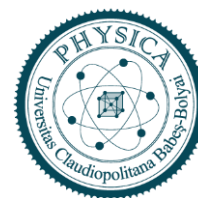


UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ



LUCRARE DE LICENȚĂ

Conducător științific

Prof. Dr. Zoltán BÁLINT

Coordonator științific

drd. Filip ORZAN

Absolvent

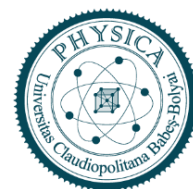
Tudose Maria

2025

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ



LUCRARE DE LICENȚĂ

Optimizarea imprimării 3D a modelelor după structuri osoase: Impactul materialelor și setărilor asupra fidelității modelelor

Conducător științific

Prof. Dr. Zoltán BÁLINT

Coordonator științific

drd. Filip ORZAN

Absolvent

Tudose Maria

Abstract

The 3D printing industry has grown exponentially in recent years, due to its wide range of multidisciplinary applications, including medicine, education and research. Its adaptability enables the production of precise replicas and mechanical components suitable for various fields.

This study aims to compare different 3D printing methods and filament types to identify the techniques and materials that yield the most accurate reproduction of a real bone. Computed tomography scans of several chicken bones were performed, and one bone was selected for reconstruction using the Slicer software. After the adjustment of the parameters, the bone structures were isolated, focusing on both the outer surface and internal architecture. The resulting 3D model was exported as an STL file and used to print four bones with PLA filament, one with biocompatible ABS filament, and one with UV-cured resin. The PLA models and the ABS model were printed using Ultimaker 2+ and Ultimaker S5 printers each configured with unique settings and two nozzle diameters, respectively 0.4 millimeters and 0.25 millimeters. The resin replica of the bone was printed using an Elegoo Mars 2 printer that was cured under UV light with a wavelength of 405 nm for 120 seconds.

Next, the KIRI Engine mobile application was used to obtain 3D scans of the original bone and each of the replicas. To visualize the differences between the surfaces of the replicas compared to the original bone, the scans were imported in an STL format in the MeshLab software where the reconstructions were overlapped and colorized to highlight the zones on the replicas that didn't correspond with the reference. Finally, CloudCompare software provided the tools to extract all the necessary data from the PLY format files exported from MeshLab.

All in all, the printed replicas resemble almost perfectly the original from a visual point of view (the shape and size of it), but each of them has unique features that range from texture to colour, durability and even compatibility with tissues.

Cuprins

Introducere	4
1. Tomografia computerizată și imprimarea 3D	6
1.1 Tomografia computerizată	6
1.1.1 Stocarea în fișiere DICOM.....	12
1.2. Anatomia oaselor de pasăre	13
1.2.1. Femurul de pui	13
1.3. Imprimarea 3D	15
1.3.1. Istorie	15
1.3.2. Metode de printare 3D	17
1.3.3. Tehnica FDM.....	17
1.3.4. Tehnica SLA.....	19
1.3.5. Alte tehnici de imprimare 3D.....	20
2. Metode și materiale utilizate	27
2.1. Prelucrarea imaginilor DICOM	27
2.1.1 Sante DICOM Viewer Lite.....	27
2.1.2. 3D Slicer.....	28
2.1.3. Ultimaker Cura	31
2.1.4. Chitubox	34
2.2. Printarea	35
2.2.1. Filamentele.....	35
2.2.2. Imprimantele.....	35
2.3. Compararea oaselor	40
2.3.1. KIRI Engine	40
2.3.2. MeshLab	42
2.3.3. CloudCompare	46
3. Rezultate și discuții	48
3.1. Măsurători efectuate cu șublerul	48
3.2. Măsurători extrase din CloudCompare	53
Concluzii	56
Bibliografie	58
Apendice	62

Introducere

Tehnica imprimării 3D a cunoscut o dezvoltare accelerată în ultimile decenii, oferind oportunități inovatoare în diverse domenii precum biologie, medicină, educație, cercetare și multe altele. Această tehnică permite realizarea de modele anatomice provenite din imagini achiziționate cu ajutorul computerului tomograf cu scopul de a veni în folosul studenților în medicină veterinară, dar și pentru publicul larg doritor de o înțelegere mai exactă și mai profundă a diferitelor părți anatomice care pot fi reconstruite cu ajutorul printării 3D. În medicină, este utilă în fabricarea de proteze personalizate, implanturi, modele pentru planificarea intervențiilor chirurgicale, dar și în bioprintarea de țesuturi și organe aflate în fază de cercetare.

Aceasta revoluționează și diverse alte domenii precum ingineria și industria, unde imprimarea 3D facilitează prototiparea rapidă și producția de componente complexe. În construcții este folosită pentru crearea de locuințe sustenabile și structuri arhitecturale inovatoare, contribuind astfel la reducerea costurilor și a timpului de execuție.

Totodată, imprimarea 3D permite crearea de piese ușoare și rezistente pentru îmbunătățirea performanței vehiculelor și eficiența consumului de combustibil. Nu în ultimul rând, aceasta aduce contribuții și în domenii precum artă prin deschiderea de noi posibilități pentru design personalizat sau creații vestimentare inovatoare.

Studiul realizat de D. Salazar, M. Thompson, A. Rosen și J. Zuniga în 2022 analizează în detaliu impactul modelelor 3D asupra învățării anatomiei complexe comparativ cu metodele tradiționale precum materiale vizuale 2D sau disecții în rândul studenților de la medicină veterinară. Rezultatele au evidențiat că utilizarea modelelor 3D îmbunătățește înțelegerea spațială a structurilor anatomice și facilitează retenția cunoștințelor pe termen lung, astfel că studenții care au le-au folosit în procesul de învățare au obținut note cu aproximativ 11% mai bune în evaluările obiective spre deosebire de studenții care au folosit metode tradiționale de învățare. [1]

În plus, s-a evidențiat modul în care fosilele paleontologice sunt transformate în modele 3D detaliate, contribuind atât la îmbunătățirea experienței vizitatorilor Muzeului de Istorie Naturală din Florida, cât și la facilitarea studiului structurilor anatomice ale speciilor dispărute. Un aspect central al acestui demers este integrarea modelelor 3D în expoziții și evenimente educaționale, oferind publicului larg posibilitatea de a interacționa cu replici

ale fosilelor și ale structurilor anatomice ale animalelor preistorice. Totodată, aceste modele sunt folosite pentru realizarea unor lecții interactive, atât în spațiul muzeului, cât și în medii educaționale virtuale, asigurând accesul global la resurse paleontologice. [2]

Scopul lucrării de față este de a compara diferite materiale și setări de imprimare 3D pentru reproducerea cât mai fidelă a unui os de pui, în vederea optimizării modelelor pentru învățare și cercetare. Se analizează astfel acuratețea și aplicabilitatea practică a unor astfel de replici în educație și cercetare.

Astfel, în cadrul **primului capitol** este prezentată tomografia computerizată (CT) pentru achiziționarea de imagini în detaliu ale diferitelor structuri din organism, modul de funcționare al acesteia și se vorbește despre procesarea imaginilor obținute și folosirea fișierelor DICOM ca și standard de stocare al acestora. De asemenea este introdus modul în care s-a dezvoltat imprimarea 3D de-a lungul anilor și diferitele metode de printare.

Al doilea capitol detaliază procesarea imaginilor achiziționate la CT, și rolul softurilor necesare precum: Sante DICOM pentru vizualizarea imaginilor, 3D Slicer pentru segmentarea acestora și crearea modelului 3D al osului dorit și Ultimaker Cura pentru previzualizarea modelului 3D deja creat și setarea parametrilor imprimantelor utilizate. Tot aici se vorbește despre cele două tipuri de imprimante utilizate, anume cea cu extrudare prin filament și cea cu rășină și despre programele utilizate în vederea scanării suprafețelor oaselor și compararea acestora prin suprapunere. În final, sunt discutate programele utilizate pentru determinarea diferențelor dintre probe, KIRI Engine, MeshLab și CloudCompare.

Capitolul trei analizează replicile obținute raportate la original din punct de vedere al dimensionalității și al diferențelor de suprafață, interpretează datele obținute și vorbește despre posibilele utilități ale replicilor printate.

1. Tomografia computerizată și imprimarea 3D

1.1 Tomografia computerizată

Tomografia computerizată este o tehnică avansată de imagistică care permite obținerea unor imagini transversale detaliate ale corpului uman. Procesul începe cu o sursă de raze X care se rotește în jurul pacientului, emițând un fascicul îngust de radiație. Pe măsură ce razele X trec prin corp, ele sunt absorbite diferit de diverse țesuturi, în funcție de densitatea acestora.

Razele X care trec prin corp sunt detectate de un ansamblu de detectori, poziționați opus sursei. Acești detectori măsoară cantitatea de radiație care a trecut prin corp și transformă semnalul în date electrice. Un computer procesează aceste date folosind algoritmi matematici pentru a construi imagini transversale, afișate de obicei în tonuri de gri.[3]

Tubul cu raze X dintr-un CT este componenta centrală responsabilă pentru generarea fasciculelor de raze X care penetrează corpul pacientului. Aceste raze sunt absorbite de țesuturi în grade variabile în funcție de densitatea și compoziția lor. Detectorii de pe partea opusă sursei de radiație captează fasciculele atenuate. [4]

Acesta este alcătuit dintr-un catod, care emite electroni în vid, și un anod care îi colectează, stabilind astfel un flux de curent electric prin tub, denumit fascicul de electroni. O sursă de înaltă tensiune (de exemplu între 30 și 150 de kilovolți) este conectată între catod și anod pentru a accelera electronii. [5]

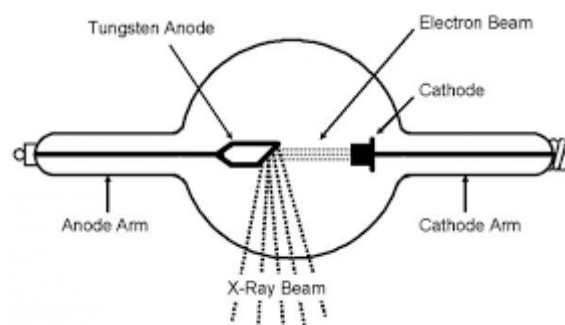


Figura 1.1: Reprezentare schematică a tubului de raze X [6]

Există mai multe tipuri de tuburi cu raze X utilizate în tomografia computerizată, printre care cel mai utilizat este cel cu anod rotativ deoarece are capacitatea de a genera raze X de mare intensitate și de a preveni supraîncălzirea prin rotația anodului la viteze mari.[7]

În principal sunt utilizați două tipuri de detectori, anume cei cu scintilație care convertesc fotoni în lumină vizibilă cu ajutorul unui material scintilator (ex. oxisulfură de gadoliniu, iodură de cesiu). Lumina este apoi detectată de fotodiode care o transformă în semnale electrice pentru procesare.

Mai nou sunt utilizate detectoare cu numărare de fotoni (PCD) care numără direct fiecare foton de raze X, fără a fi convertit mai întâi în lumină. Tomografia computerizată cu numărare de fotoni este benefică în aplicații care necesită precizie ridicată, precum imagistică cardiovasculară și detectarea cancerului. [8]

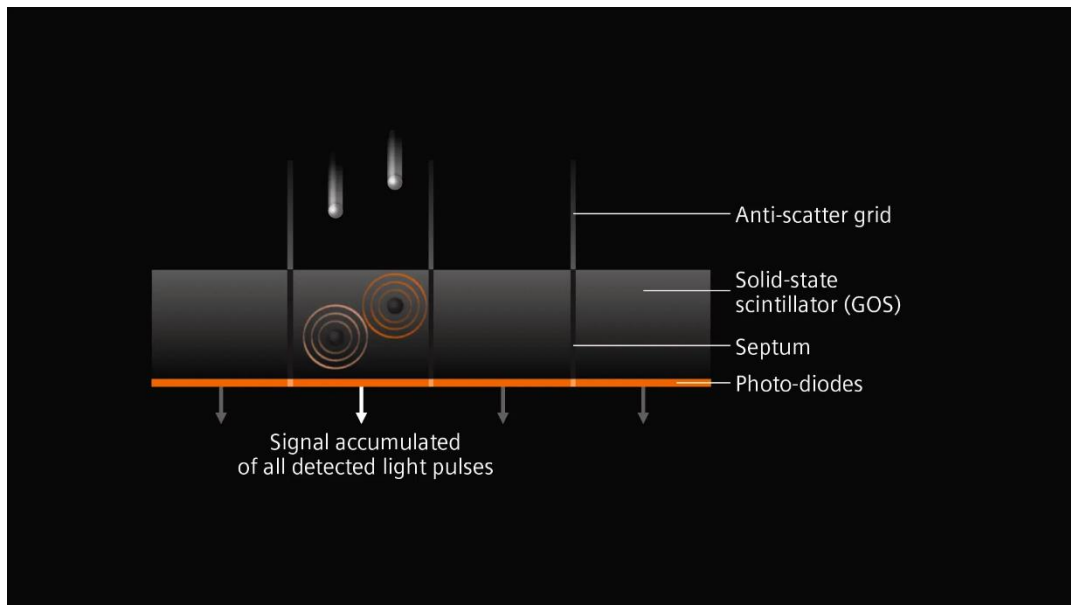


Figura 1.2: Schematizare a detectorului cu scintilație [9]

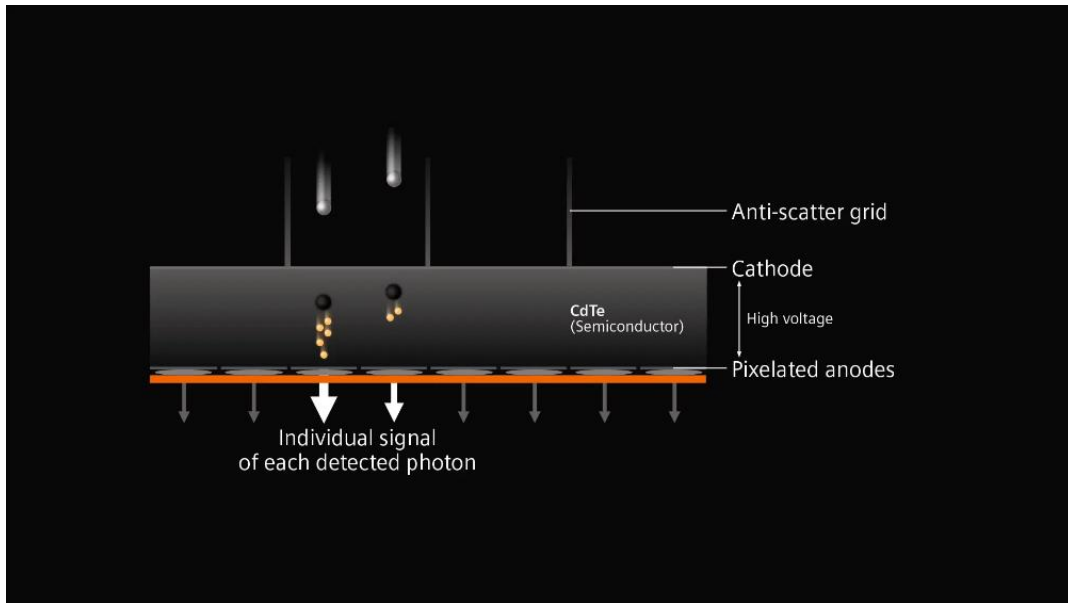


Figura.1.3: Schematizare a detectorului cu numărare de fotoni [9]

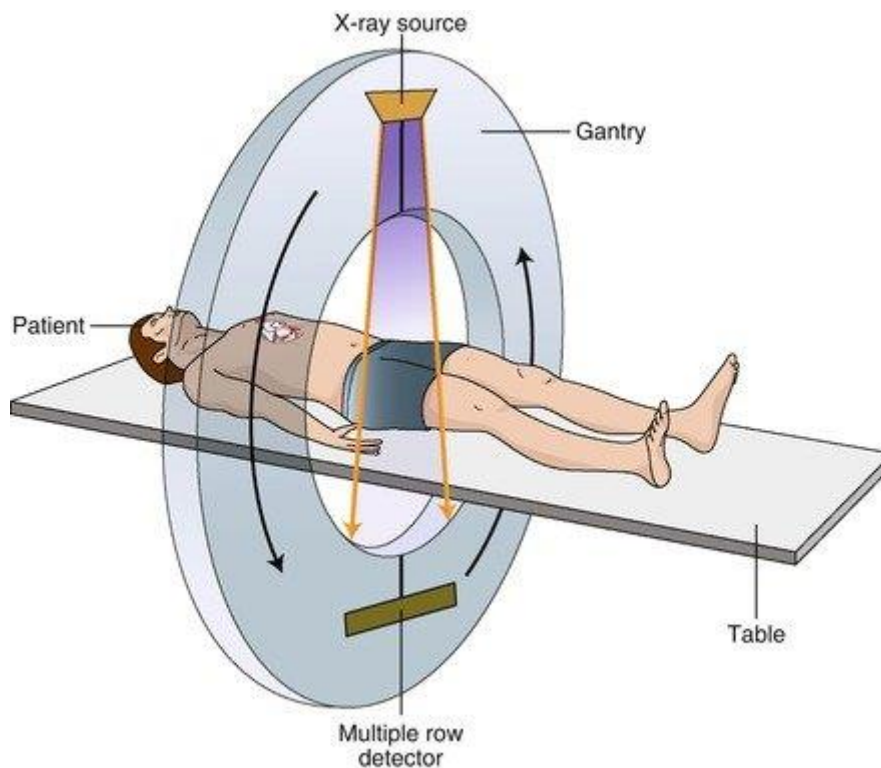


Figura.1.4:Reprezentare schematică a componentelor unui computer tomograf: [10]

Acest plan este denumit plan axial și este cel mai utilizat de către radiologi. În acest plan stânga și dreapta anatomice sunt inversate.

Planul coronal reprezintă modul în care privim pacientul atunci când acesta stă în fața noastră sau este întins pe masa de examinare. Deși ficatul apare tot în partea stângă a imaginii, ne putem imagina că privim direct pacientul, ceea ce creează o reprezentare în oglindă a anatomiei sale. Această perspectivă oferă, de asemenea, cea mai clară comparație cu o radiografie abdominală.

Ultimul plan generat este cel sagittal care poate fi utilizat în observarea diferitelor anomalități în cadrul intestinului și corespunde privirii laterale a corpului. [11]

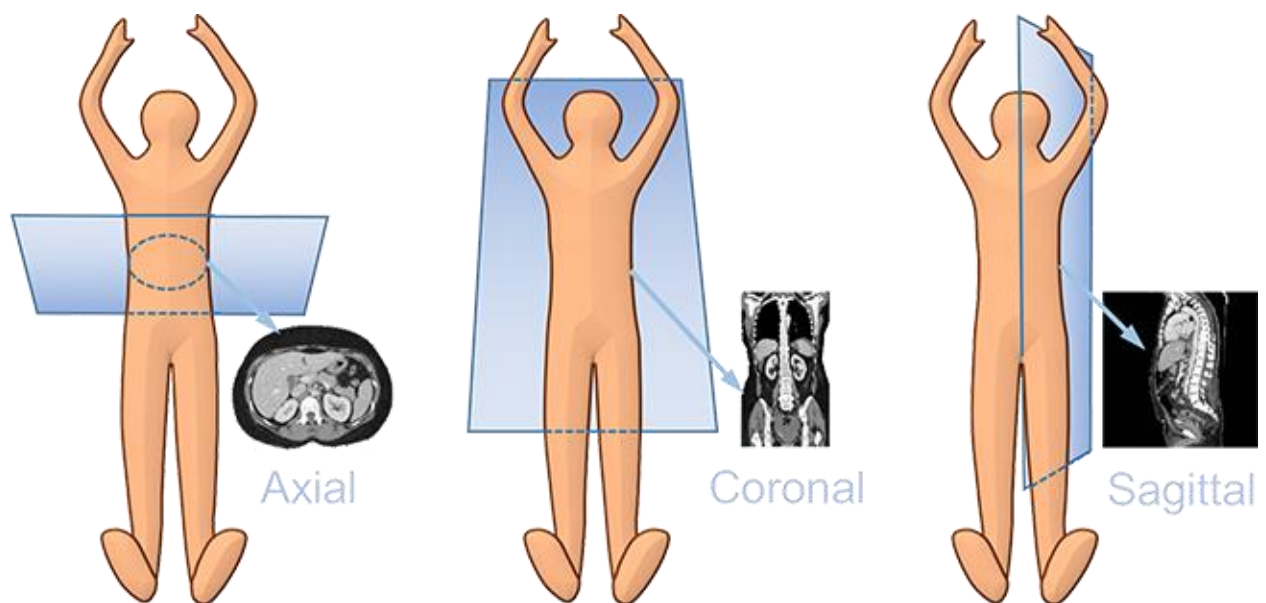


Figura 1.5: Reprezentare a planelor din care sunt achiziționate CT-urile [12]

Pentru a obține o imagine CT, obiectul este plasat pe o masă, iar sursa de raze X, aflată în interiorul gantry-ului se rotește în jurul acestuia. Razele care trec prin corp sunt detectate pe partea opusă, iar datele colectate din diferite unghiuri sunt trimise către sistemul de achiziție a datelor (DAS).

Reconstrucția imaginii este un proces matematic care determină distribuția coeficienților de atenuare în secțiuni unidimensionale ale razelor X, măsurate la multiple unghiuri în jurul obiectului tridimensional. Setul de proiecții colectate în timpul unei singure rotații a sistemului sursă-detector este cunoscut sub numele de sinogramă, care conține informații despre atenuarea razelor X prin obiect.

În procesul de reconstrucție a imaginii, se cunosc atât intensitatea inițială a fasciculului de raze X emis I_0 , cât și intensitatea celor atenuate I . Scopul este de a calcula coeficienții individuali de atenuare ai obiectului pentru fiecare punct din secțiune. [13]

Un aspect esențial al tomografiei computerizate îl reprezintă procesarea imaginilor. Acest proces include mai multe etape, cum ar fi corectarea artefactelor, reducerea zgomotului și îmbunătățirea contrastului pentru a facilita interpretarea clinică. În plus, imaginile CT sunt codificate în unități Hounsfield (HU), care reflectă densitatea diferitelor structuri anatomice. De exemplu, aerul are o valoare de -1000 HU, apa este definită la 0 HU, iar osul depășește 1000 HU. Aceste valori sunt utilizate pentru a diferenția țesuturile și pentru a evidenția anomaliile patologice. [14]

Acestea reprezintă o unitate fără dimensiune, utilizată universal în tomografia computerizată pentru a exprima valorile din imaginile CT-ului într-o formă standardizată și ușor de interpretat. Aceste unități sunt obținute printr-o transformare liniară a coeficienților de atenuare măsurați (μ) și se bazează pe valorile arbitrare atribuite densității radiologie ale aerului (-1000 HU) și apei distilate (0 HU) în condiții standard de temperatură și presiune. [15]

$$HU = \left(\frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}} - \mu_{\text{air}}} \right) \times 1000$$

μ = CT linear attenuation coefficient

Note: μ_{air} is almost zero and can be ignored



Fig.1.6: Formula unității Hounsfield [15]

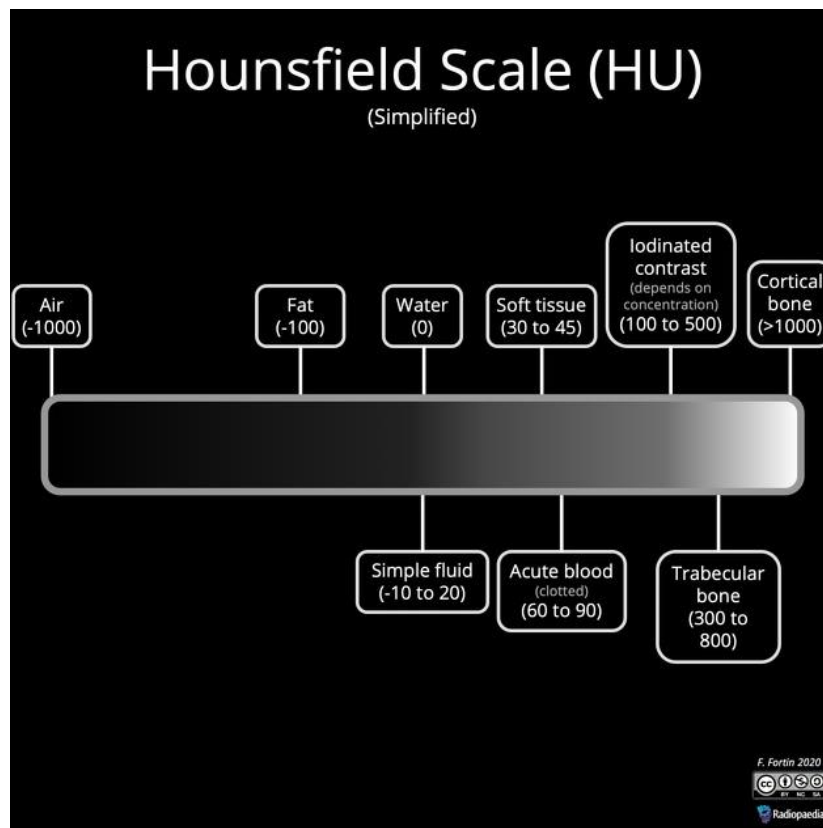


Figura 1.7: Reprezentare a scării unităților Hounsfield [15]

Protocoalele de achiziție în tomografia computerizată sunt concepute pentru a optimiza calitatea imaginii, a reduce doza de radiații și a asigura o acuratețe constantă în diagnosticare. Alegerea protocolului depinde de tipul examinării, starea pacientului și indicația clinică.

Există mai multe tipuri de protocoale de achiziție printre care cel elicoidal care permite scanare rapidă și reconstrucție 3D, fiind ideal pentru torace, abdomen și traumatisme. CT-ul axial durează mai mult, însă oferă imagini precise pentru creier și plămâni. Tomografia computerizată cu energie duală (DECT) folosește două niveluri de energie pentru diferențierea țesuturilor și este utilă în evaluarea calculilor renali și imagistica cu contrast. CT-ul cu doză redusă minimizează radiațiile și este utilizat în imagistica pediatrică și screening-ul cancerului pulmonar. CT-ul cardiac este utilizat în sincron cu electrocardiograma pentru a reduce artefactele de mișcare și a optimiza expunerea la radiații. [16]

1.1.1 Stocarea în fișiere DICOM

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) reprezintă formatul standard utilizat la nivel global pentru stocarea, transmiterea și partajarea imaginilor medicale. Dezvoltat de National Electrical Manufacturers Association (NEMA), acest standard asigură interoperabilitatea între diferite echipamente de imagistică și facilitează gestionarea eficientă a datelor medicale în instituțiile de sănătate. [17]

Conținutul imagistic reprezintă scanarea CT propriu-zisă, stocată într-un format standardizat care permite vizualizarea în tonuri de gri, redarea secvențelor multi-cadru și reconstrucția 3D. Pentru a optimiza stocarea și transferul acestor fișiere, DICOM permite utilizarea tehnicilor de compresie, fie fără pierderi (pentru păstrarea calității originale), fie cu pierderi (în situații unde este necesară reducerea dimensiunii fișierului). [18]

Implementarea standardului DICOM oferă multiple beneficii pentru radiologie și imagistica medicală. În primul rând, acesta asigură compatibilitatea între diverse echipamente și sisteme, permițând integrarea eficientă a datelor imagistice indiferent de producătorul dispozitivelor utilizate. Această uniformizare este esențială pentru spitale și clinici care folosesc tehnologii variate, reducând riscul de incompatibilitate și erori în gestionarea datelor.

Fișierele DICOM conțin atât imaginea medicală, cât și date esențiale despre pacient și investigație, facilitând arhivarea, compararea și interpretarea rezultatelor pe termen lung. Acest aspect contribuie la precizia diagnosticului și la monitorizarea evoluției pacientului.

Un alt avantaj major îl reprezintă posibilitatea de transmitere securizată a imaginilor medicale, permițând radiologilor și specialiștilor să acceseze datele pacienților de la distanță, indiferent de locația geografică. Astfel, colaborarea interdisciplinară este îmbunătățită, iar accesul rapid la informații esențiale sprijină luarea deciziilor clinice în timp real. [19]

DICOM este, de asemenea, fundamental pentru sistemele de arhivare și comunicare a imaginilor (PACS – Picture Archiving and Communication Systems), utilizate pentru organizarea și stocarea investigațiilor imagistice într-un mod structurat. Aceste sisteme sunt indispensabile în radiologie, contribuind la creșterea eficienței și reducerea timpului necesar accesării datelor. [20]

1.2. Anatomia oaselor de pasăre

1.2.1. Femurul de pui

Femurul reprezintă un os ce contribuie la formarea scheletului membrului inferior aviar. Din punct de vedere anatomic, face parte din categoria oaselor lungi, cu o structură similară celor întâlnite la mamifere, fiind alcătuit dintr-o parte centrală, predominantă în lungime, numită diafiză, ce prezintă la ambele capete epifizele. Diafizei îi sunt descrise diverse linii și rugozități pe suprafață, atât cranial, cât și caudal, acestea fiind consecințele activității de contractare a mușchilor cu inserție pe femur. [22]

În timpul mersului, femurul păsărilor rămâne aproape orizontal, iar mișcarea membrilor posterioare se concentrează în principal la nivelul articulației genunchiului, acesta neajungând niciodată într-o poziție verticală. Din această cauză, sunt generate mai des forțe de îndoire (și posibil de torsiune) decât de compresie, astfel că momentul secund de arie I este proprietatea mecanică cheie a femurului de pasăre, ceea ce face acest os mai rezistent la forțe de îndoire. [21]

Epifiza proximală are o arhitectură complexă, formată dintr-un cap (medial), separat de restul osului prin intermediul unui col, și un trohanter (lateral). Epifiza distală se articulează în partea medială cu osul tibiotars și în cea laterală cu fibula prin intermediul a doi condili, porțiuni cu aspect voluminos și rotunjit, separtate printr-un șanț intercondilian adânc, în care se interpune rotula. Pe lângă condili, epifiza de la această extremitate a femurului prezintă și doi epicondili pentru inserții musculare. [22]

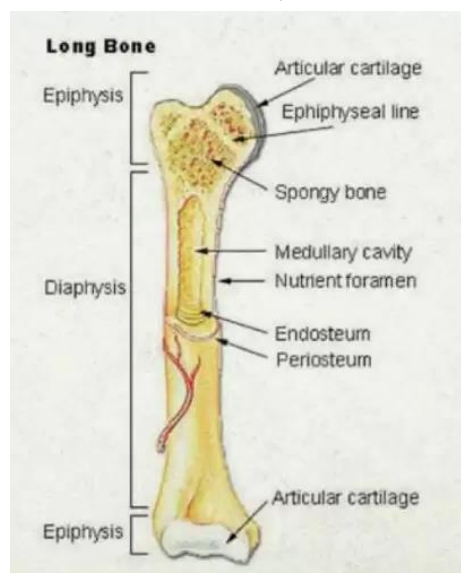


Figura 1.8: Componentele structurii interne a femurului de pui [23]

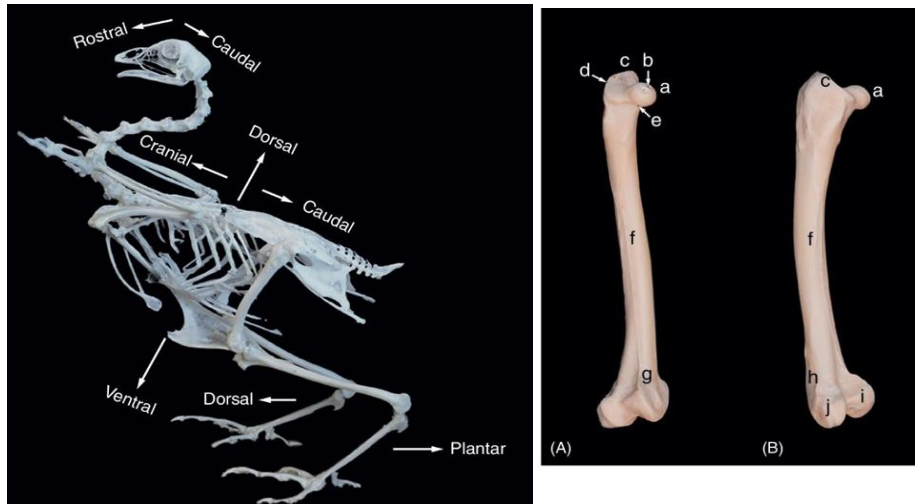


Figura 1.9: stânga-poziționările anatomice; dreapta-componentele femurului de la a la j astfel: cap, fosă a capului femoral, trohanter, creastă trohanterică, col, diafiză femurală, epicondil medial, epicondil lateral, condil medial și condil lateral [22]

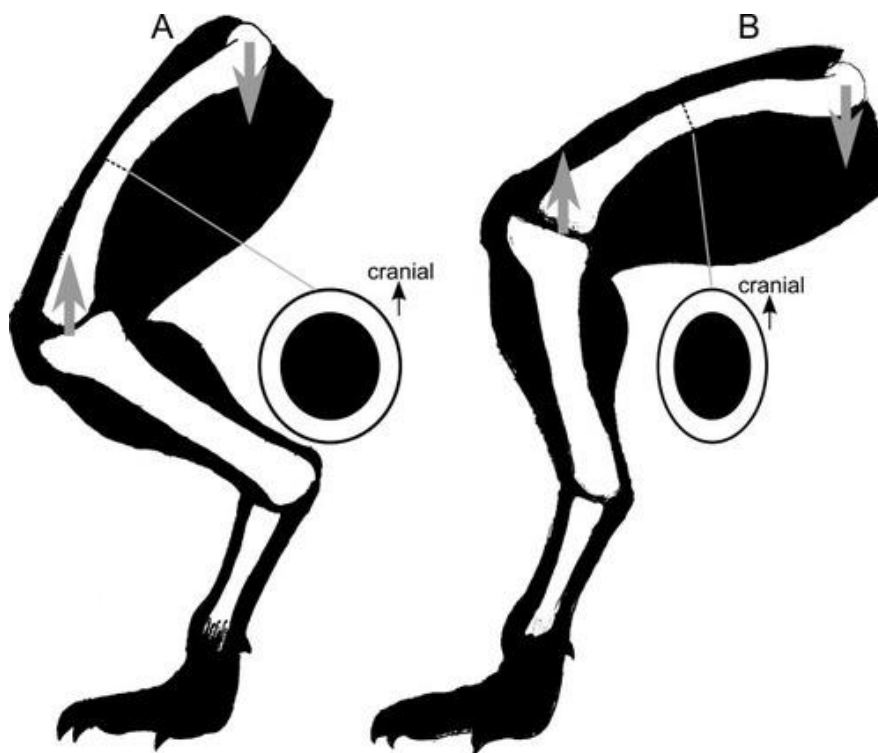


Figura 1.10: Schematizarea membrelor posterioare ale predecesorilor păsărilor: A-postura verticală caracteristică teropozilor non-aviari cu secțiune transversală mai groasă și mai compactă; B-postura orizontală a păsărilor moderne, cu secțiune transversală de formă eliptică pentru a oferi o rezistență crescută la flexiune [21]

1.3. Imprimarea 3D

1.3.1. Istorie

În anii 1970 au apărut primele încercări practice de imprimare 3D. În 1971, Johannes F. Gottwald a obținut un brevet pentru un dispozitiv numit „Liquid Metal Recorder”, care utiliza jeturi de metal topit pentru a crea modele pe o suprafață reutilizabilă. Această tehnologie era potrivită atât pentru prototipare rapidă, cât și pentru fabricarea controlată a obiectelor. În 1974, David E. H. Jones a abordat conceptul imprimării 3D într-o rubrică a revistei *New Scientist*, contribuind astfel la răspândirea ideii.

Anii 1980 au dus la dezvoltarea primelor echipamente de fabricație aditivă (AM), o perioadă marcată de numeroase inovații și brevete. În 1980, cercetătorul japonez Hideo Kodama a conceput două metode de fabricare a modelelor 3D din plastic prin polimerizare cu raze UV. Totuși, proiectul său nu a beneficiat de sprijin și a fost abandonat.

În 1984, Bill Masters a depus la Oficiul de Brevete al SUA (USPTO) prima cerere oficială de brevet pentru un proces de imprimare 3D, considerată astăzi un moment de referință în evoluția tehnologiei. În același an, inventatorii francezi Alain Le Méhauté, Olivier de Witte și Jean Claude André au patentat procesul de stereolitografie (SLA), însă lipsa unei perspective comerciale i-a determinat pe investitori să renunțe la proiect.

Chuck Hull a preluat această idee și a fondat compania 3D Systems în 1986, lansând primul sistem comercial de stereolitografie, SLA-1. În paralel, în 1988, S. Scott Crump a dezvoltat tehnologia de modelare prin depunere fuzionată (FDM), care avea să devină una dintre cele mai utilizate metode de imprimare 3D.

În anii 1990, imprimarea 3D a înregistrat progrese semnificative, în special în fabricarea componentelor metalice. Au fost dezvoltate tehnologii avansate precum sinterizarea selectivă cu laser (SLS) și fuziunea directă a metalelor cu laser (DMLS), care au îmbunătățit precizia și eficiența procesului.

În 1993, Emanuel Sachs de la MIT a introdus o metodă inovatoare bazată pe jeturi de cerneală pentru depunerea stratificată a pulberii, extinzând aplicabilitatea imprimării 3D. Câțiva ani mai târziu, în 1995, cercetătorii de la Fraunhofer Society au dezvoltat fuziunea selectivă cu laser (SLM), o tehnologie care a adus îmbunătățiri semnificative în procesul de imprimare a metalelor.

La începutul anilor 2000, imprimarea 3D a cunoscut o extindere semnificativă în industrie, însă costurile ridicate au restricționat accesul publicului larg la această tehnologie. O schimbare importantă a avut loc în 2005, odată cu lansarea proiectului RepRap de către Adrian Bowyer, care a introdus un printer 3D capabil să își imprime propriile componente, facilitând astfel accesibilitatea tehnologiei. Un an mai târziu, Evan Malone și Hod Lipson au inițiat proiectul Fab@Home, promovând dezvoltarea imprimantelor 3D open-source. Evoluția imprimării 3D a atins un punct crucial în 2009, când expirarea brevetelor pentru tehnologia FDM a stimulat apariția unui val de start-up-uri dedicate producției de imprimante 3D accesibile consumatorilor.

În anii 2010, imprimarea 3D a cunoscut o creștere semnificativă în producția industrială, fiind adoptată pe scară largă de companii din diverse domenii. Industria aeronautică a început să utilizeze această tehnologie pentru fabricarea duzelor de combustibil, reducând greutatea componentelor și îmbunătățind performanțele motoarelor. În domeniul medical, imprimarea 3D a permis realizarea de proteze personalizate și a deschis calea spre tipărirea țesuturilor biologice.

O inovație importantă a fost în 2014, când Benjamin S. Cook și Manos M. Tentzeris au arătat că această tehnologie poate fi folosită și pentru fabricarea circuitelor electronice funcționale. Până în 2018, metoda FDM devenise cea mai utilizată tehnologie de imprimare 3D, dominând aproximativ 46% din piață.

Începând cu anii 2020, imprimarea 3D a devenit mai accesibilă și a continuat să revoluționeze diverse domenii. În 2021, la Londra, a fost realizat primul ochi protetic imprimat complet 3D, marcând un progres semnificativ în medicina personalizată. Avansurile tehnologice au continuat, iar în 2024, Universitatea din Maine a prezentat cel mai mare printer 3D din lume, capabil să creeze obiecte de până la 29 de metri lungime. Tot în 2024, cercetătorii au integrat machine learning în procesul de imprimare 3D pentru a îmbunătăți fabricarea oaselor sintetice și a vaselor de sânge, obținând rezultate comparabile cu țesuturile naturale și deschizând noi perspective pentru medicina regenerativă. [24]

1.3.2. Metode de printare 3D

Există o multitudine de procese de imprimare 3D care pot fi utilizate în diferite situații: de la construcția de piese pentru avioane până la implanturi dentare șamd. Fabricația aditivă (AM) se bazează pe trei procese esențiale: sinterizarea, topirea și stereolitografia. Sinterizarea constă în încălzirea materialului la temperaturi înalte fără a-l transforma în lichid, facilitând astfel crearea unor prototipuri complexe cu o precizie ridicată. În cazul topirii, pulberile sunt supuse acțiunii unui fascicul de electroni, care le topește și permite formarea unor structuri solide. Stereolitografia utilizează fotopolimerizarea, un proces prin care un laser ultraviolet întărește straturi succesive de rășină fotopolimerică, rezultând componente ceramice rezistente la torsiune și capabile să suporte temperaturi extreme.

Potrivit clasificării stabilite de ASTM (American Society for Testing and Materials), tehnologiile de fabricație aditivă se împart în șapte categorii principale: fotopolimerizare în cuvă (VAT Photopolymerisation), jetting de material (Material Jetting), jetting cu liant (Binder Jetting), extrudare de material (Material Extrusion), fuziune pe pat de pulbere (Powder Bed Fusion), laminare de foi (Sheet Lamination) și depunere directă de energie (Direct Energy Deposition). [25]

1.3.3. Tehnica FDM

O imprimantă 3D cu tehnologie FDM creează obiecte prin depunerea succesivă a unui filament topit pe o platformă de construcție, strat cu strat, până la formarea piesei finale. Procesul se bazează pe fișiere digitale de design, în cazul nostru fișiere STL, care sunt încărcate în imprimantă și transformate în dimensiuni fizice. Printre materialele utilizate în această tehnologie se numără polimeri precum ABS, PLA și PETG, care sunt introduși sub formă de fire și încălziți într-o duză specială.

Proprietăți	ABS	PETG	PLA
Caracteristici generale	Rezistent, durabil, rezistență ridicată la impact	Flexibilitate bună, rezistență la impact și durabilitate	Biodegradabil, rigid, fragil
Răspuns la căldură	Mai puțin sensibil la schimbările de temperatură	Răspuns moderat	Foarte sensibil la schimbările de temperatură
Comportament de curbare	Răspuns minim la curbare	Curbare moderată, nesemnificativ mai mult la temperaturi ridicate	Curbare drastică la temperaturi ridicate
Degradarea materialului în timp	Minimă după mai multe cicluri de utilizare	Performanță stabilă în mai multe cicluri	Pe măsura degradării în timp, îi scade capacitatea de revenire

Tabel 1.1: Proprietăți ale diferitelor materiale utilizate în FDM [26]

Pentru a începe procesul de imprimare, este necesară încărcarea unui bobinaj de filament termoplastice în imprimantă. Odată ce duza ajunge la temperatura optimă, filamentul este ghidat printr-un cap de extrudare și apoi prin duză.

Capul de extrudare este fixat pe un mecanism de mișcare în trei direcții (X, Y și Z), permițând distribuția precisă a materialului conform designului digital, aflat în format G-code.

G-code, prescurtat de la Geometric Code, este cel mai predominant limbaj de programare utilizat de către sistemele cu comandă numerică computerizată în designuri și fabricații realizate cu ajutorul computerizat.[27] Acesta constă dintr-un text în care fiecare linie reprezintă o comandă diferită care implică traiectorii de fabricație pe care device-ul (imprimanta 3D în acest caz) trebuie să le reproducă, precum și alte specificații ca viteza, informații despre unelte sau alimentarea cu material. [28]

Materialul topit este extrudat sub formă de fire subțiri și depus stratificat conform modelului stabilit. Pe măsură ce este aplicat, acesta se răcește și se solidifică, asigurând formarea progresivă a obiectului imprimat.[29]

1.3.4. Tehnica SLA

Stereolitografia este un proces de imprimare 3D prin „polimerizare în cuvă”. Aici rășina lichidă fotosensibilă este turnată într-o cuvă, unde lumina UV poate interacționa cu aceasta pentru a o polimeriza selectiv.

Imprimarea 3D cu tehnica SLA începe prin poziționarea platformei de construcție într-un rezervor de fotopolimer lichid, la o distanță egală cu înălțimea unui strat față de suprafața lichidului. Un laser UV apoi întărește și solidifică selectiv rășina fotopolimerică pentru a crea stratul următor. În timpul fazei de solidificare a procesului de fotopolimerizare, lanțurile de carbon monomer din rășina lichidă sunt activate de lumina laserului, formând legături puternice și indestructibile.

Fasciculul laser urmează o traiectorie prestabilită, ghidată de un set de oglinzi galvo, asigurând astfel scanarea întregii secțiuni transversale a modelului și obținerea unei piese complet solide.

După imprimare, piesa rămâne într-o stare de întărire incompletă și necesită procesare suplimentară sub lumină ultravioletă pentru a obține proprietăți mecanice și termice ridicate. Procesul de fotopolimerizare este ireversibil, astfel că piesele SLA nu pot fi reconvertite în formă lichidă. La încălzire, aceste piese ard în loc să se topească deoarece materialele utilizate în stereolitografie sunt polimeri termoset, spre deosebire de materialele termoplastice utilizate în FDM. [25]

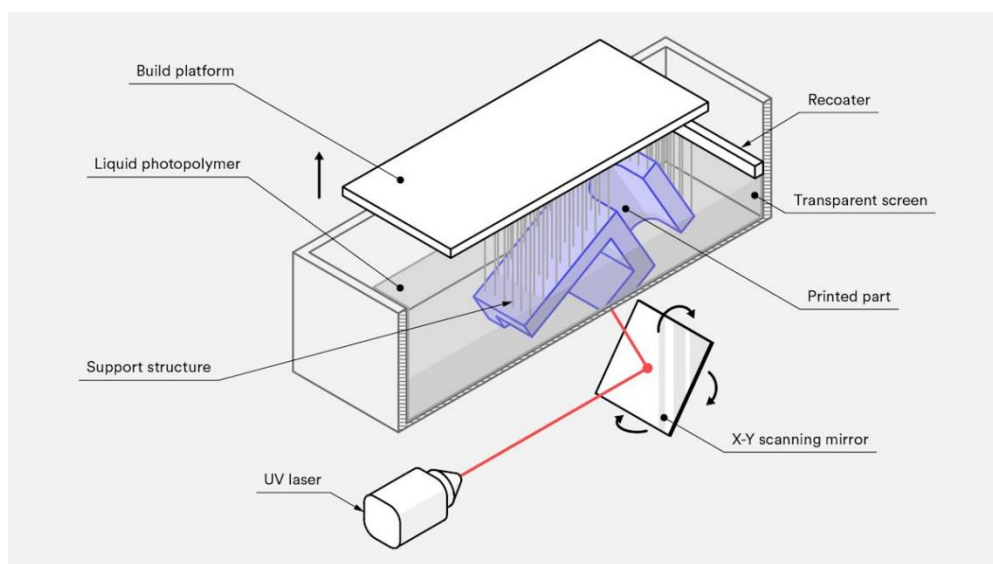


Fig. 1.11: Imprimantă 3D cu stereolitografie [30]

Majoritatea parametrilor de printare în sistemele de printare prin stereolitografie sunt fixate de către producător și nu pot fi modificate. Singurele opțiuni care pot fi modificate sunt grosimea stratului și orientarea părților (care determină ulterior locația suporturilor).

Înălțimea stratului variază între 25 și 100 μm , straturile de înălțime foarte mică permițând captarea geometriilor curbate cu o acuratețe mai mare, însă timpul de printare devine mai lung. Majoritatea aplicațiilor utilizează o grosime de 100 de micrometri.

Un alt parametru important este mărimea construcției care depinde de tipul de imprimantă cu SLA. Cele două tipuri sunt cu orientare sus-jos (top-down) și orientare jos-sus (bottom-up).

Imprimantele cu orientare sus-jos au laserul plasat deasupra cuvei iar obiectul este construit cu fața în sus, astfel că patul de printare pornește din partea de jos a vasului cu rășină și coboară după fiecare start.

Tipul de imprimantă „bottom-up” are sursa de lumină plasată sub cuva cu rășină, obiectul fiind construit cu susul în jos. Rezervorul are un fund transparent acoperit cu un strat de silicon care permite trecerea luminii provenite de la laser, însă împiedică rășina întărită să se lipească de acesta. După fiecare strat, rășina întărită este desprinsă de fundul rezervorului pe măsură ce platforma de construcție se deplasează în sus. Acest proces poartă denumirea de etapă de decojire (peeling step). [31]

1.3.5. Alte tehnici de imprimare 3D

În aceeași categorie a imprimărilor prin „polimerizare în cuvă” se află și procesarea digitală a luminii (Digital Light Processing-DLP). Aceasta este o tehnică foarte asemănătoare stereolitografiei, însă cu o diferență semnificativă. Pe când la SLA este utilizat un laser care trasează câte un strat, la DLP este proiectată o sursă de lumină care solidifică un strat întreg deodată; construcția prinzând contur strat cu strat. Acest fapt determină rapiditatea mai ridicată a acestei tehnici față de SLA. [32]

Material jetting

Categoria „jetting de material” presupune depunerea de material (de obicei rășină lichidă) dintr-un ansamblu de duze pe o anumită suprafață. Aici se încadrează tehnica PolyJet

care proiectează simultan mii de picături de material plasate cu precizie conform modelului digital încărcat. După depunerea picăturilor pe patul de construcție, o sursă de lumină UV trece peste fiecare strat pentru a-l solidifica. Platforma coboară cu fiecare strat depus și solidificat. Imprimantele PolyJet pot combina între două și șapte materiale pentru a obține o gamă variată de caracteristici într-o singură imprimare, permițând nu doar reproducerea diferitelor culori, ci și a diverselor texturi. După imprimare, sunt necesari pași de post-procesare pentru a îndepărta materialul de suport, care poate înconjura complet piesa. Apa aflată sub presiune poate îndepărta o bună parte de material suport fără a-l dizolva. Ulterior, piesele sunt scufundate într-o soluție chimică (de exemplu hidroxid de sodiu în apă) unde se elimină restul suporturilor pentru a rămâne doar piesa curată. [33]

Binder jetting

Imprimarea de tip „binder jetting” presupune așezarea unui strat subțire de pulbere în cutia de construcție care este distribuit și compactat ușor de către un rulou contra-rotativ. Peste zonele în care urmează să fie format obiectul se pulverizează din capul de imprimare un agent liant lichid (polimer în solvent sau soluție apoasă). În urma acestui proces, un încălzitor electric trece peste patul de pulbere pentru a usca/curăța parțial stratul și a-l pregăti pentru aplicarea stratului următor, contribuind astfel la menținerea unei temperaturi uniforme.

Timpu de întărire după imprimarea fiecărui strat este esențial pentru o legare completă a agentului cu pulberea, prevenindu-se astfel defecte precum crăparea sau aglomerarea. După uscarea agentului, patul de pulbere este coborât cu grosimea unui strat (poate varia între 50 și 200 micrometri), iar ruloul distribuie un nou strat de pulbere.

Sursa de pulbere poate fi un rezervor de tip buncăr alimentat gravitațional sau poate fi indusă prin agitarea pulberii în rezervor, mai ales pentru materialele cu caracteristici de curgere nefavorabile. În final, un recoater uniformizează și compactează stratul, pregătindu-l pentru următorul ciclu de printare. [34]

În această categorie se află tehnicile Metal Binder Jetting (MBJ) care utilizează o pulbere metalică precum titan sau oțel inoxidabil, Plastic Binder Jetting (PBJ) unde este folosită o pulbere termoplastică, iar Sand Binder Jetting (SBJ) are la bază o pulbere din nisip

precum siliciu sau ceramică. Acestea se mai diferențiază și în aplicații de la piese auto (MBJ) până la forme pentru turnarea metalelor (SBJ).

Sheet lamination

Laminarea prin foi este un proces de fabricație aditivă în care foi subțiri de material sunt stivuite și lipite între ele, apoi tăiate în forma dorită. Spre deosebire de alte metode, „Sheet Lamination” utilizează adezivi, căldură și sudură ultrasonică pentru a lega straturile.

Procesul începe cu selecția materialelor care pot include hârtie, plastic, metal sau compozite. Aceste foi sunt fie pre-acoperite cu adezivi, fie lipite în timpul procesului. Odată ce straturile sunt plasate, ele sunt fuzionate folosind metode diferite, în funcție de tipul specific de laminare prin foi. Astfel în tehnica Laminated Object Manufacturing (LOM) este utilizată căldură și presiune, în Ultrasonic Additive Manufacturing (UAM) se folosește sudura sonică, iar Selective Deposition Lamination (SDL) are la bază un adeziv pe bază de apă.

După lipire, un laser, o lamă sau un tăietor CNC taie precis fiecare strat conform specificațiilor designului. Acest proces se repetă strat cu strat până când obiectul este finalizat. După imprimare, excesul de material este îndepărtat și sunt urmați pași de post-procesare precum șlefuirea sau acoperirea pentru îmbunătățirea calității suprafeței.

Această tehnică prezintă avantaje precum costuri reduse, viteză mare de producție și posibilitatea de a crea modele color (SDL). Este o tehnică utilizată în special pentru realizarea de prototipuri mari, modele arhitecturale și structuri multi-metalice. [35]

Powder bed fusion

În metoda fuziunii pe pat de pulbere intră mai multe tehnici de imprimare care se bazează pe procesul construirii obiectelor strat cu strat cu ajutorul unei surse de energie înaltă (laser sau fascicul de electroni) care topește pulberea și o determină să fuzioneze.

SLS, cunoscut și sub numele de sinterizare selectivă cu laser sau fuziune pe pat de pulbere cu laser (L-PBF), utilizează un laser pentru a furniza energie termică stratului de pulbere, sinterizând particulele de pulbere polimerică (precum nylon). Această imprimantă fuzionează fiecare strat pornind de la partea inferioară, în timp ce platforma

de construcție coboară pentru a trece de la un strat la altul. Pe măsură ce particulele se încălzesc, straturile se unesc pentru a forma o structură solidă.

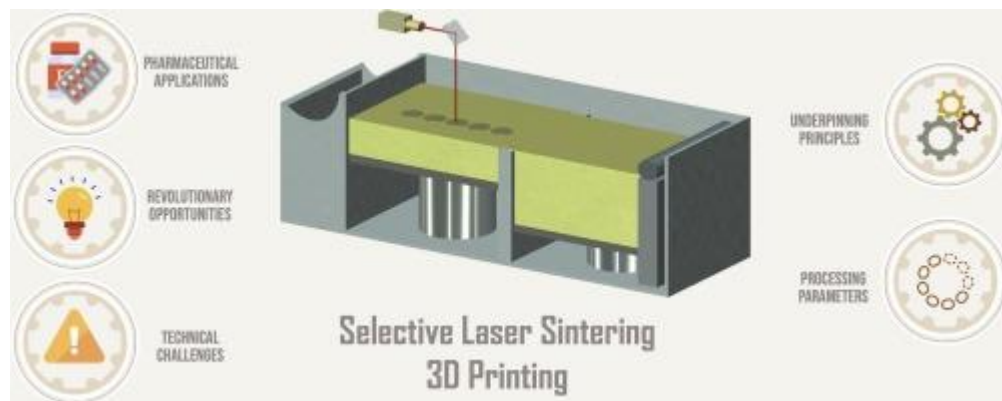


Fig.1.12: Imprimantă 3D cu SLS [36]

Topirea selectivă cu laser (SLM) este utilizată pentru imprimarea 3D cu metale, în timpul căreia un fascicul laser de mare densitate sudează particulele metalice între ele. Spre deosebire de SLS, unde particulele sunt sinterizate, în acest caz laserul topește complet pulberea, creând o structură mai rezistentă și cu mai puține goluri. SLM este folosit pentru aliaje din aluminiu, titan, oțel inoxidabil și alte metale precum tungstenul.

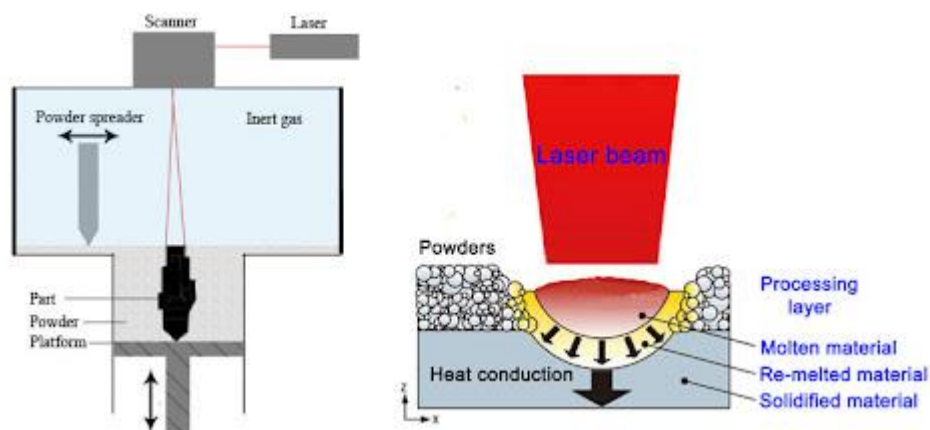


Fig.1.13: Imprimantă 3D SLM. [36]

Topirea cu fascicul de electroni (EBM) este o tehnică de imprimare 3D care utilizează un fascicul de electroni ghidat de un câmp magnetic și este utilizat pentru a topi materialul pulverizat într-o formă precisă, definită de un model digital, precum unul CAD. Acest proces are loc într-o cameră cu vid pentru a preveni oxidarea materialelor extrem de reactive folosite, cum ar fi oțel inoxidabil, titan și altele. [36]

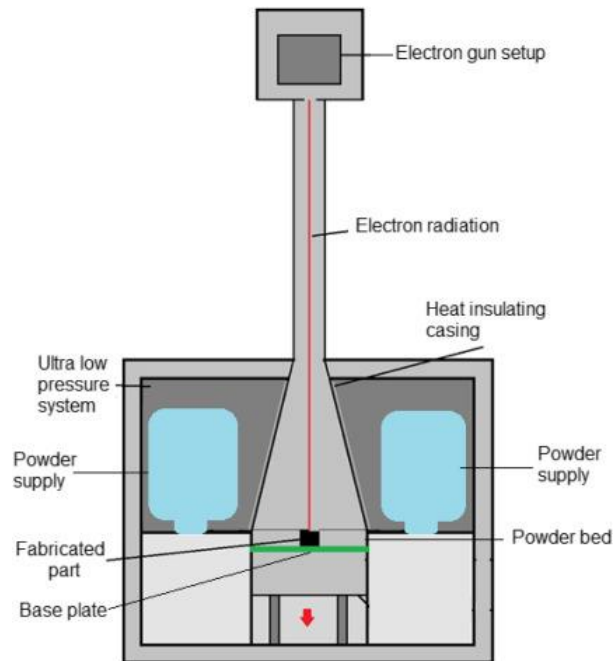


Fig.1.14: Imprimantă 3D EBM [36]

Direct energy deposition

Metoda depunerii directe de energie (DED) funcționează prin utilizarea unui fascicul de energie de mare intensitate pentru a lichefia instantaneu materialul de alimentare, formând un bazin de metal topit care se solidifică pe măsură ce capul de depunere urmează o traiectorie prestabilită. Acest proces permite utilizarea acestei metode pentru a acoperi diverse suprafețe, reparații și modernizări ale componentelor de mare valoare. Atunci când este folosită pentru construcția completă a unei piese 3D, este necesar un substrat stabil și poate implica mișcarea pe mai multe axe. Capul de depunere include o sursă de energie termică, un sistem de alimentare cu material (pulbere sau sârmă), tuburi de gaz inert pentru prevenirea oxidării și, în unele cazuri, senzori.

Tehnologiile de tip DED variază în funcție de sursa de energie (laser, fascicul de electroni, arc electric sau plasmă) și forma materialului de alimentare (sârmă sau pulbere). Metoda bazată pe sârmă oferă cea mai mare rată de construcție, dar are o rezoluție mai redusă comparativ cu metodele pe bază de pulbere. [37]

Depunerea metalică cu laser (LMD) este o tehnologie de imprimare 3D care utilizează pulbere metalică sau sârmă alimentată prin una sau mai multe duze și topită cu ajutorul unui laser puternic pe o platformă de construcție sau pe o piesă metalică. Obiectul este

construit strat cu strat, fie prin mișcarea duzei și a laserului, fie prin deplasarea piesei pe o masă rotativă cu mai multe axe.

DED cu fascicul de electroni este o metodă foarte asemănătoare cu cea descrisă anterior, însă aceasta se desfășoară într-o cameră cu vid, ceea ce permite obținerea unui metal foarte curat și de înaltă calitate. Pe măsură ce un fir metalic este alimentat prin una sau mai multe duze, acesta este topit de un fascicul de electroni. Straturile sunt astfel construite individual, fasciculul de electroni creând un mic bazin de metal topit, în care firul de sudură este alimentat printr-un sistem de alimentare cu sârmă. [38]

Tehnică	Avantaje	Dezavantaje
Material Extrusion	Cost redus; implementare ușoară; beneficii ecologice.	Viteză redusă; dificultăți în detectarea defectelor interne; dificultăți în imprimarea geometriilor complexe.
Stereolitography	Rezoluție și calitate superioară a suprafeței; precizie mare în fabricare; versatilitate; imprimare geometrii complexe; implanturi și dispozitive medicale.	Costuri ridicate; viteză redusă; materiale casante și sensibile la UV; necesită post-procesare extinsă; rășini toxice sau periculoase.
Material Jetting	Permite folosirea de materiale multiple; permite imprimare de geometrii complexe; sprijin minimizat pentru suprapuneri și goluri; post-procesare minimă; ideal pentru piese funcționale și microfluidice.	Costuri ridicate; materiale casante și sensibile la UV; condiții de mediu controlate; diversitate mică de materiale; toleranțe dimensionale influențate de orientare.
Binder Jetting	Viteză ridicată; costuri reduse; versatilitate materială; complexitate geometrică ridicată.	Post-procesare extinsă; precizie geometrică mai redusă; condiții stricte pentru controlul umidității, risc de segregare a binder-ului.
Sheet Lamination	Multitudine de materiale; mai puțină porozitate; timp redus; costuri reduse;	Necesită post-procesare; integrare de componente (prindereelor in procesul de layering).
Powder Bed Fusion	Construcții complexe; distribuție precisă a materialelor; fabricare de structuri 3D multimaterial.	Contaminare încrucișată a pulberilor; lipsă software adecvat.
Direct Energy Deposition	Depunere rapidă, capacitate de producție pe scară mare; flexibilitate în imprimare pe suprafețe plate și curbate; control ridicat al microstructurii; reducerea porozității și a defectelor structurale.	Precizie geometrică inferioară față de PBF; necesită control riguros al procesului; necesită post-procesare extinsă; consum ridicat de material și energie.

Tabel 1.2: Avantajele și dezavantajele tehnicilor de imprimare 3D extrase din sursele: [39], [40], [41], [42], [43], [44], [45]

2. Metode și materiale utilizate

2.1. Prelucrarea imaginilor DICOM

2.1.1 Sante DICOM Viewer Lite

Cu ajutorul computerului tomograf Optima CT 660 al Centrului de Cercetare IMOGEN din cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca au fost achiziționate imagini în plan axial, coronar și sagital al unor oase de pasăre. Aceste imagini au fost mai întâi deschise cu ajutorul programului Sante DICOM Viewer Lite (4.0.7) care a permis vizualizarea imaginilor.[46]

Aici am reușit măsurarea unui os prin selectarea butonului Measure Distance Tool și am vizualizat toate oasele în format 3D cu ajutorul opțiunii Create 3D Model care transformă seria activă într-o imagine tridimensională, în Figura 2.1 fiind observate ansamblul de probe scanate, iar în Figura 2.2 aflându-se modelul selectat pentru proiect.

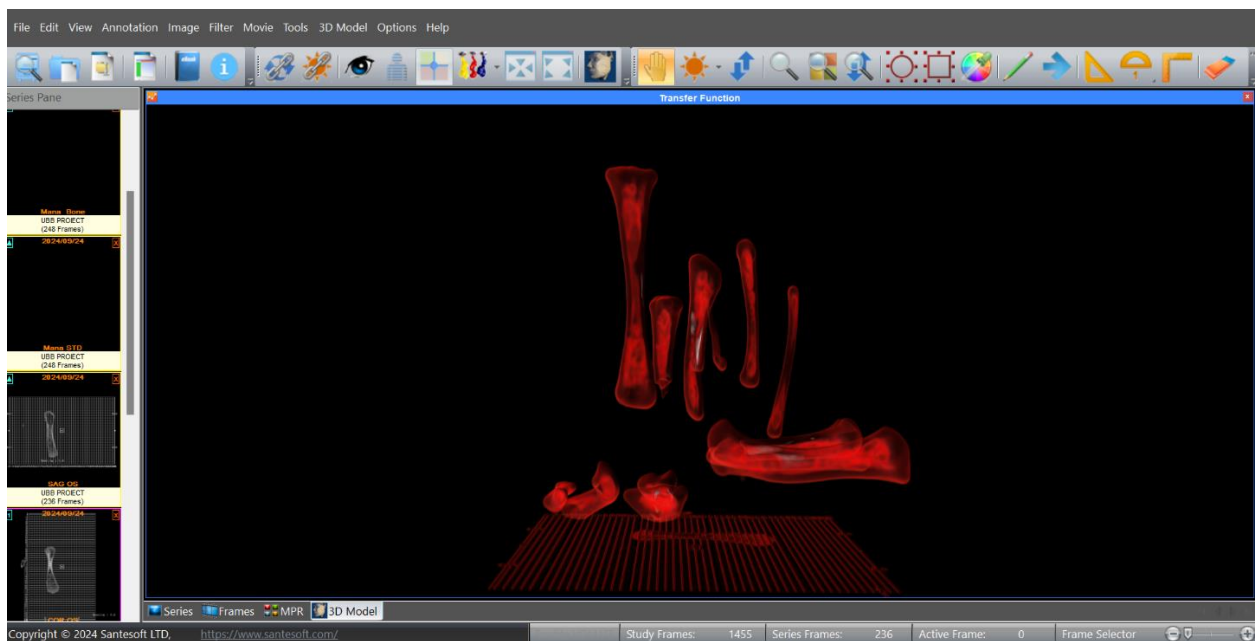


Figura 2.1: Vizualizarea tridimensională a oaselor scanate cu CT-ul în aplicația Sante

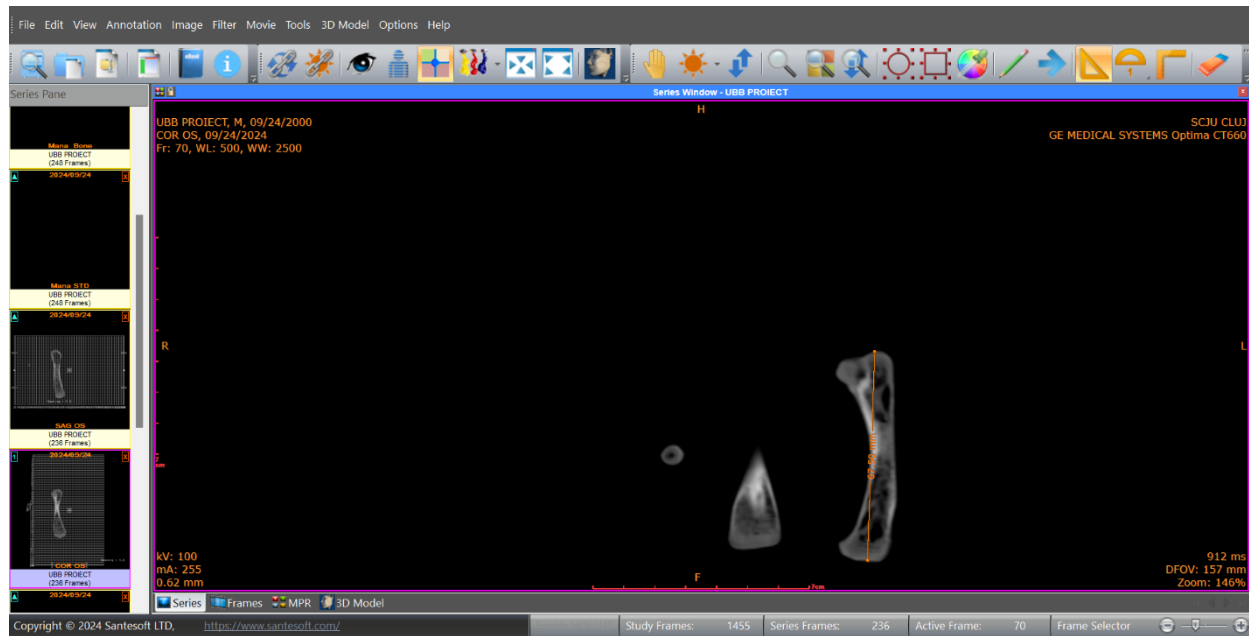


Figura 2.2: Măsurarea osului scanat în aplicația Sante

2.1.2. 3D Slicer

Pentru prelucrarea preliminară a datelor din fișierele DICOM am utilizat programul 3D Slicer (5.6.2) care este un software gratuit și open-source utilizat pentru vizualizarea, procesarea, segmentarea, înregistrarea și analiza imaginilor și structurilor 3D din domeniul medical, biomedical și din alte arii de aplicabilitate. [16]

În etapa inițială a familiarizării cu acest program am încărcat fișierele prin intermediul „Add DICOM Data”. În urma acestei acțiuni am putut vizualiza imaginile CT în cele trei plane, anume axial, coronar și sagital. Programul are o fereastră unde imaginile 2D pot fi vizualizate în format tridimensional.

M-am folosit de funcția „Segment Editor” vizualizată în Figura 2.3 pentru a adăuga un segment de culoare verde deschis cu scopul de a evidenția osul inițial dorit, cu ajutorul funcțiilor „Draw” și „Paint” cu o pensulă 2D. Această metodă s-a dovedit a nu fi foarte eficientă din cauză că nu reieșea o proiecție destul de precisă a osului din imagini și nu permitea lucrul simultan pe fiecare dintre axe.

Am recurs astfel la tool-ul „Level tracing” care selectează slice cu slice osul pe fiecare dintre cele 3 axe simultan și îl afișează în fereastra pentru vizualizare 3D. Ulterior s-a utilizat funcția „Smoothing” care mi-a permis polișarea marginilor reconstrucției.

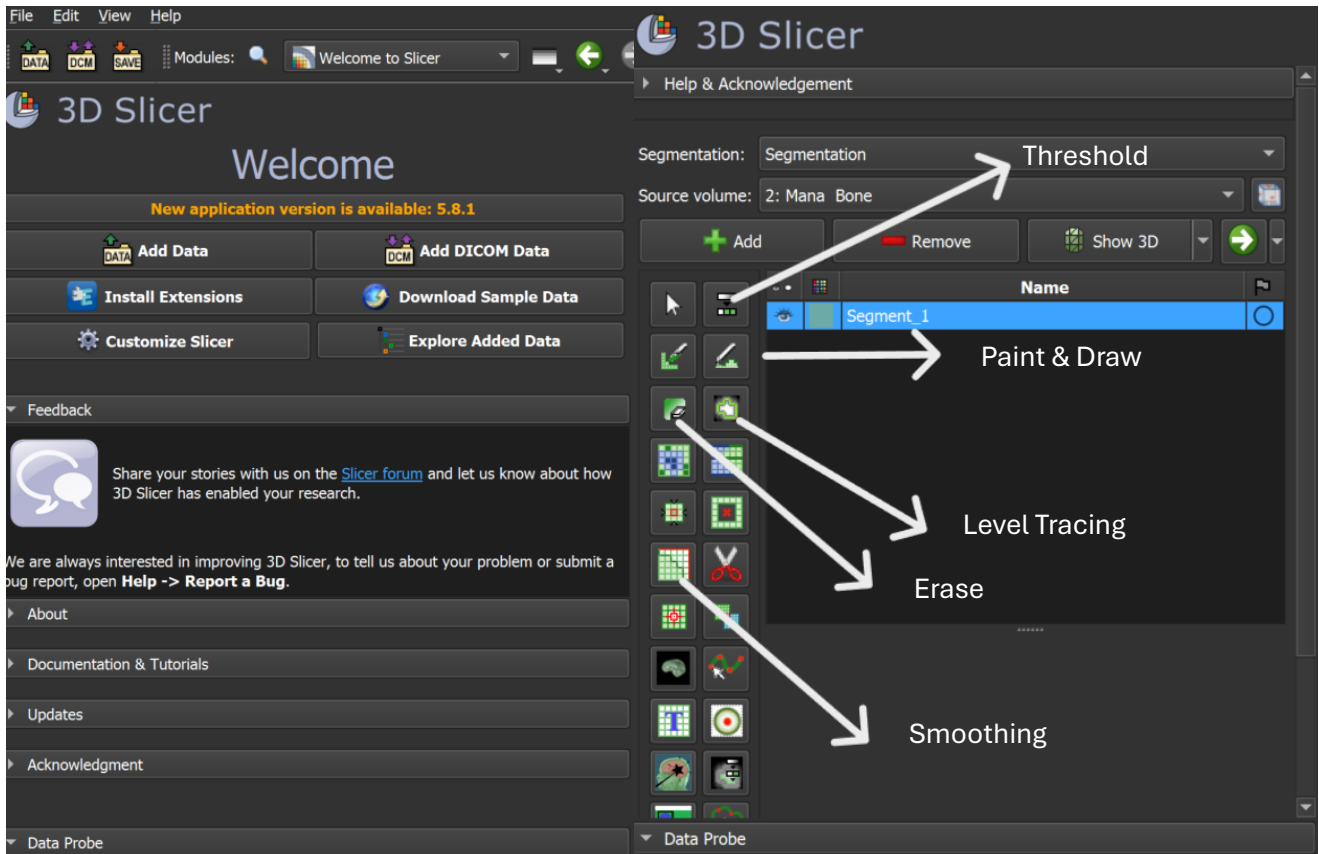


Figura 2.3: Secțiunea „Add DICOM Data” și „Segment Editor”

În următoarea fază, am urmat pașii efectuați mai sus până la marcarea osului, folosind de această dată funcția „Threshold”. Aceasta permite setarea unui interval de intensitate în imagine pentru a izola regiuni de interes, în cazul acesta structura osoasă. Astfel au fost selectate toate oasele din imagine și afișate 3D în fereastra de vizualizare. Ulterior am ales un singur os, folosindu-mă de funcția „Erase” pentru a șterge oasele pe care nu le utilizam.

Am ales un interval al thresholdului între -822,26 și 1078,72 HU care a selectat osul și am folosit funcția „Smoothing” pentru a netezi marginile astfel încât acestea să fie cât mai apropiate de realitatea din scanările CT.

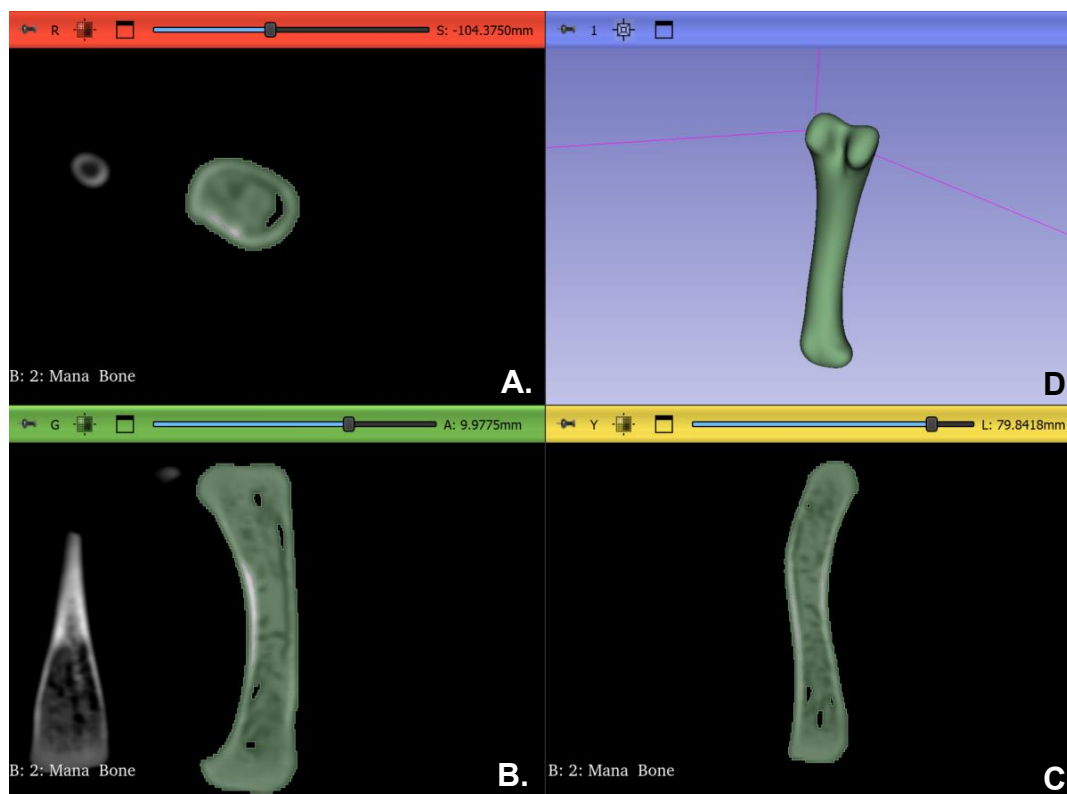


Figura 2.4: Utilizarea opțiunii „Threshold” pentru marcarea osului; A.-vizualizare în plan axial, B.-vizualizare în plan coronal al osului, C.-vizualizare în plan sagittal al osului, D.-vizualizarea reconstrucției 3D

În continuare, am folosit următoarele notații pentru replicile imprimate:

Replică	Imprimantă	Material	Duză (mm)	Infill (%)
PLA100 (proba 1)	Ultimaker 2+	PLA	0.4	100
PLA20 (proba 2)	Creality Ender-3	PLA	0.4	20
RĂȘINĂ (proba 3)	Elegoo Mars 2	rășină	-	-
PLA d0.25 (proba 4)	Ultimaker 2+	PLA	0.25	5
PLA5 (proba 5)	Ultimaker S5	PLA	0.4	5
ABSbio (proba 6)	Ultimaker S5	ABS biocompatibil	0.4	5

Tabel 2.1: Setările aferente oaselor printate

2.1.3. Ultimaker Cura

Ultimaker Cura 5.8.1 (<https://ultimaker.com/software/ultimaker-cura/>) este un software gratuit și open-source de segmentare care transformă modelul 3D într-un fișier G-Code care permite printarea osului strat cu strat.

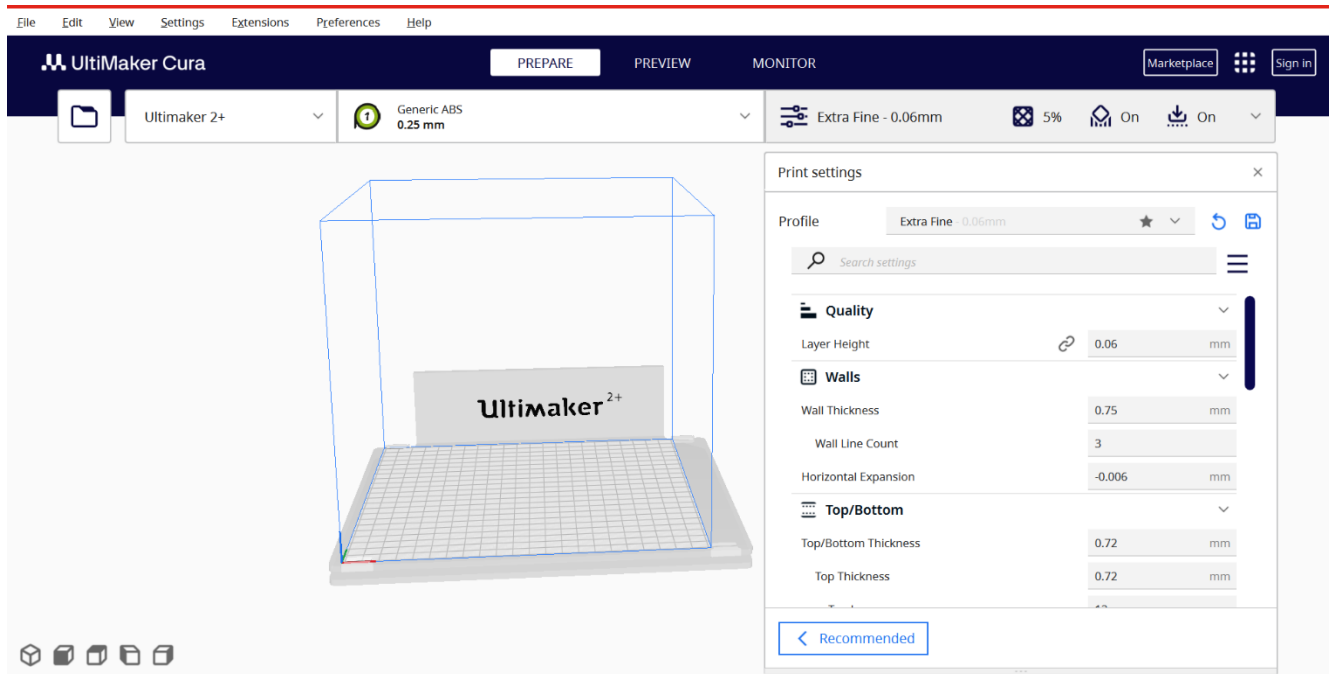


Fig.2.5: Interfața aplicației Ultimaker Cura 5.8.1

Cu ajutorul acestui program pot fi modificate o multitudine de setări precum: imprimanta utilizată, filamentul folosit, grosimea peretelui obiectului printat, infill-ul și procentajul acestuia în interiorul osului, și nu în ultimul rând, setări legate de suportii care îl susțin în timpul printării. În secțiunea „Preview” pot fi vizualizate toate straturile care vor fi printate, cu tot cu suportii selectați. În imagine pot fi observați suportii de culoare albastru deschis, structura externă a osului cu culoare roșie, și structura internă de culoare galbenă. În partea dreaptă a acestei interfețe se poate observa o bară reglabilă unde se pot citi numărul de straturi ale osului ce urmează a fi printat și prin mutarea acesteia se pot vizualiza toate straturile individual.

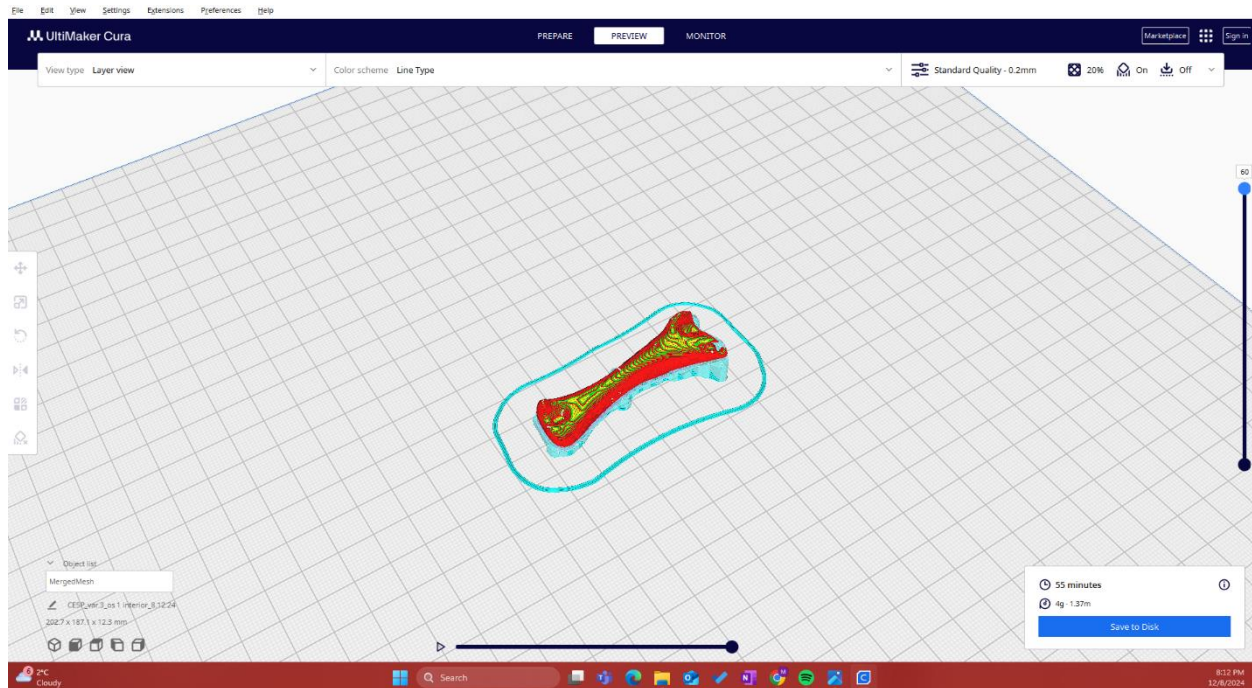


Fig.2.6: Previzualizarea unui os exemplu în Ultimaker Cura 5.8.1

Numărul de straturi în care s-a printat fiecare os în parte depinde predominant de imprimanta utilizată și de diametrul duzei. Pentru proba 1 s-a folosit imprimanta Ultimaker 2+ și o duză de 0.4 mm care a determinat un timp de printare de 3 ore și 35 de minute și 297 de straturi. S-au folosit 10 grame de material cu o lungime totală de 1.32 metri.

Cu aceeași imprimantă dar cu un diametru de 0.25 mm a duzei, proba 4 a fost printată în 299 de straturi, într-un timp mai lung de respectiv 4 ore și 33 de minute. Au fost necesari 0.72 metri de filament cu o masă totală de 6 grame pentru printare.

Proba 2, realizată cu ajutorul imprimantei Creality Ender-3, a avut un timp de printare de o oră și 27 de minute și conține 90 de straturi. A fost printată cu 7 grame de material de lungime 2.31 metri.

Cu imprimanta Ultimaker S5 și o duză de 0.4mm, proba 5 a fost printată în 51 de minute cu un număr total de 120 straturi. Pentru această replică s-au folosit 7 grame de material reprezentată de 0.87 metri de filament.

Analog probei 5, ultima replică a fost printată într-o oră și 32 de minute și are un număr total de 120 straturi. Această probă a necesitat 1.07 metri de filament cu o masă de 7 grame.

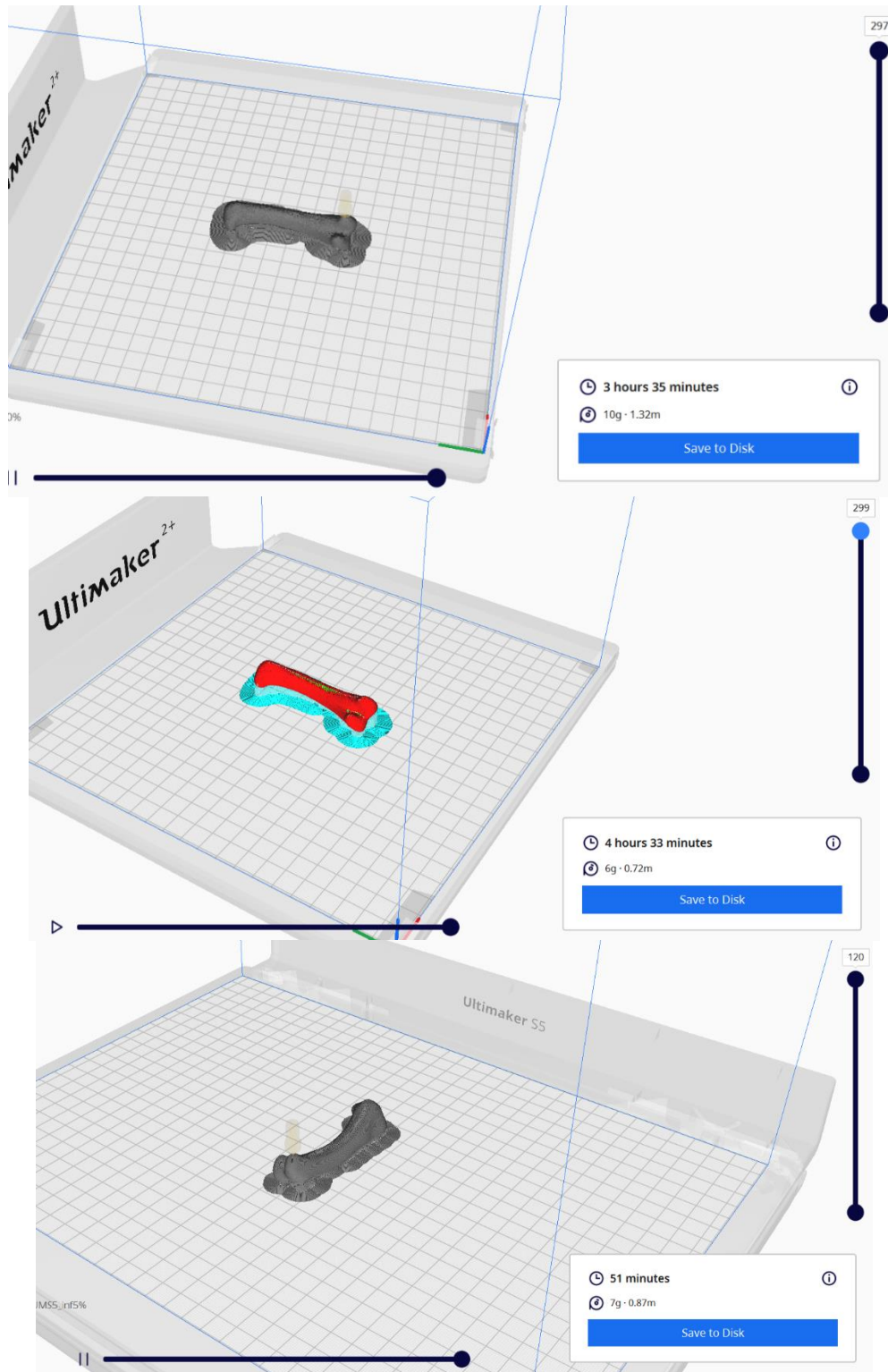


Fig.2.7:Comparația numărului de straturi printat și al timpului necesar pentru probele 1, 4 și 5

2.1.4. Chitubox

În mod asemănător cu Ultimaker Cura, software-ul Chitubox a fost utilizat pentru editarea și previzualizarea fișierului STL în vederea printării replicii din rășină. Se pot modifica setări precum imprimanta și rășina cu care se lucrează. Setările pre-printare selectate în cazul nostru pentru proba 3 au fost înălțimea stratului pe axa z de 50 de micrometri și timpul de expunere pentru fiecare strat de 2.5 secunde. Aceasta a fost printată în 2 ore și 52 de minute și a utilizat 15.60 mililitri de rășină, având un total de 1207 straturi. Datorită faptului că osul prezintă o cavitate în interiorul său (reprezentat de zona colorată cu galben), replicii i-au fost adăugate găuri foarte mici (2 milimetri diametru) care au permis rășinii din interior să se scurgă.

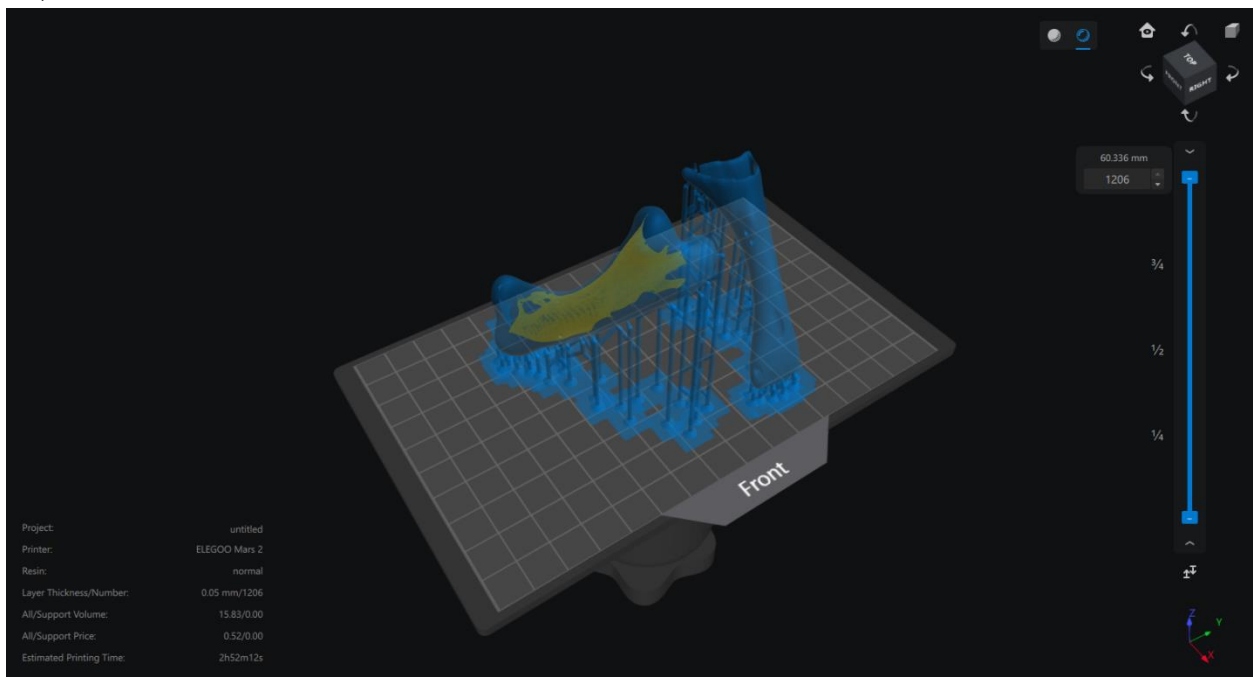


Figura 2.8: Interfață pre-printare în Chitubox a replicii RĂȘINĂ

2.2. Printarea

2.2.1. Filamentele

În cadrul prezentului studiu am utilizat atât tehnica de imprimare prin extrudare de material, mai exact tehnica Fused Deposition Material (FDM) utilizând acid polilactic (PLA) și stirat de acrilonitril butadienă (ABS) biocompatibil, cât și tehnica prin stereolitografie, utilizând rășină.

Au fost folosite mai multe tipuri de filamente pentru printarea 3D a structurilor osoase. Trei oase au fost printate folosind EasyFil PLA de culoare argintie provenit de la FormFutura. Aceasta are o densitate de 1.24 g/cm^3 și un diametru de 2.85 mm.

În continuare, s-a folosit un filament PLA de culoare neagră cu un diametru de 2.85 mm și o densitate de 1.25 g/cm^3 de la BASF.

Încă un os a fost printat utilizând PLA de la gembird³ de culoare argintie cu diametru de 1.75 mm, o densitate de 1.25 g/cm^3 , o temperatură de deformare la căldură de $50 \text{ }^\circ\text{C}$ și o rezistență la tracțiune de 45 MPa.

Totodată s-a utilizat și rășina „ABS-like resin Pro 2” de la Anycubic de culoare gri pentru printarea unuia dintre oase. Aceasta are o densitate de $1.1\text{-}1.2 \text{ g/cm}^3$, o temperatură de deformare la căldură mai mare de $60\text{-}65 \text{ }^\circ\text{C}$, o elongație la rupere de 30-40%, o duritate de 82-84D și o rezistență la tracțiune 35-45 MPa. [47]

Pentru ultimul os printat cu ajutorul tehnicii FDM am utilizat ABS biocompatibil de culoare naturală a osului. Acest filament de la Smartfil are un diametru de 2.85mm și o densitate de 1.05 g/cm^3 . Temperatura sa de deformare la căldură este de $98 \text{ }^\circ\text{C}$ și o rezistență de tracțiune de 36.5 MPa.

2.2.2. Imprimantele

Ultimaker 2+

Cele trei oase printate cu EasyFil PLA au fost obținute cu o imprimantă 3D Ultimaker 2+. Aceasta vine echipată cu un singur cap de printare și cu duze interschimbabile de 0.25 mm, 0.4 mm, 0.6 mm și 0.8 mm, permițând ca rezoluția fiecărui strat depus să fie între 20 și 200 de micrometri. Diametrul maxim al filamentului care se poate utiliza este de

2.85 mm, temperatura pe care o poate atinge duza este între 180-260 °C. Suprafața pe care se efectuează construcția este din sticlă care se poate încălzi la o temperatură de 50-10 °C pentru un proces optim de printare. Totodată, această imprimantă 3D conține un slot pentru card SD care permite transferarea fișierului STL în imprimantă. Setările imprimantei pot fi controlate atât din software-ul anterior precizat (Ultimaker Cura), cât și cu ajutorul display-ului matricial cu puncte și roțiță de navigare.



Fig.2.9: Display-ul imprimantei Ultimaker 2+ [48]

Ultimaker S5

În continuare am utilizat o imprimantă Ultimaker S5 pentru printarea osului de PLA negru și a celui de ABS biocompatibil. Aceasta funcționează în același mod cu imprimanta anterior descrisă, însă vine cu o multitudine de alte caracteristici care o fac mai performantă. Prezintă un cap de imprimare cu extrudare dublă, sistem automat de ridicare a duzei și nuclee de imprimare interschimbabile. Diametrele disponibile pentru duze variază, ca și în cazul anterior, între 0.25 mm și 0.8 mm, oferind astfel multiple opțiuni pentru echilibrarea vitezei și nivelului de detaliu. Rezoluția stratului diferă în funcție de dimensiunea duzei, astfel că la 0,25 mm oferă o rezoluție între 150 și 60 de microni, iar la 0.8 mm rezoluția poate fi între 600 și 20 de microni.

Patul de construcție este fabricat din sticlă cu un sistem avansat de nivelare activă care asigură o aderență optimă a primului strat și o precizie ridicată. Se încălzește în mai puțin de cinci minute, ajungând eficient la temperaturi curpinse între 20 și 60 °C. Duza

Tudose Maria Optimizarea imprimării 3D a modelelor după structuri osoase: Impactul materialelor și setărilor asupra fidelității modelelor

funcționează la temperaturi cuprinse între 180 și 280 °C și are un timp de încălzire de sub două minute.

Nu în ultimul rând, este echipată cu un ecran de control touchscreen, iar fișierele de tip STL, JPG, GIF, etc. pot fi transferate cu ajutorul unui USB. [49]



Fig.2.10: Display-ul imprimantei Ultimaker S5 [50]

Elegoo Mars 2

Această imprimantă prezintă un ecran monocromatic de 385 nm și o rezoluție laterală (pe axele x și y) de aproximativ 50 de micrometri, astfel că și pasul pe strat setat a fost tot de aproximativ 50 de microni.



Figura 2.11: Imprimanta Elegoo Mars 2 [51]

Creality Ender-3

Această imprimantă a fost utilizată pentru printarea unei replici din PLA argintiu și funcționează pe același principiu ca și imprimantele Ultimaker 2+, respectiv Ultimaker S5. Ea oferă o precizie de imprimare de ± 0.1 mm și o viteză de imprimare maximă de până la 180 de mm/s, viteza optimă recomandată fiind însă de 30-60 mm/s. Diametrul duzei folosite în acest caz a fost standard de 0.4mm, însă imprimanta permite înlocuirea acesteia cu duze de diametru 0.2 sau 0.3 mm. Temperatura patului de printare a fost de 60 °C și poate ajunge la un maxim de 100 °C, iar temperatura duzei în timpul printării a fost de 210 °C.

Este compatibilă cu fișiere de format STL, OBJ și AMF, fișierul de tip STL fiind utilizat în exclusivitate în cadrul acestei lucrări, fișierul fiind transferat imprimantei cu ajutorul unui card SD. Software-ul de slicing cu care este compatibilă imprimanta fiind Repetier-Host, Simplify3D sau Cura care a și fost folosit în acest caz. [52]



Figura 2.12: Imprimanta Creality Ender-3 [48]

Replică	Temperatură duză (°C)	Temperatură pat printare (°C)	Timp de printare	Imprimantă utilizată	Soft utilizat
PLA100	210	60	3 ore 35 min.	Ultimaker 2+	Ultimaker Cura
PLA20	210	60	1 oră 27 min.	Creality Ender-3	Ultimaker Cura
RĂȘINĂ	-	-	2 ore 52 minute	Elegoo Mars 2	Chitubox
PLA d0.25	210	70	4 ore 33 min.	Ultimaker 2+	Ultimaker Cura
PLA5	220	70	51 min.	Ultimaker S5	Ultimaker Cura
ABSbio	245	80	1 oră 32 min.	Ultimaker S5	Ultimaker Cura

Tabel 2.2: Temperaturile și timpii de printare pentru probele printate

2.3. Compararea oaselor

2.3.1. KIRI Engine

În vederea comparării suprafețelor replicilor osului cu suprafața osului original am folosit aplicația mobilă KIRI Engine. Aceasta este o aplicație de fotogrametrie care permite crearea de modele 3D detaliate din fotografii și prezintă mai multe opțiuni de utilizare precum „Photo Scan” care produce o „plasă” 3D a obiectului, „Featureless Object Scan” utilizat pentru generarea unei plase 3D și texturi pentru obiecte cu textură scăzută, „LiDAR Scan” și „3DGS Scan” care face reconstrucții 3D ale obiectelor folosind Gaussian Splatting. [53]

Pentru scanarea tuturor oaselor am utilizat opțiunea „Photo Scan”, unde la fiecare os în parte am efectuat o serie de fotografii pe o traiectorie circulară în vederea acoperirii întregii suprafețe. Am realizat o medie de 35 de fotografii pe os pentru obținerea cât mai bună a detaliilor.

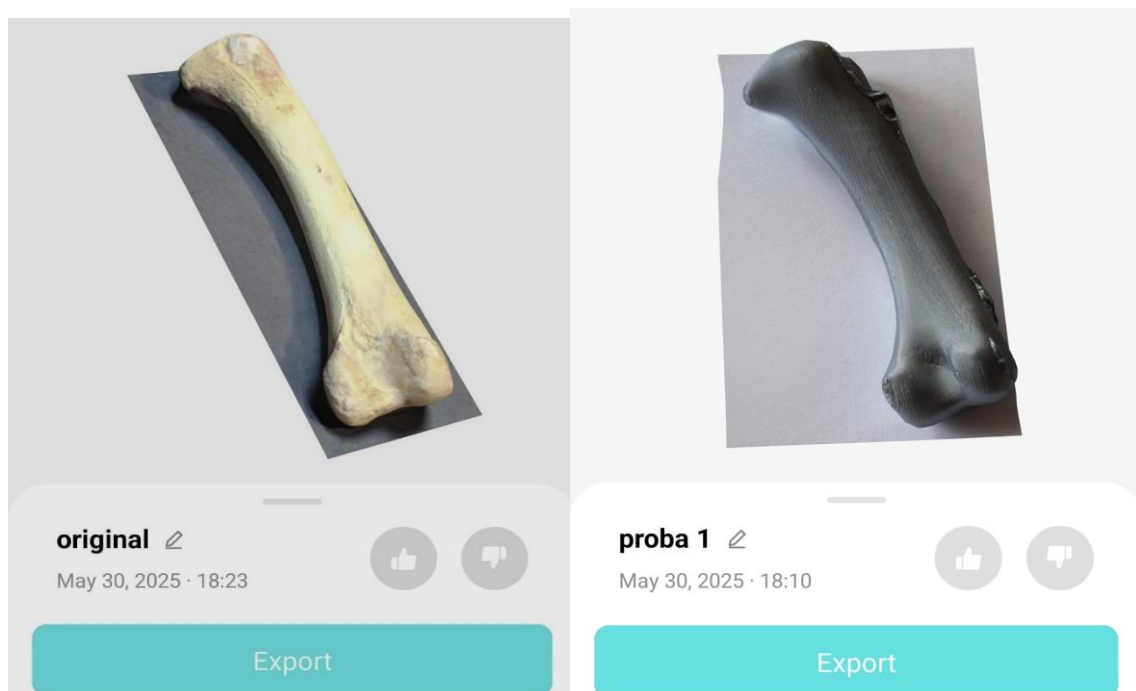


Figura 2.13: Scanările efectuate cu aplicația KIRI Engine osului original și probei 1

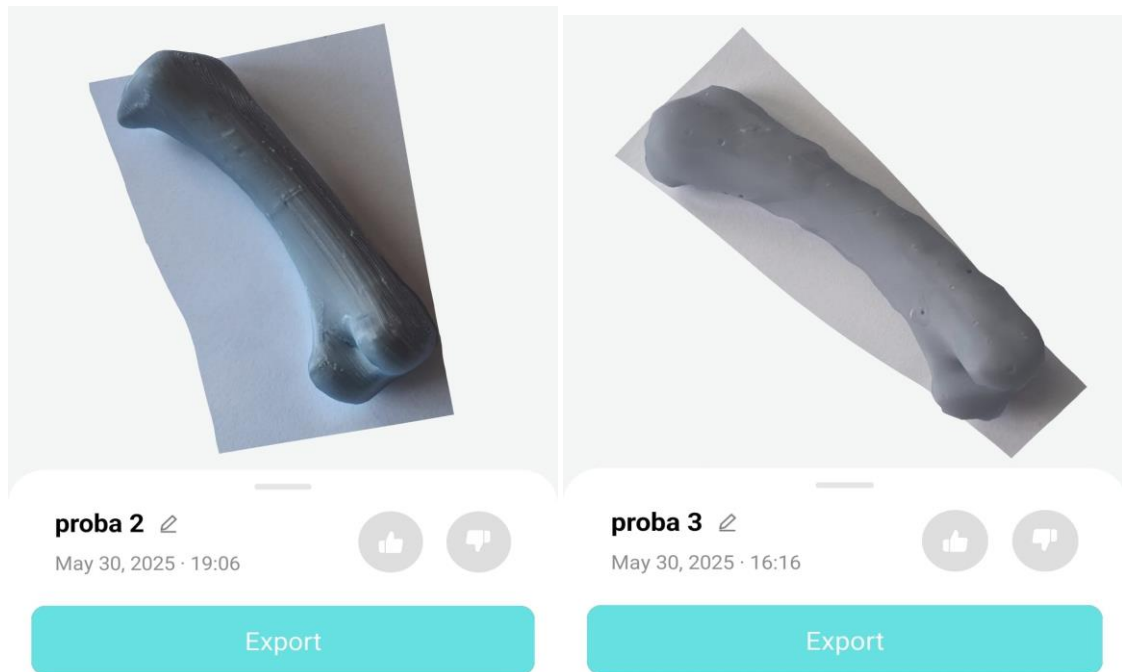


Figura 2.14: Scanările efectuate cu aplicația KIRI Engine probei 2 și probei 3

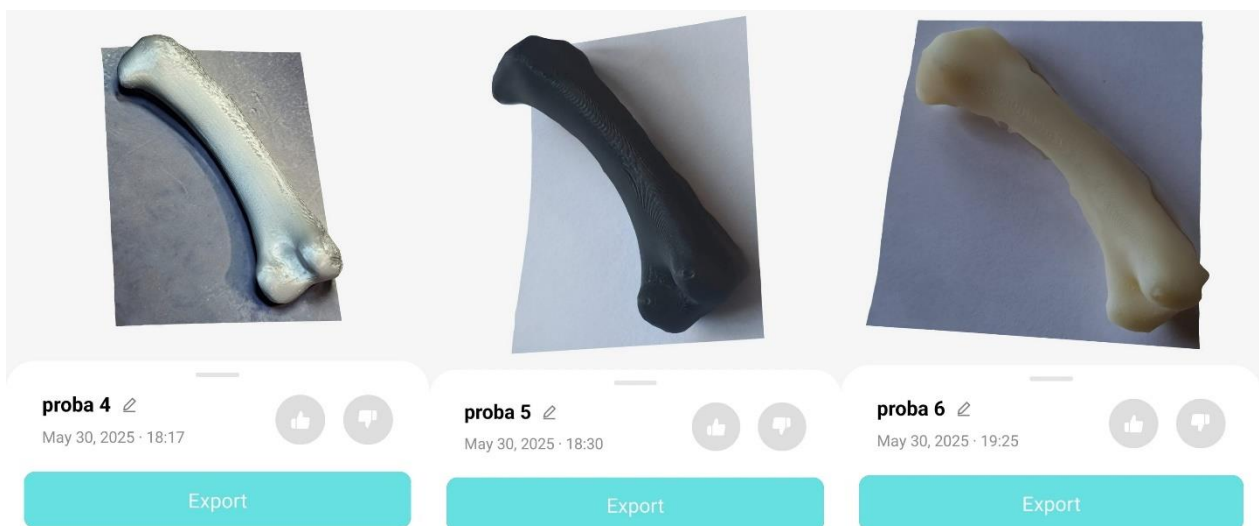


Figura 2.15: Scanările efectuate cu aplicația KIRI Engine probelor 4,5 și 6

Fiecare scanare în parte am exportat-o ca un fișier STL, de calitate 4K pentru a le putea deschide în MeshLab.

2.3.2. MeshLab

Acest software vine în ajutorul evidențierii diferențelor de suprafață între original și fiecare din replici. MeshLab (v2023.12) este un software open-source utilizat pentru procesarea și editarea mesh-urilor triunghiulare 3D. El oferă un set de unelte pentru editarea, curățarea, repararea, inspectarea, randarea și conversia mesh-urilor. Conține și funcții care permit procesarea datelor brute generate de instrumente/dispozitive de digitizare 3D. [54]

În interfața principală a aplicației am importat în primă fază STL-ul corespunzător osului original și STL-ul corespunzător probei 1. În bara din partea superioară se află funcțiile care pot fi aplicate mesh-urilor importat printre care și funcția „Align” care, după cum îi spune și numele, aliniaza cele două obiecte în așa fel încât să se suprapună.

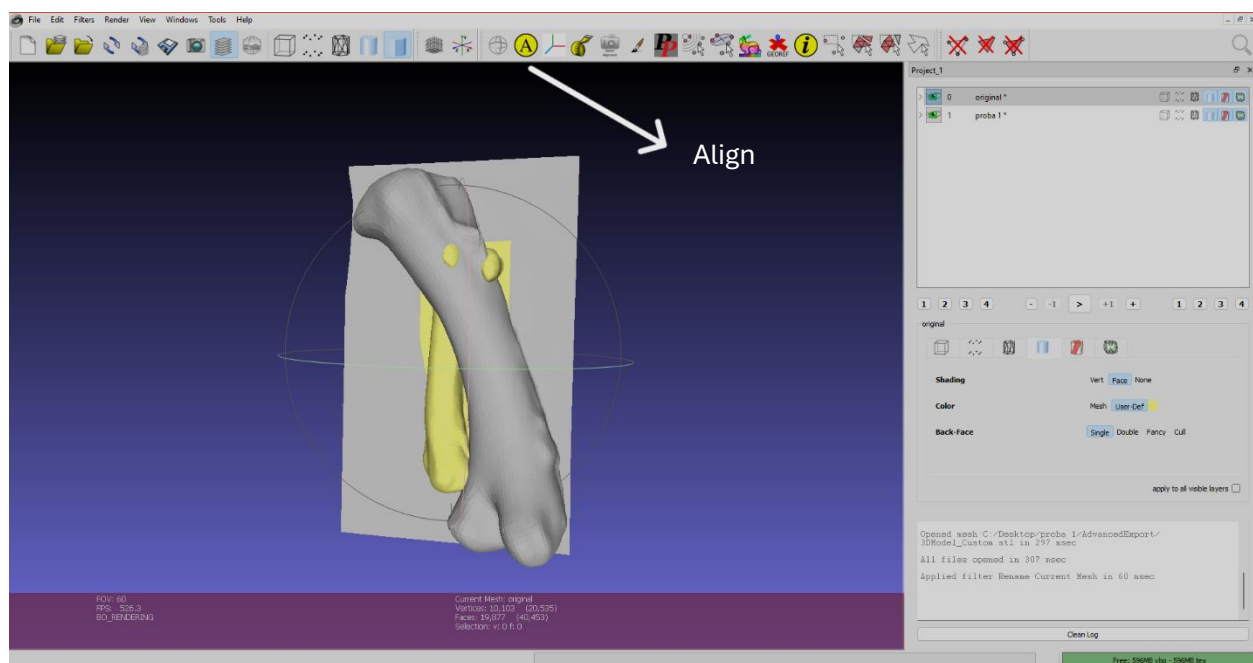


Figura 2.16: Funcția „Align” în MeshLab

Selectarea acestei opțiuni presupune mai întâi deschiderea unei ferestre intermediare unde se selectează care din oase rămâne pe loc („Glue Here Mesh”-1.) și care se modifică astfel încât să se suprapună cu primul os („Point Based Gluing”-2.).

Mai apare astfel o fereastră separată unde pot fi vizualizate cele două obiecte importate și am urmărit ca cele două imagini să fie poziționate la fel. Cele trei căsuțe aflate în partea de jos a ferestrei nou deschise ușurează procesul de aliniere prin colorarea diferită a

imaginilor („use False Color”), prin modificarea dimensiunilor astfel încât să coincidă între ele („Allow Scaling”) și prin „use Point Rendering” pentru modele de dimensiuni mari, ceea ce nu a fost cazul aici.

Cele două imagini având aceeași poziționare și aceeași mărime se aliniază prin selectarea unui număr minim de patru puncte pe fiecare os în parte care să corespundă între ele. Astfel, în urma selectării butonului „OK” (3.) și „Process” (4.) în fereastra intermediară pentru crearea suprapunerii finale.

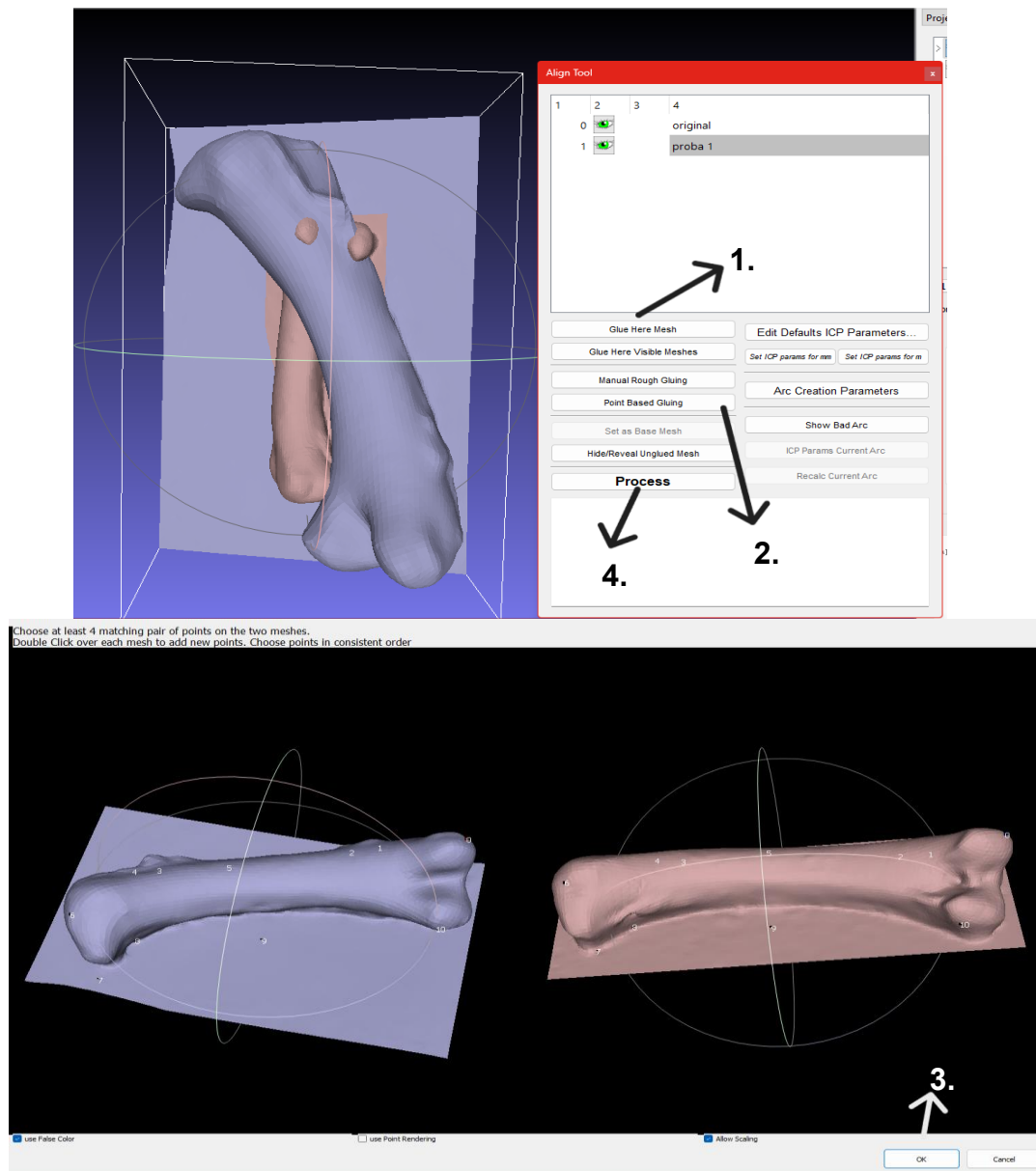


Figura 2.17: Procesul de aliniere ale celor două obiecte: stânga-proba 1; dreapta-proba 2

În continuare, pentru determinarea diferențelor de suprafață am utilizat funcția „Distance from Reference Mesh” care calculează distanța dintre punctele din care este alcătuit mesh-ul probei și mesh-ul osului original, acesta din urmă fiind mesh-ul de referință (Reference Mesh). Aici am selectat originalul să fie mesh-ul față de care se fac măsurătorile pentru proba 1 și am bifat opțiunea „Compute Signed Distance” pentru a afla nu doar cu cât diferă proba de original, ci și cum, prin valorile pozitive și negative ale distanțelor pe care le calculează.

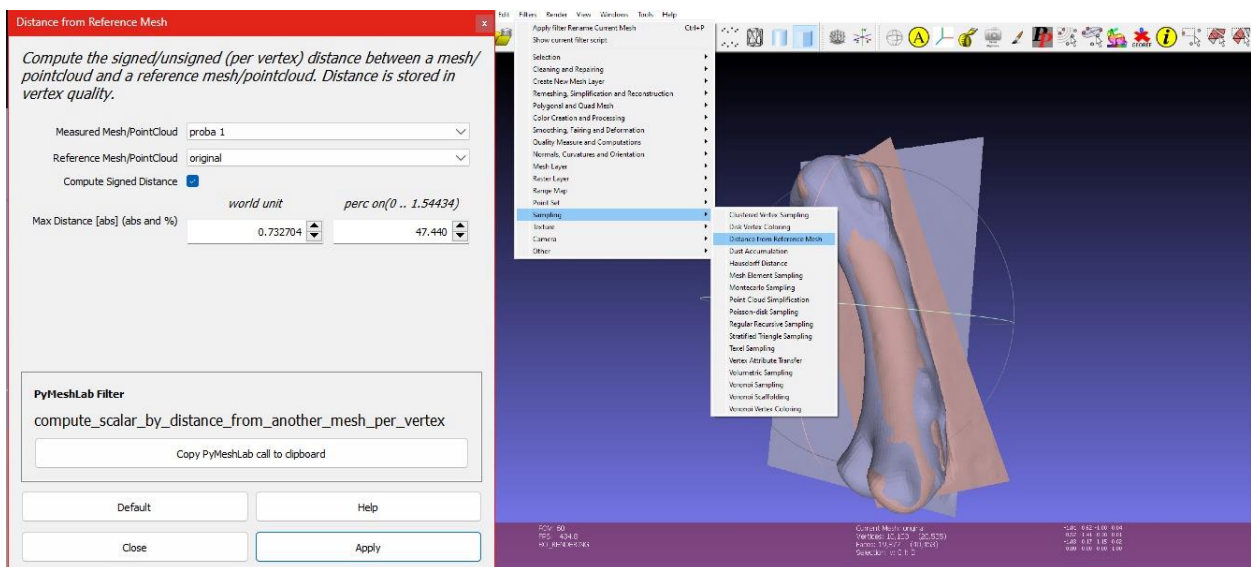


Figura 2.18: Aflarea distanțelor punctelor de pe proba 1 față de original

Ulterior am activat histograma corespunzătoare calității vertex-urilor („Render”-„Show Vertex Quality Histogram”) și am colorat-o pentru a vizualiza într-un sistem de culori RGB acuratețea suprapunerii și diferențele dintre ele („Filters”-„Color Creation and Processing”-„Colorize by Vertex Quality”).

În fereastra apărută am setat un minim de -0.05 mm și un maxim de +0.05 mm, am selectat un percentilă crop de 15% și am bifat opțiunea „Zero Symmetric”. Aceste setări determină o diferență de 0 mm între probă și referință (suprapunerea perfectă a acestora) și o asociază culorii verzi din sistemul RGB. Minimul și maximum simetric față de zero a fost setat pentru a putea vizualiza diferențele cele mai mici dintre cele două mesh-uri suprapuse.

Apare astfel mesh-ul probei colorat alături de histograma calității vertex-ului, cu simetric în 0 și puncte pozitive de culoare albastră, și puncte negative de culoare roșie. Culoarele care tind spre galben pe osul din Figura 2.19. arată zonele unde proba este mai mică decât originalul, iar zonele care tind spre turcoaz-albastru sugerează „umflături” de pe proba analizată.

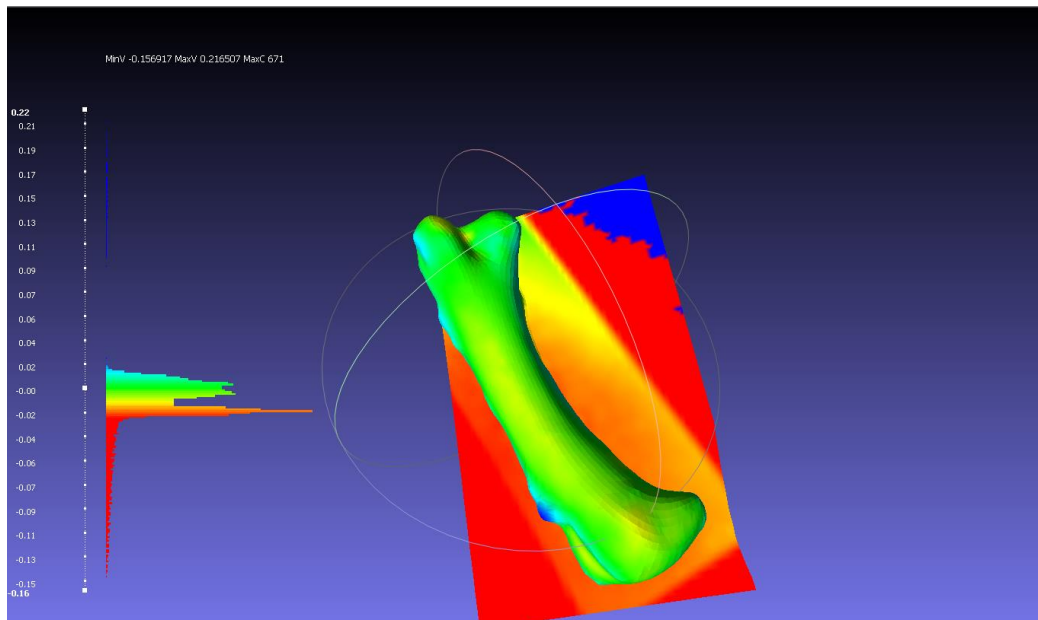


Figura 2.19: Proba 1 în urma aplicării filtrului de colorizare a diferențelor de distanță

În final, am convertit mesh-ul colorat al probei dintr-un obiect cu fețe într-o mulțime de puncte, fiecare conținând informații: poziția XYZ, culoarea și calitatea (valoarea numerică asociată fiecărui punct). Acest pas l-am executat cu funcția „Poisson Disk Sampling” care are rolul de a extrage un număr de puncte distribuite uniform pe suprafața mesh-ului dar păstrează atributele acestuia, anume culoarea și scalarul (calitatea). În fereastra aferentă am ales un număr de 100000 de puncte pentru a fi extrase și am bifat „Base Mesh Subsampling” pentru ca punctele eșantionate să fie extrase direct de pe suprafața mesh-ului.

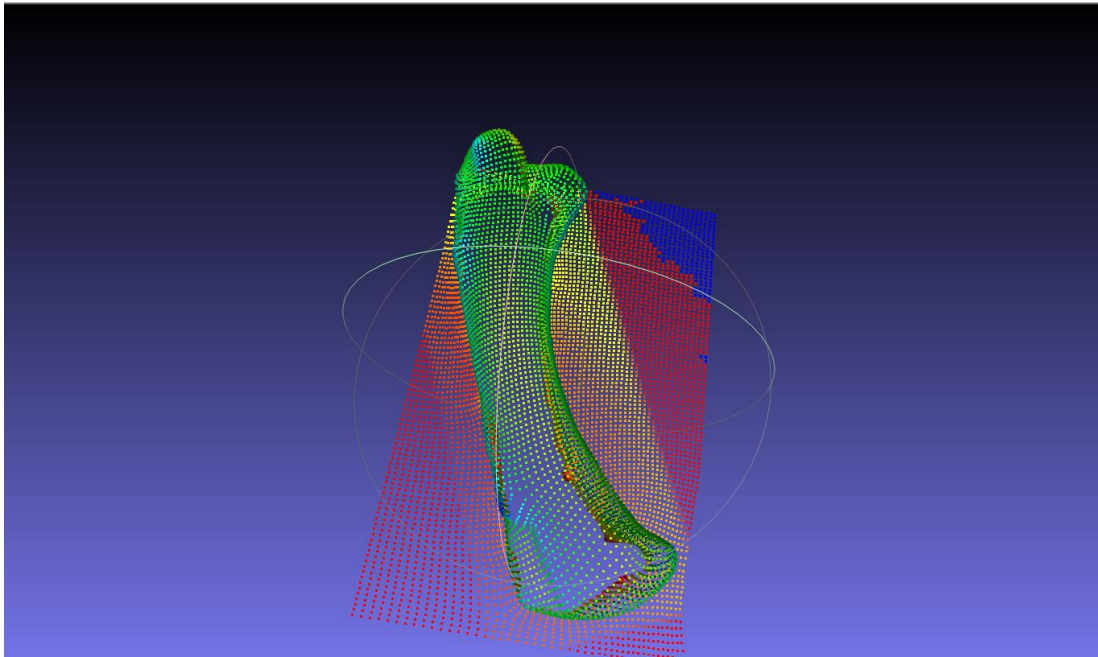


Figura 2.20: Point-cloud proba 1

Fișierul astfel obținut l-am exportat în format .ply, asigurându-mă că opțiunile „Color” și „Quality” sunt bifate și „Binary Encoding” debifat pentru a putea vizualiza ulterior datele obținute și utilizarea lor pentru prelucrarea în CloudCompare. Formatul .ply (Polygon File Format) stochează obiecte grafice sub formă de colecții de poligoane și permite salvarea fișierelor atât în format ASCII, cât și în format binar și este compatibil cu aplicații care permit citirea și manipularea datelor 3D. [55] Toți pașii enumerați pentru proba 1 au fost efectuați și pentru probele 2,3,4,5 și 6.

2.3.3. CloudCompare

Software-ul CloudCompare (versiunea 2.13.2.) este dedicat procesării norilor de puncte 3D (point-cloud) și a rețelelor triunghiulare. [56] În acest caz, această aplicație a avut rolul de a extrage o histogramă mai detaliată a datelor din fișierul .ply obținut și am exportat atât histograma, cât și datele obținute sub formă de tabel pentru a putea fi ulterior prelucrate în Excel.

Astfel, am importat fișierul .ply obținut în CloudCompare selectând în fereastra de import „vertex-quality [PLY-FLOAT]” pentru ca modelul să fie recunoscut ca point cloud cu scalar activ. Am vizualizat histograma din meniul „Edit”-„Scalar Fields”-„Show Histogram” și am

exportat scalarul pentru analiza ulterioară în Excel în format ASCII. Acest proces l-am efectuat pentru toate replicile.

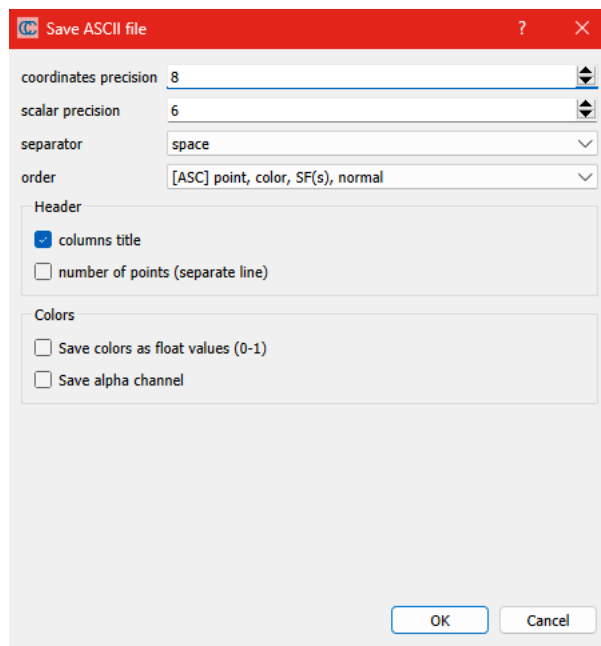


Figura 2.21: Exportarea fișierului ASCII în vederea prelucrării datelor

3. Rezultate și discuții

Cele 6 replici printate au fost comparate atât față de osul original, prin intermediul măsurătorilor efectuate cu șublerul, cât și între ele cu ajutorul datelor obținute din CloudCompare.



Figura 3.1: Replicile printate alături de osul original

3.1. Măsurători efectuate cu șublerul

Osul original și cele 6 probe au fost măsurate cu ajutorul unui șubler de precizie 0.02 mm/m. Pentru fiecare dintre acestea s-au efectuat 4 tipuri de măsurători: 1 măsurătoare pentru lungime și 3 pentru lățime.

Fiecare dintre aceste măsurători au fost efectuate de 3 ori în vederea obținerii unor rezultate cât mai exacte și s-au calculat atât eroarea absolută cât și cea relativă. Măsurătorile integrale se regăsesc Tabelul A3.1 din Apendice. Datele afișate în Tabelul 3.1 au fost utilizate pentru compararea lungimilor tuturor oaselor, atât cel original, cât și probele printate. Rezultatele se observă în diagrama box-plot din Figura 3.3 realizat cu ajutorul soft-ului SciDavis.

Din diagramă se poate observa că toate replicile au lungimi mai mari decât osul original, diferența fiind de aproximativ 2 mm între lungimea originalului și lungimile probelor. Această diferență apare în principal datorită contracției naturale a osului referință, dar contribuie și factori precum expansiunea materialului și erori de scalare la conversia

fișierului . Dimensiunile scurte ale box-urilor și ale mustăților indică consistența printării și măsurătorilor efectuate din punct de vedere al lungimilor.

Dintre replici, proba 3 are cea mai mare lungime, iar proba 6 se apropie cel mai mult de osul original. Per total diferențele de lungime între replici sunt ne semnificative, accentuând fidelitatea printării.

replică	medie (mm)	eroare absolută (mm)	eroare relativă (%)
original	65.98	0	0
proba 1	67.88	1.9	2.88
proba 2	67.71	1.73	2.63
proba 3	68.3	2.32	3.52
proba 4	67.56	1.58	2.39
proba 5	67.89	1.91	2.89
proba 6	67.27	1.29	1.96

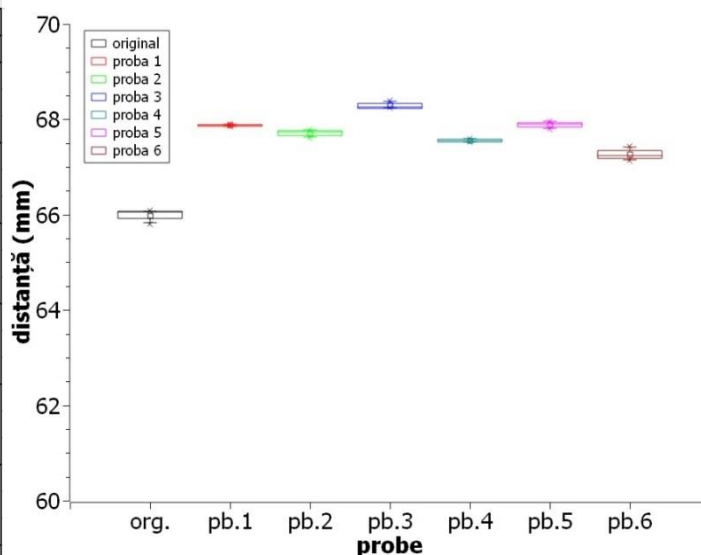


Figura 3.2: Variația lungimilor medii măsurate cu șublerul

Tabel 3.1: Mediile lungimilor replicilor și osului original măsurate cu șublerul

Pentru lățimi, s-au notat zonele măsurate pentru ușurarea întregului proces în conformitate cu Figura 3.3.



Figura 3.3: Zonele unde a fost măsurată lățimea oaselor

replică	medie 1.	medie 2.	medie 3.	eroare absolută (mm)			eroare relativă (%)		
				1	2	3	1	2	3
original	8.55	16.36	11.28	0	0	0	0	0	0
proba 1	10.41	18.27	12.69	1.86	1.91	1.41	21.75	11.65	12.53
proba 2	10.63	18	12.27	2.07	1.64	0.99	24.24	10.02	8.75
proba 3	10.31	18	12.38	1.76	1.64	1.1	20.58	10.02	9.75
proba 4	10.51	17.92	11.95	1.96	1.56	0.67	22.92	9.54	5.91
proba 5	10.64	17.73	12.37	2.09	1.37	1.09	24.40	8.35	9.63
proba 6	10.69	17.6	12.17	2.14	1.24	0.89	25.02	7.58	7.92

Tabel 3.2: Mediile tuturor lățimilor replicilor și osului original măsurate cu șublerul

Analog lungimilor, în Tabelul 3.2 sunt afișate datele aferente lățimilor măsurate pentru toate oasele, acestea fiind evidențiate cu grafice de tip boxplot pentru fiecare zonă în parte.

În ceea ce privește zona centrală a osului (zona 1.), la fel ca și în cazul lungimilor, replicile prezintă valori semnificativ mai mari decât originalul, acestea fiind cu aproximativ 2 mm mai late decât referința. Acest fapt se datorează aceluiași factori prezentați mai sus.

În Figura 3.4 se observă cea mai mare lățime ca aparținând probei 2, pe când cea mai mică se vede în dreptul probei 3. Dispersia mai mare a box-ului probei 1 se datorează prezenței rămășițelor de suporti pe suprafața acesteia, iar în cazul probei 2 dispersia poate fi cauzată de erori din procesul de printare sau de măsurare cu șublerul. Box-ul probei 5 are cea mai mică dispersie, sugerând astfel o replicabilitate foarte bună a osului original în zona 1. Per total, există o consistență bună între replici, cu o diferență semnificativă față de osul original.

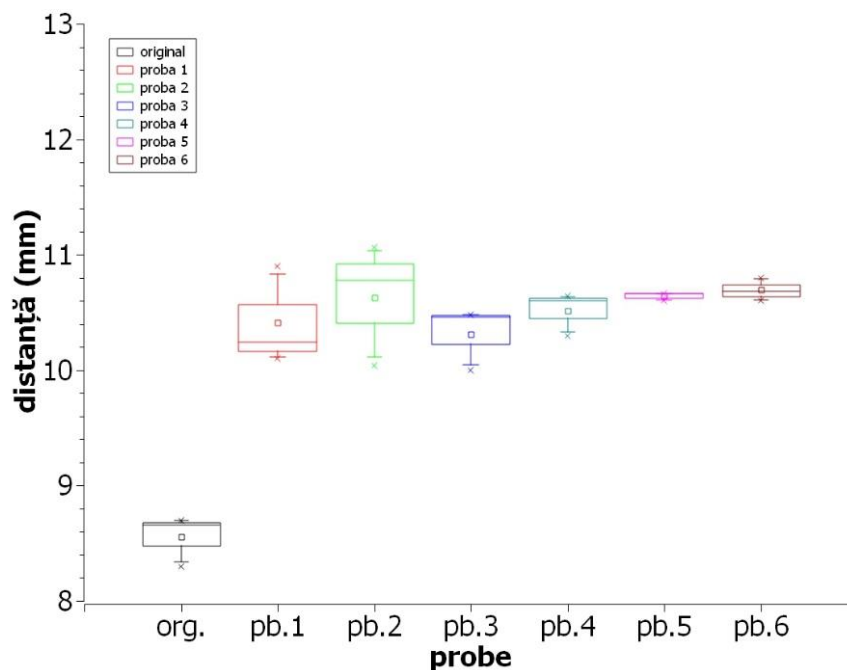


Figura 3.4: Variația lățimilor medii măsurate cu șublerul în zona 1. a osului

Pentru zona 2. se menține aceeași diferență sistematică observată în restul măsurătorilor, diferența de aproximativ 2 mm dintre lățimile replicilor și cea a osului original. În Figura 3.5 se observă o variabilitate internă redusă reieșită din dimensiunile mici ale box-urilor și

mustăților acestora. Cea mai mare dimensiune medie o are proba 1, iar proba 6 cea mai mică, apropiindu-se cel mai mult de dimensiunea osului original.

Punctele individuale prezente la original și proba 4 semnaleză variații punctuale, acestea sunt însă ne semnificative datorită apropierii pe care o au de valorile extreme măsurate (mustățile box-urilor).

În final, zona 3. prezintă și ea aceeași diferență între replici și original de aproximativ 2 mm. Figura 3.6 ilustrează o variabilitate moderată pentru toate oasele, fapt sugerat de dimensiunile box-urilor. Mustățile pentru acest capăt al osului sunt mai mari decât la capătul corespunzător zonei 2. Alături de prezența mai multor valori punctuale în afara box-ului, variabilitatea măsurătorilor pentru zona 3. se poate datora erorilor de măsurare cu șublerul sau erorilor de printare și segmentare.

Aici, cea mai mare dimensiune o are proba 1, proba 4 fiind cea mai apropiată de dimensiunile osului original.

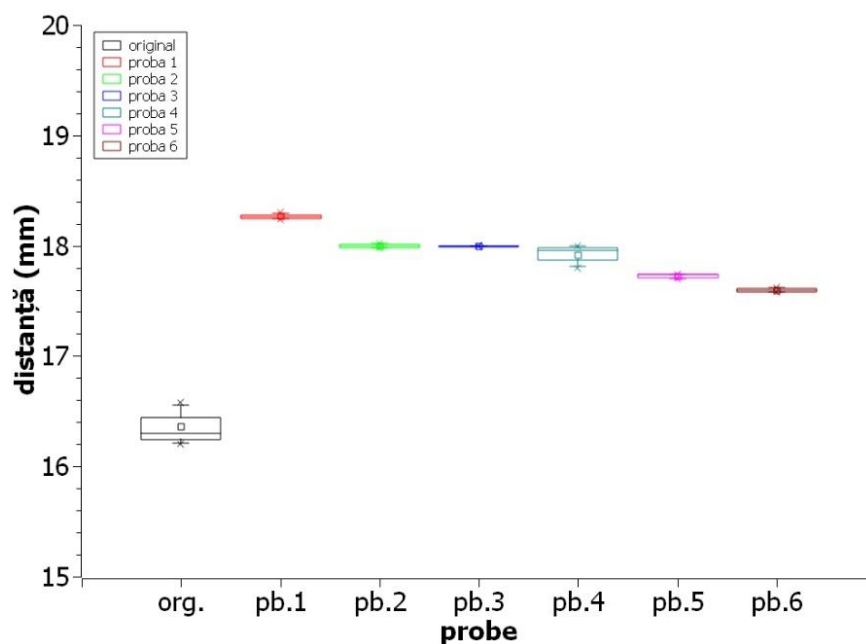


Figura 3.5: Variația lățimilor medii măsurate cu șublerul în zona 2. a osului

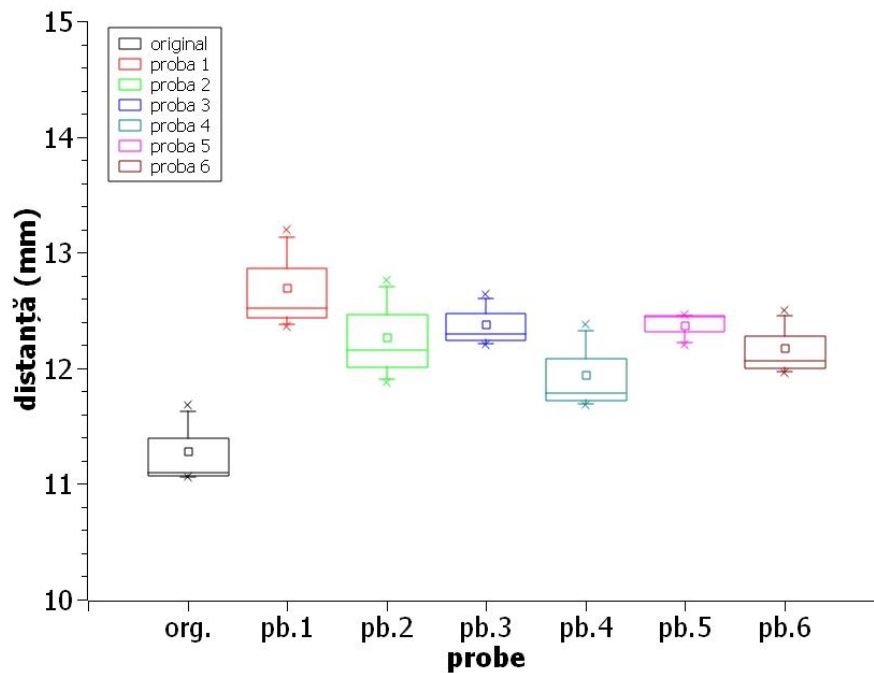


Figura 3.6: Variația lățimilor medii măsurate cu șublerul în zona 3. a osului

3.2. Măsurători extrase din CloudCompare

Pentru fiecare replică în parte, datele exportate în Excel din CloudCompare au conținut pentru fiecare punct de pe suprafața probei (point-cloud) caracteristici precum: coordonatele punctului pe X, Y și Z, valoarea pixelilor colorați cu valori între 0 și 255 și în final, și cea mai relevantă pentru obținerea rezultatelor, a fost calitatea fiecărui punct raportat la osul original.

Având în vedere că fiecare dintre replici a conținut un număr de aproximativ 11000 de puncte, pentru fiecare s-a determinat media calității punctelor, și restul valorilor au fost determinate raportat la media calității. Toate acestea sunt afișate în Tabelul 3.3.

replică	media calității (mm)	deviația standard	valoarea maximă	valoarea minimă	percentila 95%	%<=0.05 mm
proba 1	-0.01	0.04	0.22	-0.16	0.01	87.99%
proba 2	0.00	0.03	0.17	-0.20	0.05	90.68%
proba 3	0.00	0.01	0.05	-0.06	0.01	99.58%
proba 4	0.01	0.05	0.27	-0.22	0.12	82.63%
proba 5	-0.02	0.04	0.24	-0.24	0.01	86.80%
proba 6	0.01	0.06	0.32	-0.22	0.17	79.51%

Tabelul 3.3: Datele experimentale aferente punctelor point-cloud pentru fiecare replică

Pe baza tabelului de mai sus am efectuat în continuare o diagramă bar-chart în Scidavis (Figura 3.7) pentru vizualizarea mediilor calității punctelor pentru fiecare probă, exprimată ca distanță semnată (signed distance) în milimetri față de suprafața osului original. Valorile extrem de mici din tabel de sub ± 0.03 mm evidențiază precizia ridicată a probelor printate.

Valorile negative ale probelor 1 și 5 indică o subdimensionalizare generală a suprapunerii, exsitând zone care se află mai în „interior” față de osul original. La celălalt capăt valorile corespunzătoare probelor 4 și 6 sunt pozitive, care indică zone ale suprafeței în general mai mari decât osul original. Probele 2 și 3 au valorile medii 0 ceea ce indică o suprapunere aproape perfectă cu osul original, având fidelitatea geometrică cea mai ridicată.

Per total, variațiile mediilor calității punctelor sunt foarte mici, atât raportat la suprafața osului original, cât și între probe, fiind accentuată astfel calitatea procesului de segmentare și printare.

În ultimă fază, am realizat un plot de tip scatter al procentajului punctelor aflate la o distanță mai mică sau egală cu 0.05 mm față de deviația standard a punctelor. Se observă foarte clar distanțarea probei 3 față de restul replicilor prin procentajul foarte mare (99.58%) și deviația standard a punctelor foarte mică, evidențiindu-se aici cel mai bine calitatea printării cu rășină și a materialului folosit.

Probele 1, 2, 4 și 5 prezintă valori în aceeași zonă, atât a procentajului (80-90%) cât și a deviației standard. Aproximarea valorilor pentru aceste probe se datorează filamentului utilizat, materialul fiind același, diferite fiind infill-ul și duza utilizate.

Proba 6, printată cu ABS biocompatibil, prezintă cea mai mare deviație standard a punctelor și un procentaj apropiat de 80% al punctelor conforme, fiind astfel la capătul inferior al fidelității geometrice. Acest fapt nu se datorează totuși calității cu care a fost printată replica, ci a calității scanării acesteia care din factori precum luminozitate, reflexia luminii și altele nu au reprodus cu exactitate realitatea. Acestea sunt susținute și de histogramele aferente ficărei replici din Figura 3.9.

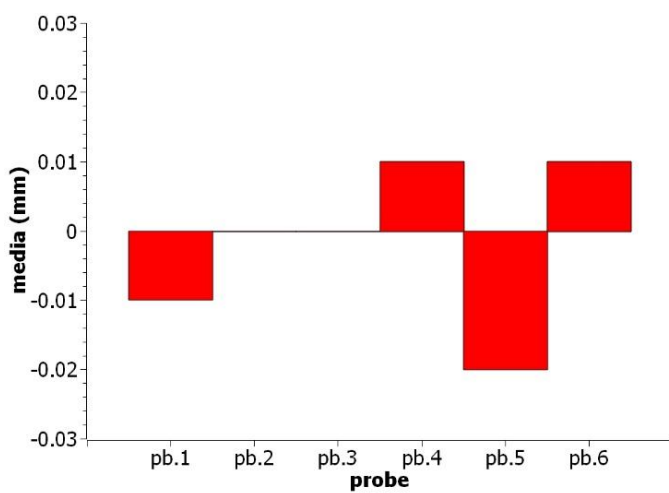


Figura 3.7: Deviația medie a replicilor față de osul original

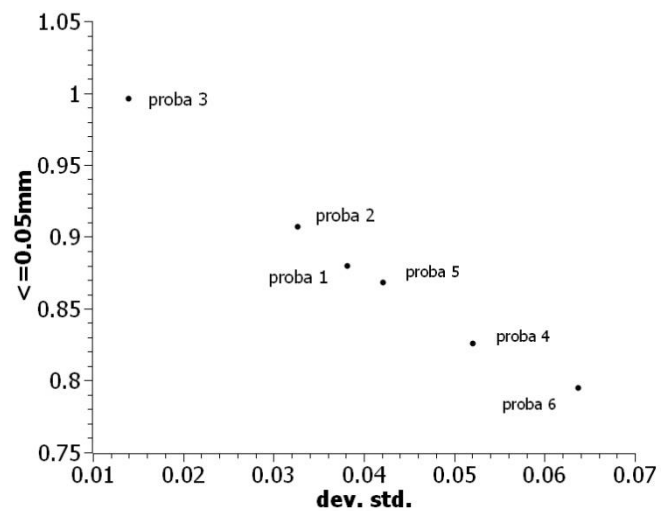


Figura 3.8: Distribuția replicilor în raport cu variația și exactitatea măsurătorilor

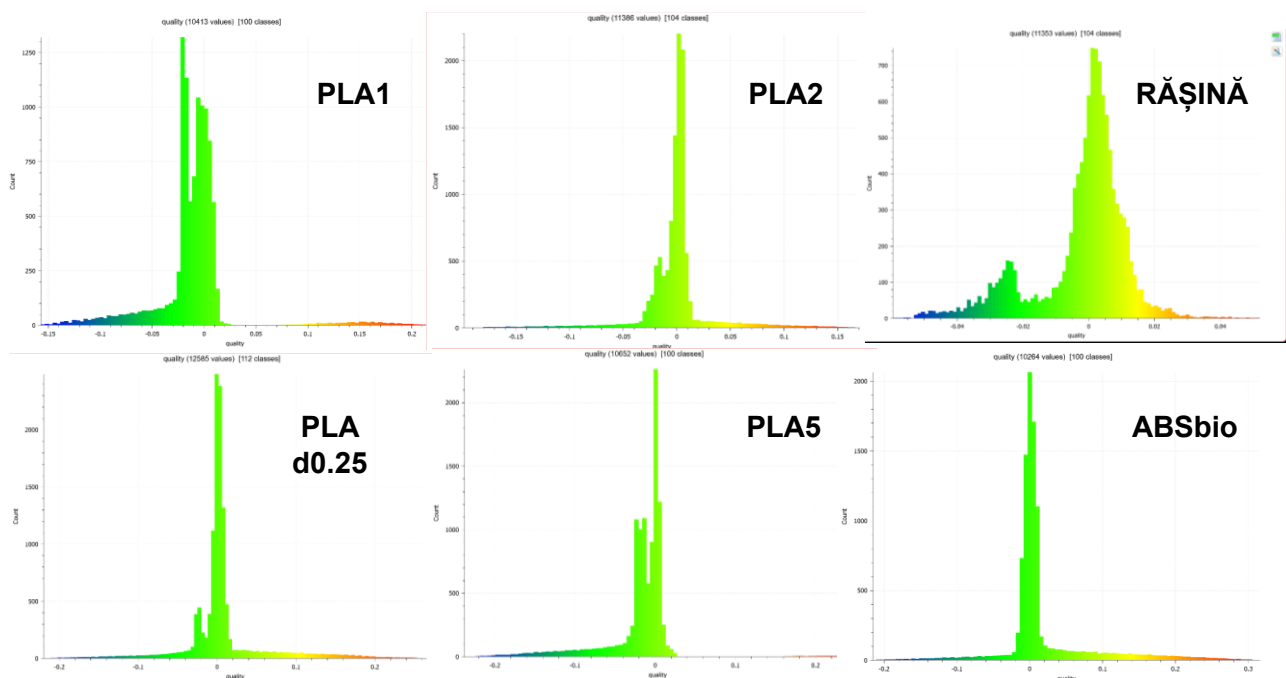


Figura 3.9: Histogramele deviației punctelor față de original pentru cele 6 replici

Concluzii

În urma tuturor analizelor efectuate în cadrul acestui studiu, se poate concluziona că replicile printate 3D ale femurului de pui au o fidelitate geometrică ridicată, indiferent de materialul sau metoda cu care acestea au fost printate.

Din punct de vedere dimensional, replicile au prezentat valori cu aproximativ 2 milimetri mai mari decât osul original, fapt datorat contracției osului natural de la scanarea acestuia și până la efectuarea măsurătorilor. Cu toate acestea, variabilitatea măsurătorilor în cadrul fiecărei probe a fost redusă, după cum reiese din dimensiunile compacte ale boxplot-urilor și distanța mică a mustăților față de box, întărind calitatea reproducerii osului original.

Rezultatele din CloudCompare susțin fidelitatea geometrică a probelor printate. Măsurătorile au scos la lumină valorile medii ale distanțelor punctelor de pe probe față de original ca fiind foarte mici, de până în 0.03 mm, sugerând o potrivire bună între suprafețele analizate. Cea mai bună suprapunere este cea a probei 3, aceasta având o deviație standard foarte mică și o medie aproape nulă, fiind considerată cea mai fidelă din punct de vedere geometric. La polul opus, media cea mai mică a calității este reprezentată de proba 5, având zone aflate în general mai în interior față de osul original.

Corelarea procentajului de puncte aflate la o distanță foarte mică de original față de deviația standard a punctelor duce la separarea probei 3 ca fiind cea mai fidelă geometric referinței, procentajul acesteia depășind 99%. Acest fapt se datorează rășinii cu care a fost printate, straturile foarte subțiri ale probei oferind o replicare de cea mai înaltă calitate, fiind cea mai apropiată replică dintre toate de osul original din punct de vedere al suprafeței. La polul opus se află proba 6 din ABS biocompatibil, care datorită calității mai slabe a scanării 3D a acestuia, are cel mai mic procent de puncte conforme (puțin sub 80%).

În concluzie, se poate afirma că replicile realizate în cadrul acestei lucrări reproduc în mod precis geometria generală a osului original. Deși există abateri sistematice în dimensiuni și variații punctuale în calitatea suprafeței, toate replicile se încadrează într-un interval de eroare mic, adecvat pentru utilizarea didactică și vizualizarea anatomică care este utilă studenților la medicină. Dintre toate replicile se remarcă proba 3 pentru fidelitatea suprafeței sale și proba 6 pentru apropierea dimensională pe care o are față

Tudose Maria Optimizarea imprimării 3D a modelelor după structuri osoase: Impactul materialelor și setărilor asupra fidelității modelelor

de original. Totodată, acestea ar putea avea aplicații și în domeniul medical, precum proteze și implanturi.

Se aduc mulțumiri ajutorului oferit în scanarea oaselor la CT de către fizicianul medical dr. Szabó László și tehnicianului radiolog Botiș Larisa de la Centrul de Cercetare IMOGEN din cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca.

Totodată, se aduc mulțumiri lect. dr. Hirian Răzvan pentru ajutorul oferit în printarea replicii din rășină.

Bibliografie

- [1] D. Salazar, M. Thompson, A. Rosen, and J. Zuniga, "Using 3D Printing to Improve Student Education of Complex Anatomy: a Systematic Review and Meta-analysis," *Med. Sci. Educ.*, vol. 32, no. 5, pp. 1209–1218, Oct. 2022, doi: 10.1007/s40670-022-01595-w.
- [2] M. J. Ziegler *et al.*, "Applications of 3D Paleontological Data at the Florida Museum of Natural History," *Front. Earth Sci.*, vol. 8, Dec. 2020, doi: 10.3389/feart.2020.600696.
- [3] "(PDF) Implementation of Convolutional Neural Networks for Lung Cancer Detection from CT Scans," ResearchGate. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/388749133_Implementation_of_Convolutional_Neural_Networks_for_Lung_Cancer_Detection_from_CT_Scans
- [4] P. J. Withers *et al.*, "X-ray computed tomography," *Nat. Rev. Methods Primer*, vol. 1, no. 1, pp. 1–21, Feb. 2021, doi: 10.1038/s43586-021-00015-4.
- [5] "X-ray tube," *Wikipedia*. Mar. 09, 2025. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=X-ray_tube&oldid=1279606025
- [6] I. Aksnes, "History of X-rays - 125 years in the making (pt 2)," Excillum. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.excillum.com/history-of-x-rays-x-ray-tubes/>
- [7] G. Lioliou *et al.*, "Nyquist-compliant cycloidal computed tomography," *Phys. Rev. Appl.*, vol. 22, no. 3, p. 034011, Sep. 2024, doi: 10.1103/PhysRevApplied.22.034011.
- [8] Z. Szucs-Farkas, "So many countries, so many customs, so many ways of using CT," *Eur. Radiol.*, vol. 35, no. 4, pp. 1913–1914, Apr. 2025, doi: 10.1007/s00330-025-11356-z.
- [9] "Photon Counting CT." Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.siemens-healthineers.com/en-us/computed-tomography/ct-technologies-and-innovations/photon-counting-ct>
- [10] "Figure demonstrating the main components of a CT machine, including... | Download Scientific Diagram." Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Figure-demonstrating-the-main-components-of-a-CT-machine-including-gantry-x-ray-tube_fig1_343519170
- [11] M. P. Hartung, A. Brown, and M. P. H. and A. Brown, "Abdominal CT: Planes," *Life in the Fast Lane • LITFL*. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://litfl.com/abdominal-ct-planes/>
- [12] "CT - Radiology Cafe." Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.radiologycafe.com/radiology-basics/imaging-modalities/ct-overview/>
- [13] "KoreaMed Synapse." Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://synapse.koreamed.org/articles/1146894>
- [14] M. Aiello, G. Esposito, G. Pagliari, P. Borrelli, V. Brancato, and M. Salvatore, "How does DICOM support big data management? Investigating its use in medical imaging community," *Insights Imaging*, vol. 12, no. 1, p. 164, Nov. 2021, doi: 10.1186/s13244-021-01081-8.
- [15] "Hounsfield unit | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org." Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://radiopaedia.org/articles/hounsfield-unit>
- [16] L. Melazzini *et al.*, "AI for image quality and patient safety in CT and MRI," *Eur. Radiol. Exp.*, vol. 9, no. 1, p. 28, Feb. 2025, doi: 10.1186/s41747-025-00562-5.
- [17] M. Aiello, G. Esposito, G. Pagliari, P. Borrelli, V. Brancato, and M. Salvatore, "How does DICOM support big data management? Investigating its use in medical imaging community," *Insights Imaging*, vol. 12, no. 1, p. 164, Nov. 2021, doi: 10.1186/s13244-021-01081-8.

- [18] S. D. Jebaraj and S. N., “JPEG-XL based Compression of DICOM Images for Reduced Storage and Transmission Costs,” in *2023 3rd International Conference on Intelligent Technologies (CONIT)*, Jun. 2023, pp. 1–6. doi: 10.1109/CONIT59222.2023.10205928.
- [19] S. Shivshankar, N. Makhija, and P. Mathusudhanan, “Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM): Biomedical and Health Informatics: Imaging and Interoperability Using HL7 and DICOM,” in *Smart Healthcare and Machine Learning*, M. A. Chaurasia, P. Balaji, and A. C. Frery, Eds., Singapore: Springer Nature, 2024, pp. 299–317. doi: 10.1007/978-981-97-3312-5_20.
- [20] H. K. Huang, “PACS, Image Management, and Imaging Informatics,” in *Multimedia Information Retrieval and Management: Technological Fundamentals and Applications*, D. D. Feng, W.-C. Siu, and H.-J. Zhang, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer, 2003, pp. 346–365. doi: 10.1007/978-3-662-05300-3_16.
- [21] “Femoral Strength and Posture in Terrestrial Birds and Non-Avian Theropods - Farke - 2009 - The Anatomical Record - Wiley Online Library.” Accessed: Jun. 11, 2025. [Online]. Available: <https://anatomypubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ar.20963>
- [22] W. Khamas and J. Rutllant, Eds., “Front Matter,” in *Anatomy and Histology of the Domestic Chicken*, 1st ed., Wiley, 2024. doi: 10.1002/9781119841739.fmatter.
- [23] lohmann, “Improving bone strength in poultry,” Lohmann Breeders. Accessed: Jun. 16, 2025. [Online]. Available: <https://lohmann-breeders.com/improving-bone-strength-in-poultry/>
- [24] “3D printing,” *Wikipedia*. Mar. 21, 2025. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=3D_printing&oldid=1281544786#History
- [25] A. Jandyal, I. Chaturvedi, I. Wazir, A. Raina, and M. I. Ul Haq, “3D printing – A review of processes, materials and applications in industry 4.0,” *Sustain. Oper. Comput.*, vol. 3, pp. 33–42, Jan. 2022, doi: 10.1016/j.susoc.2021.09.004.
- [26] R. Mendenhall and B. Eslami, “Experimental Investigation on Effect of Temperature on FDM 3D Printing Polymers: ABS, PETG, and PLA,” *Appl. Sci.*, vol. 13, no. 20, Art. no. 20, Jan. 2023, doi: 10.3390/app132011503.
- [27] “What is G-code? | Definition from TechTarget,” WhatIs. Accessed: May 17, 2025. [Online]. Available: <https://www.techtarget.com/whatis/definition/G-code>
- [28] I. Rivet, N. Dialami, M. Cervera, M. Chiumenti, and Q. Valverde, “Mechanical analysis and optimized performance of G-Code driven material extrusion components,” *Addit. Manuf.*, vol. 61, p. 103348, Jan. 2023, doi: 10.1016/j.addma.2022.103348.
- [29] “What is FDM (fused deposition modeling) 3D printing?,” Protolabs Network. Accessed: Mar. 18, 2025. [Online]. Available: <https://www.hubs.com/knowledge-base/what-is-fdm-3d-printing/>
- [30] “What is SLA printing? The original resin 3D print method,” Protolabs Network. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.hubs.com/knowledge-base/what-is-sla-3d-printing/>
- [31] “What is SLA printing? The original resin 3D print method,” Protolabs Network. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.hubs.com/knowledge-base/what-is-sla-3d-printing/>
- [32] “What is Digital Light Processing (DLP)?” Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://markforged.com/resources/learn/3d-printing-basics/3d-printing-processes/what-is-digital-light-processing-dlp>

- [33] “PolyJet 3D Printing – The Ultimate Guide | All3DP Pro.” Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://all3dp.com/2/polyjet-3d-printing-technologies-simply-explained/>
- [34] A. Mostafaei *et al.*, “Binder jet 3D printing—Process parameters, materials, properties, modeling, and challenges,” *Prog. Mater. Sci.*, vol. 119, p. 100707, Jun. 2021, doi: 10.1016/j.pmatsci.2020.100707.
- [35] B. Y. Reddy, M. Siddhartha, P. S. R. Reddy, and A. A. Lakshmi, “Influence of Process Parameters on Sheet Lamination Method-based 3D printing: A Review,” *E3S Web Conf.*, vol. 430, p. 01251, 2023, doi: 10.1051/e3sconf/202343001251.
- [36] M. Hogan, “What is Powder Bed Fusion? Plus the Best Powder Bed Fusion 3D Printers,” Nexa3D. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://nexa3d.com/blog/powder-bed-fusion/>
- [37] “Advancements in 3D Printing: Directed Energy Deposition Techniques, Defect Analysis, and Quality Monitoring.” Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2227-7080/12/6/86>
- [38] “Complete Overview of the Types of 3D Printers,” All3DP Pro. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://all3dp.com/1/types-of-3d-printers-3d-printing-technology/>
- [39] M. Leary, *Design for Additive Manufacturing*. Elsevier, 2019.
- [40] “Effect of Direct Energy Deposition Process Parameters on Single-Track Deposits of Alloy 718.” Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2075-4701/10/1/96>
- [41] C. Schmidleithner and D. M. Kalaskar, “Stereolithography,” in *In: Cvetković, D, (ed.) 3D Printing. (pp. 1-22). IntechOpen: London, UK. (2018)*, D. Cvetković, Ed., London, UK: IntechOpen, 2018, pp. 1–22. Accessed: Mar. 21, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.5772/intechopen.78147>
- [42] Y. L. Yap, C. Wang, S. L. Sing, V. Dikshit, W. Y. Yeong, and J. Wei, “Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks,” *Precis. Eng.*, vol. 50, pp. 275–285, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.precisioneng.2017.05.015.
- [43] M. Ziaee and N. B. Crane, “Binder jetting: A review of process, materials, and methods,” *Addit. Manuf.*, vol. 28, pp. 781–801, Aug. 2019, doi: 10.1016/j.addma.2019.05.031.
- [44] B. Y. Reddy, M. Siddhartha, P. S. R. Reddy, and A. A. Lakshmi, “Influence of Process Parameters on Sheet Lamination Method-based 3D printing: A Review,” *E3S Web Conf.*, vol. 430, p. 01251, 2023, doi: 10.1051/e3sconf/202343001251.
- [45] T. C. Dzogbewu and D. de Beer, “Powder Bed Fusion of Multimaterials,” *J. Manuf. Mater. Process.*, vol. 7, no. 1, Art. no. 1, Feb. 2023, doi: 10.3390/jmmp7010015.
- [46] “Sante DICOM Viewer Lite | Santesoft LTD.” Accessed: Mar. 18, 2025. [Online]. Available: <https://santesoft.com/win/sante-dicom-viewer-lite/sante-dicom-viewer-lite.html>
- [47] “Anycubic ABS-Like Resin Pro 2 - Increased Elongation for Superior Toughness,” ANYCUBIC-STORE. Accessed: May 24, 2025. [Online]. Available: <https://store.anycubic.com/products/abs-like-resin-pro-2>
- [48] “Ultimaker 2 display and controller.” Accessed: Mar. 22, 2025. [Online]. Available: <https://support.makerbot.com/s/article/1667337905185>
- [49] “UltiMaker S5: Expand your 3D printing ambitions.” Accessed: Mar. 22, 2025. [Online]. Available: <https://ultimaker.com/3d-printers/s-series/ultimaker-s5/>

- [50] A. Dean, "Ultimaker's larger platform S5 & new materials," DEVELOP3D. Accessed: Mar. 22, 2025. [Online]. Available: <https://develop3d.com/3d-printing/ultimaker-s5-materials-additive-manufacturing/>
- [51] "ELEGOO Mars 2 2K Resin 3D Printer," ELEGOO EU. Accessed: May 24, 2025. [Online]. Available: <https://eu.elegoo.com/products/elegoo-mars-2-mono-lcd-3d-printer>
- [52] "Ender-3 3D Printer," Creality. Accessed: May 24, 2025. [Online]. Available: <https://www.creality.com/products/ender-3-3d-printer>
- [53] K. Engine, "Free Photogrammetry Creator and Editor | Photo Scan - KIRI Engine," KIRI Engine: 3D Scanner App. Accessed: May 31, 2025. [Online]. Available: <https://www.kiriengine.app/features/photo-scan>
- [54] P. Cignoni, M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli, and G. Ranzuglia, "MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool," 2008, *The Eurographics Association*. doi: 10.2312/LOCALCHAPTEREVENTS/ITALCHAP/ITALIANCHAPCONF2008/129-136.
- [55] K. Iqbal, "PLY - Format de fișier Polygon 3D." Accessed: Jun. 08, 2025. [Online]. Available: <https://docs.fileformat.com/ro/3d/ply/>
- [56] "CloudCompare - Open Source project." Accessed: Jun. 08, 2025. [Online]. Available: <https://www.danielgm.net/cc/>

Apendice

Acest document face parte din lucrarea de licență și are rolul de a ajuta la parcurgerea ei.

În continuare este afișat tabelul aferent măsurătorilor preluate cu șublerul tuturor oaselor, atât cel original, cât și replicile. În acesta sunt prezente măsurătorile efectuate atât lungimilor oaselor, cât și lățimilor în cele 3 zone prezentate. Pentru fiecare os în parte s-au efectuat câte 3 măsurători.

replică	lungime (mm)	lățime (mm)		
		1	2	3
original	65.80	8.30	16.58	11.68
	66.06	8.66	16.30	11.10
	66.08	8.70	16.20	11.06
proba 1	67.86	10.10	18.24	13.20
	67.88	10.24	18.26	12.36
	67.90	10.90	18.30	12.52
proba 2	67.78	10.78	18.00	12.76
	67.62	10.04	17.98	11.88
	67.74	11.06	18.02	12.16
proba 3	68.40	10.00	18.00	12.64
	68.26	10.46	18.00	12.30
	68.24	10.48	18.00	12.20
proba 4	67.60	10.30	17.96	12.38
	67.56	10.60	17.80	11.78
	67.52	10.64	18.00	11.68
proba 5	67.96	10.60	17.70	12.20
	67.90	10.66	17.74	12.46
	67.80	10.66	17.74	12.44
proba 6	67.44	10.80	17.62	12.50
	67.14	10.68	17.58	11.96
	67.24	10.60	17.60	12.06

Tabel A3.1: Măsurătorile integrale preluate cu șublerul

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnatul, Tudose Maria, declar că Lucrarea de absolvire/Lucrarea de licență/Proiectul de diplomă/Lucrarea de disertație 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,

Tudose Maria

Semnătură,

