gad_campaignid=17176500186&gbraid=0AAAAADmHT9D-7Vk5ZQfQX7FwtFfBdnnla&gclid=Cj0KcQjwXo_CbHDbARIsADWpDH789Se-k_ALpKvKV4Kp7TY8pSr96q8eDgMXtWIFRTxBIVm4RTIWs58aArJhEALw_wcB
[Accessed 2.06.2025].

[39] "Form Werk". [Online]. Available: https://www.eshop.formwerk.ro/cumpara/filament-basf-ultrafuse-pla-pro1-2081?utm_source=portal&utm_medium=web&utm_campaign=google_xml&gad_source=1&gad_campaignid=17176500186&gbraid=0AAAAADmHT9D-7Vk5ZQfQX7FwtFfBdnnla&gclid=CjwKCAjwo4rCBhAbEiwAxxJICebGFesJ9bxYgDZdx0qNlwCcdU2DxaKFwmLV-Wul6AnZ4R4DsUBoCOC8QAvD_BwE [Accessed
2.06.2025].

[40] "Smart materials 3D". [Online]. Available:
<https://www.smartmaterials3d.com/upload/catalogo-online/sm3d-catalog-march-2025.pdf> [Accessed 2.06.2025]

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnata, Coste Flavia-Maria, declar că Lucrarea de licență pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea iulie 2025, sub îndrumarea prof. dr. Zoltán Bálint, reprezintă o operă personală. Menționez că nu am plagiat o altă lucrare publicată, prezentată public sau un fișier postat pe Internet. Pentru realizarea lucrării am folosit exclusiv bibliografia prezentată și nu am ascuns nici o altă sursă bibliografică sau fișier electronic pe care să le fi folosit la redactarea lucrării.

Prezenta declarație este parte a lucrării și se anexează la aceasta.

Data,

16.06.2025

Nume,

Coste Flavia-Maria

Semnătură

