

**Academia
Oamenilor de Știință
din România**



**Academy
of Romanian
Scientists**

Add: Splaiul Independenței nr. 54 sector 5, 050094, București, ROMANIA, Cod Fiscal: 5091859
Tel. 00-4021/314.74.91; Fax. 00-4021/314.75.39, Web-site: www.aos.ro, E-mail: aosromania@yahoo.com

**Materiale compozite pentru aplicații în medicină și inginerie, obținute prin
fabricație aditivă**

RAPORT FINAL

Autor:

Conf. dr. ing. Daniel VLĂSCÉANU

Coordonator:

Prof. dr. ing. Anton HADĂR

CUPRINS

1. Introducere	2
2. Tehnologii de imprimare 3D	3
3. Obținerea de piese prin procedee de fabricație aditivă	11
4. Proiectarea și realizarea prin fabricație aditivă a unui dispozitiv utilizat la fixarea protezei de șold	28
5. Concluzii	53
Bibliografie	53

1. Introducere

Imprimarea 3D este cunoscută și sub alte denumiri, mai mult sau mai puțin similare, precum fabricație aditivă - AM (additive manufacturing), fabricare rapidă - RM (rapid manufacturing) sau prototipare rapidă - RP (rapid prototyping). Alte denumiri mai puțin uzuale sunt: producție digitală (digital manufacturing), fabricare digitală (digital fabrication), fabricare în straturi (layered manufacturing) sau fabricare DMF (desktop manufacturing).

Unul dintre avantajele imprimării 3D îl constituie utilizarea imprimantelor 3D, care permit designerilor să producă, într-un timp foarte scurt, un prototip. În consecință, prototipul poate fi testat și remodelat rapid. Spre exemplu, constructorii de autoturisme pot obține, cu ajutorul aparatelor de imprimare, componente cu forme extrem de complexe. Realizarea acestor piese prin metode clasice durează câteva săptămâni, însă folosirea noilor tehnologii de imprimare reduce acest interval de timp la nivel de ore. Astfel, timpul câștigat oferă posibilitatea testării mai multor variante ale componentelor, cu scopul dezvoltării cât mai rapide a soluției necesare.

2. Tehnologii de imprimare 3D

Clasificarea tehnologiilor de imprimare 3D:

- **SLM – Sinterizare (Topire) Laser a Metalelor** (Selective Laser Melting / Direct Metal Laser Sintering);
- **3DP – Printare inkjet tridimensională;**
- **LOM – Fabricare Stratificată prin Laminare** (Laminated Object Manufacturing);
- **PJP – Printare PolyJet cu Fotopolimeri** (PolyJet Printing).

2.1 SLM – Sinterizare (Topire) Laser a Metalelor (Selective Laser Melting / Direct Metal Laser Sintering)

Tehnologia SLM (Selective Laser Melting) sau Sinterizarea (Topirea) Laser a Metalelor, este o subramură a tehnologiei SLS - Sinterizare Laser Selectivă, cu un

procedeu de fabricație aditivă similar. Tehnologia mai poartă numele de DMLS (Direct Metal Laser Sintering) sau Laser Cusing.

Spre deosebire de Sinterizarea Laser Selectivă, tehnologia SLM utilizează pulberi metalice drept material de construcție, care sunt topite și sudate împreună cu ajutorul unui laser de mare putere. Straturile subțiri de pulbere metalică atomizată sunt succesiv topite și solidificate la nivel microscopic în interiorul unei camere de construcție închisă, care conține gaz inert (argon sau azot) în cantități controlate strict, la un anumit nivel de oxigen. După terminare, piesa 3D este scoasă din camera de construcție și este supusă unui tratament termic și de finisare, în funcție de aplicație. Principiul tehnologic al acestor imprimante este prezentat în figura 1.

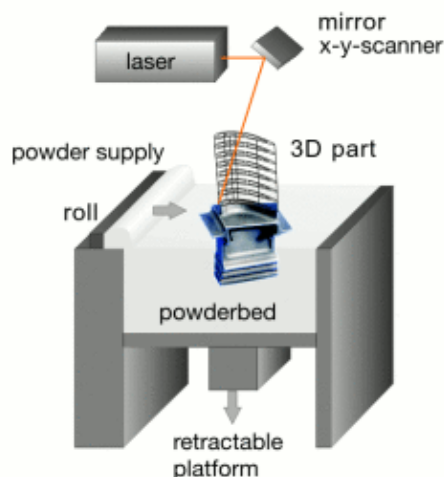


Fig. 1 Principiul tehnologic SLM

Cu o utilizare industrială specializată, tehnologia SLM poate fi încadrată, mai degrabă, în domeniul prototipării rapide, decât în cel al printării 3D. Echipamentele sunt extrem de scumpe, depășind, în general, 100000 EUR.

O tehnologie similară este EBM (Electron Beam Melting), care utilizează un fascicul de electroni ca sursă de energie.

Materiale utilizate:

Pulberi metalice din oțel inoxidabil, oțel de scule, aliaj cobalt-crom, titan și aluminiu.

Avantaje tehnologie SLM/DMLS:

Acuratețe bună a modelului 3D, paleta de materiale speciale metalice, piese fabricate rezistente, posibilitatea construcției unor geometrii organice sau extrem de complexe, piese ușoare (industria aerospațială, medicină), flexibilitate a modelelor printate (pot fi utilizate ca modele finale sau ca modele de testare).

Dezavantaje tehnologie SLM/DMLS:

Tehnologie scumpă, care se traduce în cost mare și în dimensiuni mai mari ale imprimantelor, materiale de printare speciale și scumpe, prototipuri care pot necesita operații adiționale de întărire. Timp de răcire mare după printare, pentru obiecte mari.

Aplicații SLM/ DMLS:

Prototipuri rezistente pentru testare funcțională, piese de geometrii organice, complexe și structuri cu pereți subțiri și goluri sau canale ascunse, piese metalice complexe din materiale speciale produse în serie mică. Forme hibride, în care geometrii solide/pațiale/tip zăbrele pot fi realizate împreună, pentru crearea unui singur obiect (ex. implanturi ortopedice, în care integrarea osoasă este sporită de geometria suprafeței).

2.2 3DP – Printare inkjet tridimensională

Tehnologia de printare tridimensională 3DP (Three-Dimensional Printing) mai poartă și numele de 3D inkjet printing sau Plaster-based 3D printing (PP). Printarea tridimensională a fost printre primele tehnologii 3D pătrunse în România și reprezintă încă tehnologia favorită în domenii precum: arhitectură și design. Până la apariția tehnologiei LOM cu hârtie, 3DP era singura tehnologie care permitea printarea 3D color.

Printarea tridimensională 3DP implică utilizarea tehnologiei de printare inkjet pentru solidificarea unei pulberi introdusă în camera de construcție (fabricare) a imprimantei, prin lipirea particulelor cu ajutorul unui material liant. Principiul tehnologic al unei astfel de imprimante este prezentat în figura 2.

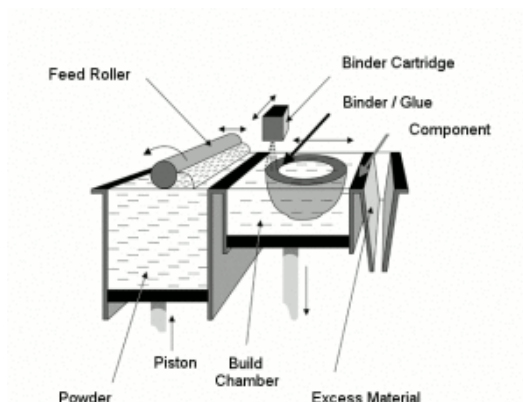


Fig. 2 Principiul tehnologic 3DP

Inițial, modelul 3D CAD este convertit în secțiuni transversale (felii) ale obiectului, trimise apoi imprimantei. Un strat subțire de pulbere este introdus în platforma de construcție, după care este întins, distribuit și comprimat uniform cu ajutorul unei role speciale. Capul de printare aplică apoi jetul de material liant, urmând structura (felia) proiectată a modelului 3D și rezultând astfel un layer (strat) al obiectului 3D, din pulbere solidificată cu liant. Odată ce un strat este finalizat, platforma de construcție coboară cu exact grosimea unui strat, după care procesul de printare este reluat.

Prin repetarea acestor operații se vor construi straturi succesive, unul deasupra celuilalt, până la realizarea piesei finale. Pe măsură ce procesul avansează, piesa este cufundată în pulbere, ceea ce constituie un suport natural pentru geometriile mai complexe.

După finalizare și după scoatere din camera de construcție, piesa finală se introduce într-o cuvă, pentru îndepărtarea prin suflare a pulberii rămase în diversele cavități și în goluri. În cursul printării liantului pot fi adăugate și culori, rezultând obiecte 3D color cu aplicabilitate în multe domenii.

În cazul pulberilor de amidon sau ipsos, piesele 3D printate sunt, de obicei, infiltrate cu material de etanșare sau cu întăritori, pentru îmbunătățirea durității și calității suprafeței. Pulberea rămasă în camera de construcție poate fi reutilizată la printările ulterioare.

Costul echipamentelor bazate pe tehnologia 3DP/3D inkjet printing începe de la aproximativ 20000 EUR, însă, pentru echipamentele industriale (pulberi PMMA și volume mari de construcție) poate depăși 150000 EUR.

O altă tehnologie nouă, numită 3D paper printing, îmbină printarea inkjet cu tehnologia LOM. Straturi succesive de hârtie sunt decupate în forma secțiunii transversale, formând straturile modelului 3D, iar acestea sunt lipite unul peste altul, cu ajutorul unui cap de printare, care aplică un jet de material adeziv. Tehnologia permite, de asemenea, printarea color a modelului 3D dorit, utilizând cerneala inkjet obișnuită.

Materiale utilizate:

Pulberi (amidon, ipsos, pulberi plastice PMMA, alte tipuri).

Avantaje tehnologie 3DP/3D inkjet printing:

Viteza mare de printare, materiale nu foarte scumpe, prototipuri 3D printate integral color, cu impact vizual maxim. Funcționare silențioasă a imprimantelor 3D, echipamentele pretabile în mediul office.

Dezavantaje tehnologie 3DP/3D inkjet printing:

Modele 3D destul de fragile, necesită întărire prin infiltrare pentru îmbunătățirea rezistenței mecanice. Rezoluție și suprafațe medii ca nivel de finisare. Gama de materiale este limitată. Manipularea pulberilor, curățarea piesei și infiltrarea pentru întărire pot genera praf și deranj în mediul office.

Aplicații tehnologie 3DP/3D inkjet printing:

Printarea color are aplicabilitate în multe domenii unde aspectul vizual are importanță maximă: arhitectură, design conceptual, modele marketing, vizualizare științifică, educație etc.

2.3 LOM – Fabricare Stratificata prin Laminare (Laminated Object Manufacturing)

Tehnologia LOM (Laminated Object Manufacturing) sau Fabricarea Stratificată prin Laminare este o tehnologie mai puțin cunoscută, cu toate că, primul sistem de fabricare LOM a fost dezvoltat încă din 1991, de către compania Helisys Inc.

Tehnologia LOM permite fabricarea stratificată a obiectului 3D din straturi de hârtie sau plastic, care sunt lipite împreună, unul peste altul iar apoi sunt decupate cu ajutorul unui cuțit sau al unui laser. Materialul de printare folosit poate fi furnizat atât în rola (plastic), cât și în foi sau coli (hârtie).

Inițial, modelul 3D CAD este convertit în secțiuni transversale (felii) ale obiectului, trimise apoi imprimantei. Cu ajutorul unei surse laser sau al unui cuțit, imprimanta decupează din foaia de material solid straturile care vor compune piesa 3D. Restul de material nefolosit în urma decupării este caroiat mărunț de cuțit (sau sursa laser) pentru ca, la sfârșitul procesului, să poată fi îndepărtat manual. Stratul finalizat este lipit de stratul anterior cu ajutorul unui adeziv aplicat pe partea inferioară a foii.

Tot timpul construcției, piesa 3D este încadrată (împachetată) în materialul de construcție, ceea ce permite printarea unor geometrii complicate, fără material suport. La finalul procesului, piesa 3D apare împachetată în materialul aflat în exces, care va fi îndepărtat manual. Restul de material este aruncat, neputând fi utilizat la printări ulterioare. Principiul tehnologic al unei astfel de imprimante este prezentat în figura 3.

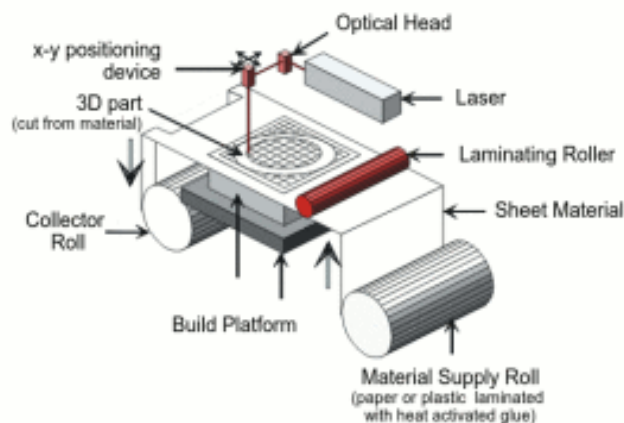


Fig. 3 Principiul tehnologic LOM

O tehnologie nouă, denumită 3D paper printing, îmbină printarea inkjet cu tehnologia LOM. Secțiunile transversale din hârtie sunt întâi printate color, utilizând tehnologia inkjet obișnuită iar apoi sunt decupate în straturi, rezultând un model 3D cu rezoluție full-color.

Costul echipamentelor care utilizează această tehnologie este de 10000-25000 EUR, fără TVA, însă prezintă marele avantaj al utilizării unor consumabilele extrem de ieftine (hârtia obișnuită).

Materiale utilizate: hârtie (foi obișnuite), plastic (role)

Avantaje tehnologie LOM:

Materiale de printare foarte ieftine (hârtie A4 obișnuită), acuratețe și precizie destul de bună, permite printarea modelelor mai mari care nu au detalii complicate. Prototipuri 3D printate full color, cu impact vizual maxim. Echipamentele pretabile în mediul office (fără praf, substanțe chimice, operații periculoase de post-procesare).

Dezavantaje tehnologie LOM:

Gamă limitată de materiale, proprietăți slabe ale materialelor, materialul nefolosit trebuie îndepărtat manual, pierderi de material destul de mari (restul neutilizat al colii se aruncă). Volume de printare limitate.

Aplicații tehnologie LOM:

Testare fizică a formei, modele 3D voluminoase (al căror cost de producție trebuie să fie mic), piese nu extrem de detaliate. Printarea color are aplicabilitate în multe domenii unde aspectul vizual are importanță maximă: arhitectură, design conceptual, modele marketing, vizualizare științifică, educație. Servicii tip pay-per-print (datorită costurilor mici de printare).

2.4 PJP – Printare PolyJet cu Fotopolimeri (PolyJet Printing).

Tehnologia de printare 3D PJP (PolyJet Printing), întâlnită și sub numele de Jetted Photopolymer, sau sub denumirea de MultiJet Printing (MJP), este o altă tehnologie de fabricare aditivă, similară, oarecum, cu stereolitografia (SLA), deoarece, utilizează tot foto-solidificarea unui fotopolimer lichid. Tehnologia PolyJet este însă similară și cu tehnologia de printare inkjet obișnuită. Spre deosebire de imprimantele de birou, care

spreiază un jet de cerneală, imprimantele 3D PolyJet emit un jet de fotopolimeri lichizi, care sunt ulterior întăriți la lumină UV.

Modelul 3D CAD este inițial convertit în secțiuni transversale (felii) ale obiectului, transmise apoi imprimantei. Capul de printare spreiază un jet de fotopolimeri lichizi, cu care proiectează o secțiune transversală extrem de subțire, pe platforma de construcție. Această secțiune este apoi întărită cu ajutorul luminii UV, după care, procesul se repetă strat după strat, creând modelul 3D final. Modelele complet întărite pot fi manipulate și utilizate imediat, fără operații suplimentare de post-procesare. Principiul tehnologic al unei astfel de imprimante este prezentat în figura 4.

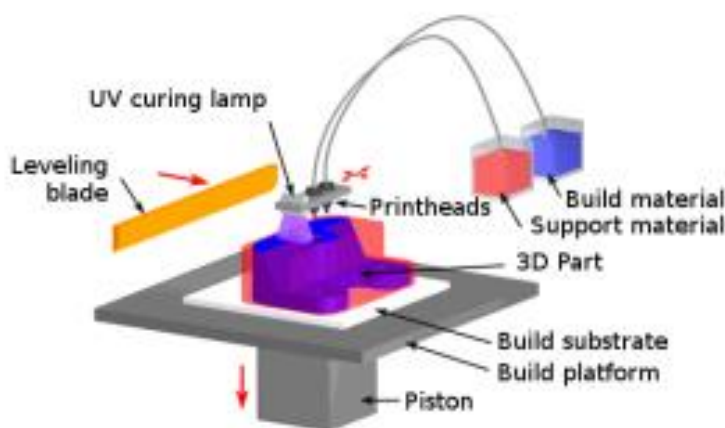


Fig. 4 Principiul tehnologic PJP

În cazul geometriilor complicate sau al consolelor, imprimanta utilizează un material suport de consistență similară gelului, ca susținere a geometriei. Acesta poate fi ulterior îndepărtat manual, cu ajutorul unui jet de apă.

Imprimantele pot avea două sau mai multe capete de printare, unul pentru fotopolimerul de construcție și celălalt pentru materialul solubil (gel). Utilizând capete multiple, tehnologia PolyJet permite inclusiv printarea cu două materiale diferite în cadrul aceluiași proces de construcție. Se pot astfel obține prototipuri printate din diverse materiale, cu diverse proprietăți fizice.

Costul echipamentelor care utilizează această tehnologie PolyJet pornește de la circa 18000 EUR, fără TVA, pentru modelele desktop, însă, pentru imprimantele profesionale costurile pot ajunge la 100000 EUR.

Materiale utilizate:

Fotopolimeri de diverse tipuri (rigizi, maleabili, transparent, opaci, biocompatibili, elastomeri).

Avantaje tehnologie PolyJet:

Acuratețe și precizie extrem de bună, suprafețe printate fine și precise, care nu mai necesită prelucrare ulterioară, modele 3D cu detalii complexe, prototipuri 3D printate din materiale multiple, cu proprietăți fizico-mecanice variate. Gama variată de materiale de printare cu proprietăți mecanice diferite. Echipamentele pretabile în mediul office (fără praf, fără substanțe chimice, fără operații periculoase de post-procesare). Tehnologie eficientă din punct de vedere al costurilor pentru piese mici.

Nu necesită operații ulterioare de întărire a modelului 3D printat. Operații ușoare de post-procesare (îndepărtarea materialului suport).

Dezavantaje tehnologie PolyJet:

Piese nu rezistă bine la temperatură, cost destul de mare al materialului de construcție, neeficient economic pentru piese de dimensiuni mai mari. Operațiile ulterioare de îndepărtare a materialului suport nu sunt atât de curate și nu se pretează în mediul office.

Aplicații tehnologie PolyJet:

Piese și subansamble rezistente pentru testare funcțională, design conceptual, modele de prezentare și marketing, piese de detaliu pentru diverse aplicații, producții de serie foarte mică. Forme de turnare. Prototiparea rapidă a pieselor și sculelor de mici dimensiuni cu caracteristici complexe, matrițe master pentru piese turnate din uretan.

3. Obținerea de piese prin procedee de fabricație aditivă

3.1 Modelarea unei vertebre lombare umane pornind de la date de scanare CT

Modelarea în Mimics 10 se face pornind de la fișierele CT, care sunt importate cu File→Import Images (fig. 5). Importul se poate realiza manual, alegând din lista fișierelor dicom (extensie .dcm) imaginile dorite, sau, automat, toate fișierele din directorul ales fiind convertite cu specificațiile implicite din scanare (dimensiune pixeli, rezoluție etc.).

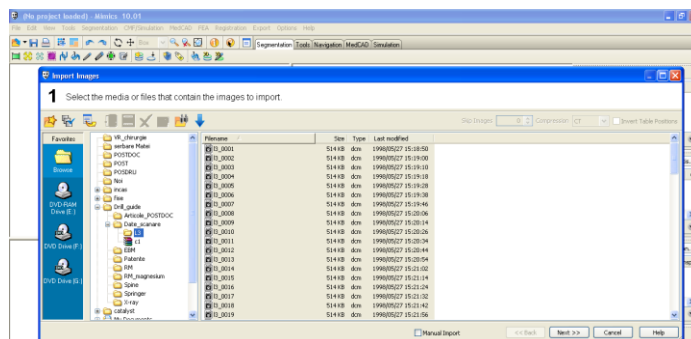


Fig. 5 Importul în Mimics al fișierelor .dicom

După realizarea importului, se orientează imaginea, așa cum se poate observa în figura 6.

Pe ecran sunt prezentate secțiuni ale vertebrei în cele trei plane: frontal, transversal și sagital, plus o fereastră, în care se afișează modelul 3D (fig. 7).

Secțiunile CT afișate conțin pixeli, cărora le este asociată o anumită valoare de gri. Acești pixeli pot fi grupați după o anumită valoare de prag (denumită thresholding, fig. 8), operația fiind cunoscută sub denumirea de segmentare (obiectul este vizualizat printr-o “mască” de o anumită culoare). Astfel, obiectul segmentat conține pixelii din imagine, care au o valoare mai mare sau egală cu valoarea de prag (fig. 9).

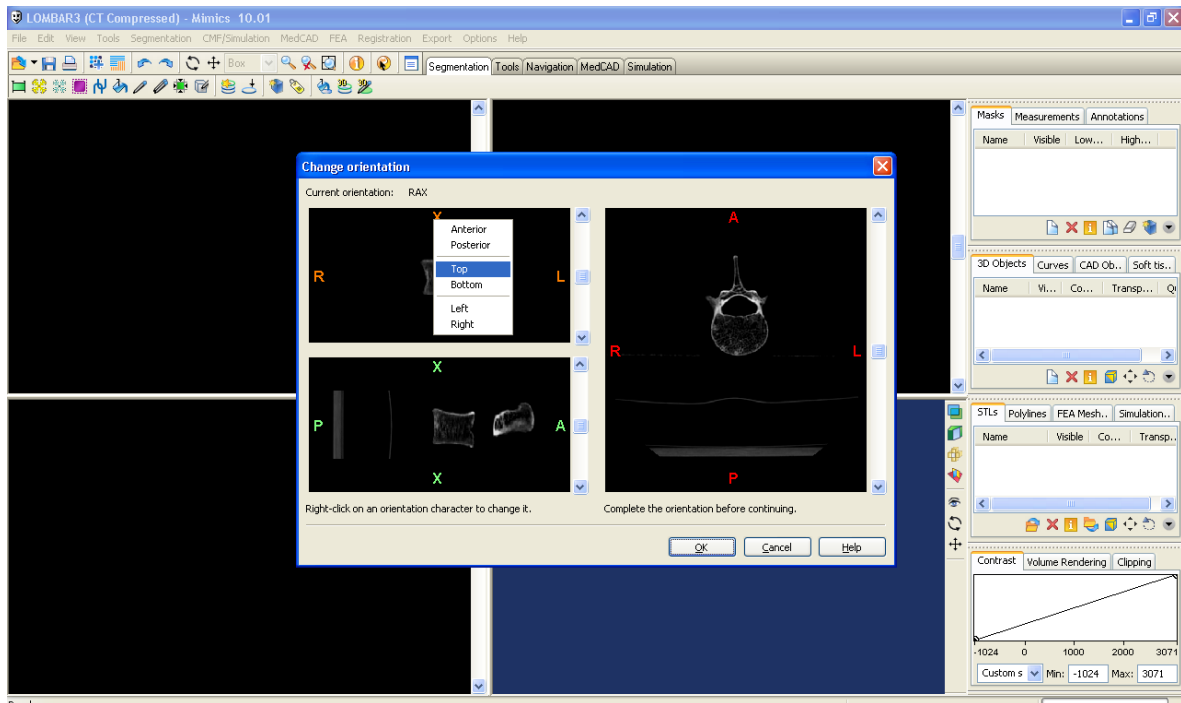


Fig.6 Secțiuni CT ale vertebrei L3 în cele trei vederi

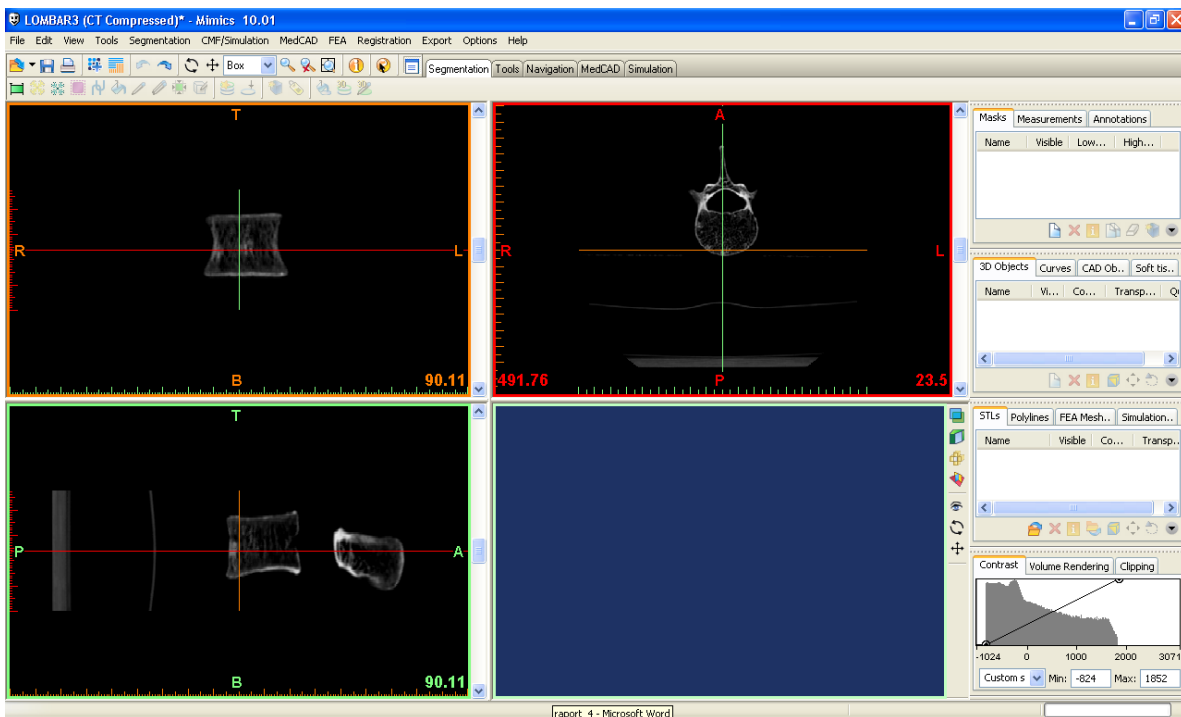


Fig. 7 Poziționarea secțiunilor vertebrei

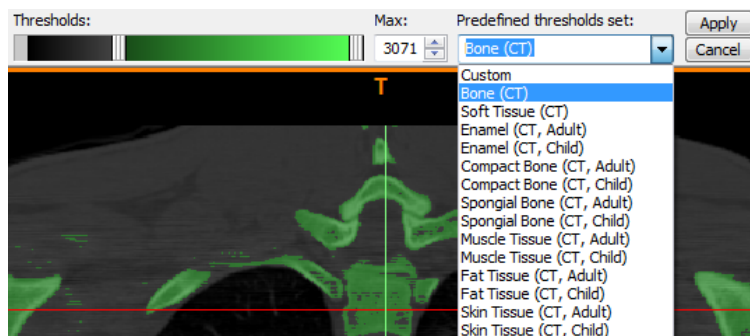


Fig. 8 Segmentarea imaginii - alegerea unei valori de prag (thresholding)

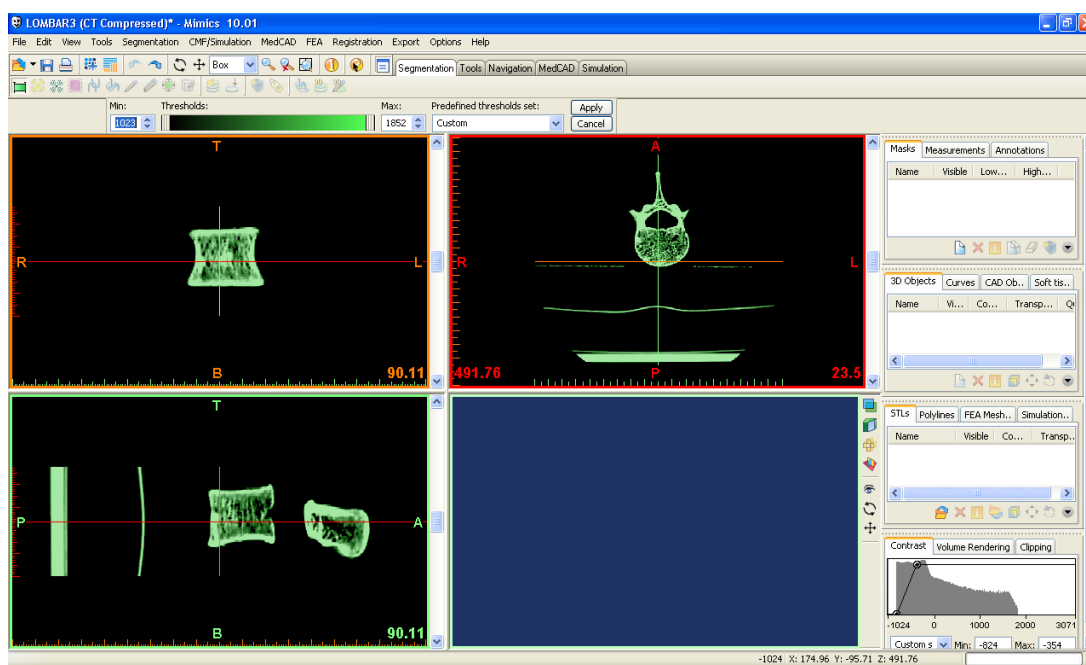


Fig. 9 Aplicarea unei valori de prag pentru segmentarea vertebrei

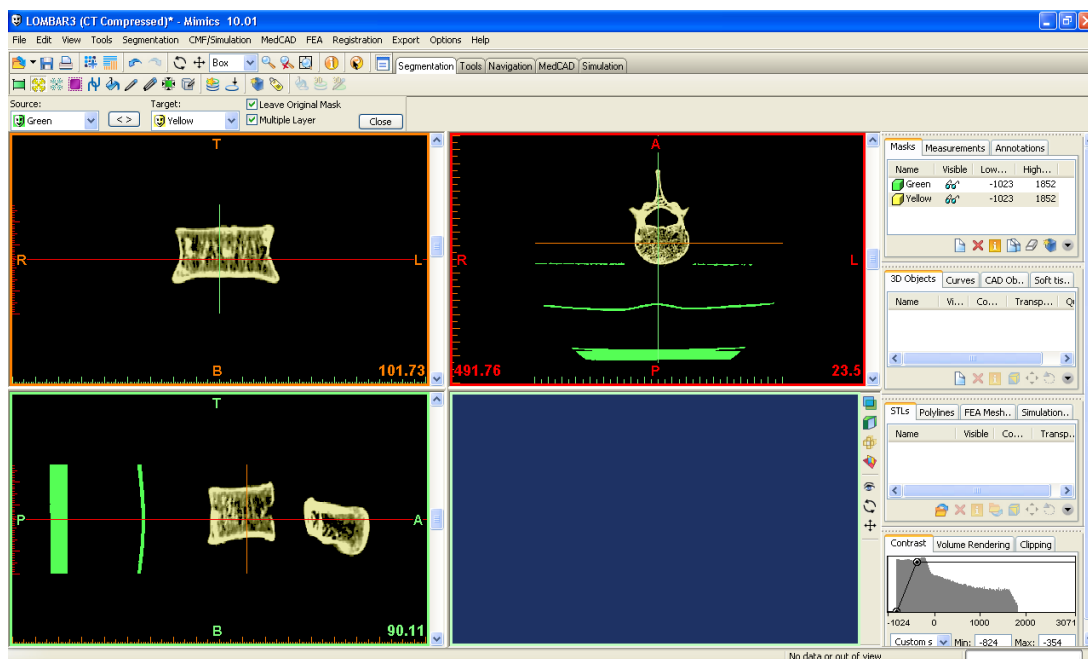


Fig. 10 Aplicarea operației de creștere pentru selectarea din imagini doar a vertebrei

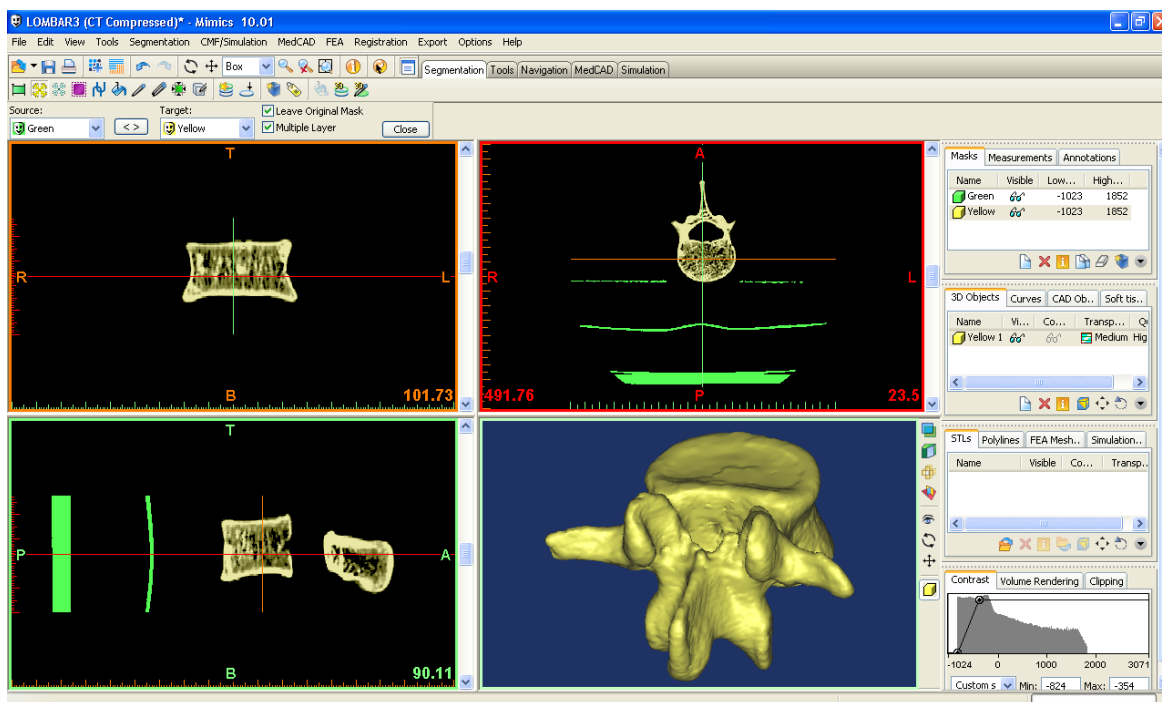


Fig. 11 Crearea unei reprezentări 3D din masca galbenă

În cazul în care se dorește obținerea mai multor obiecte din aceeași segmentare, atunci, este necesară crearea unei alte măști, prin utilizarea opțiunii Growing tool.

Pentru cazul studiat al vertebrei L3 se alege o valoare de prag, care să permită obținerea unui model 3D cât mai complet. De asemenea, se aplică operații specifice de curățire a pixelilor nedoriți sau eronați.

În figurile 10-15 sunt prezentate etapele succesive care au condus la obținerea modelului 3D. Secțiunile au fost editate pentru eliminarea anumitor pixeli și pentru îmbunătățirea calității suprafețelor modelului (fig. 16).

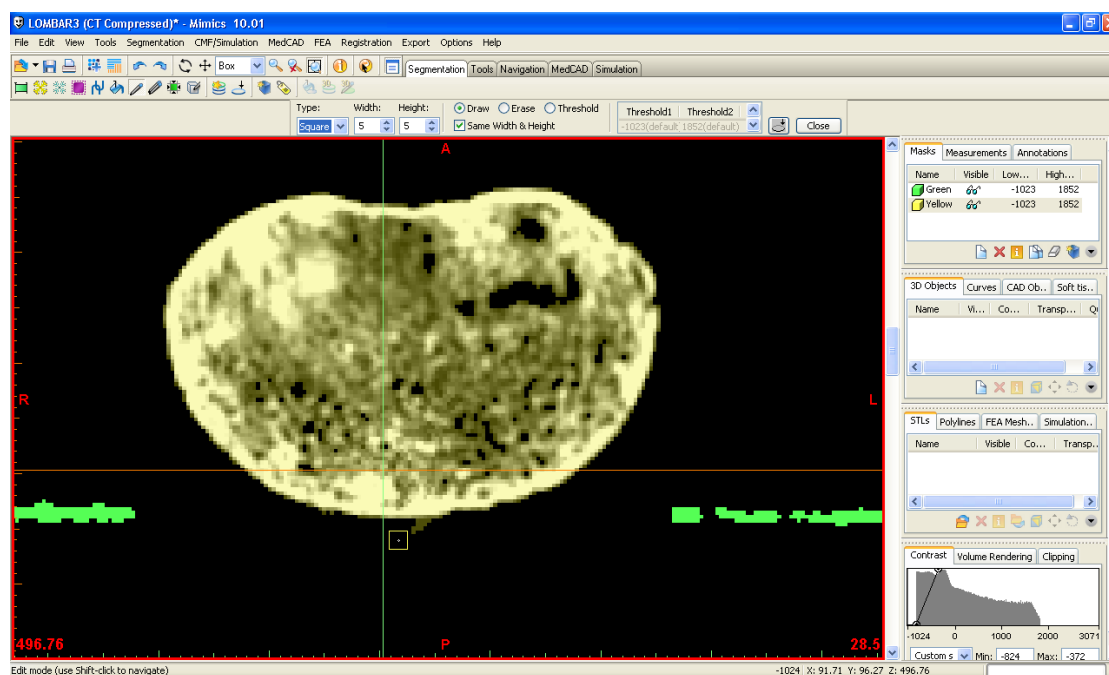


Fig. 12 Editarea secțiunilor pentru eliminarea pixelilor de pe exteriorul corpului vertebral

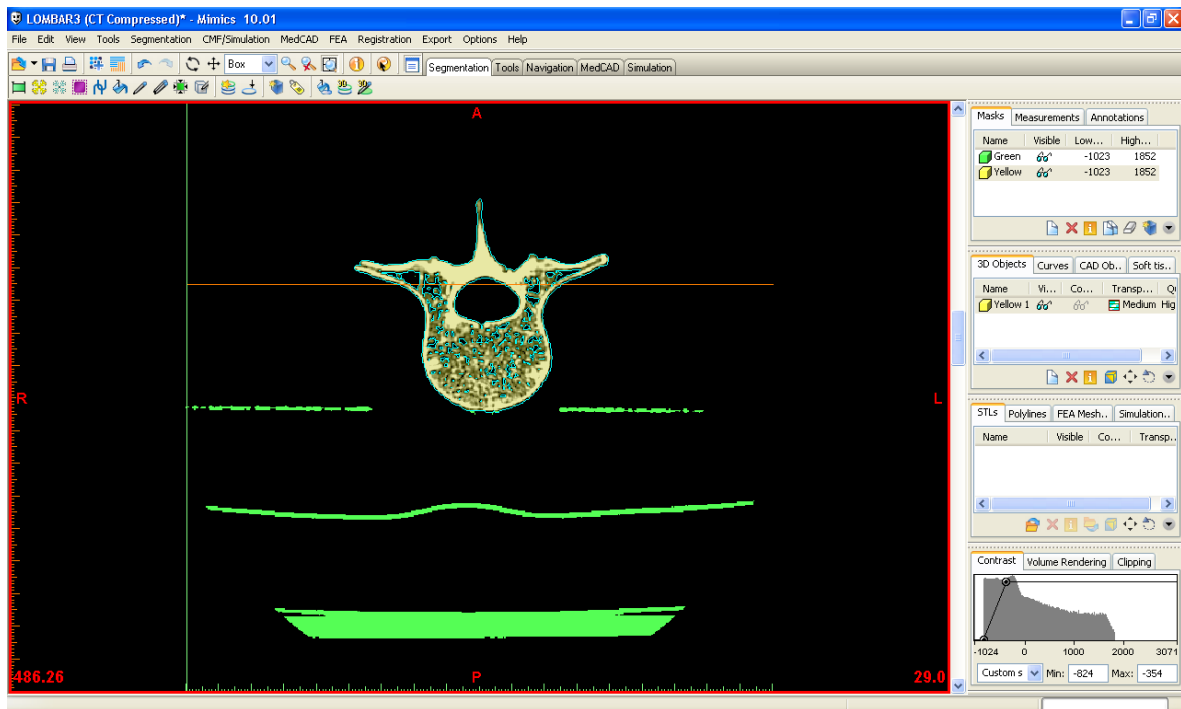


Fig. 13 Crearea de polilinii 3D

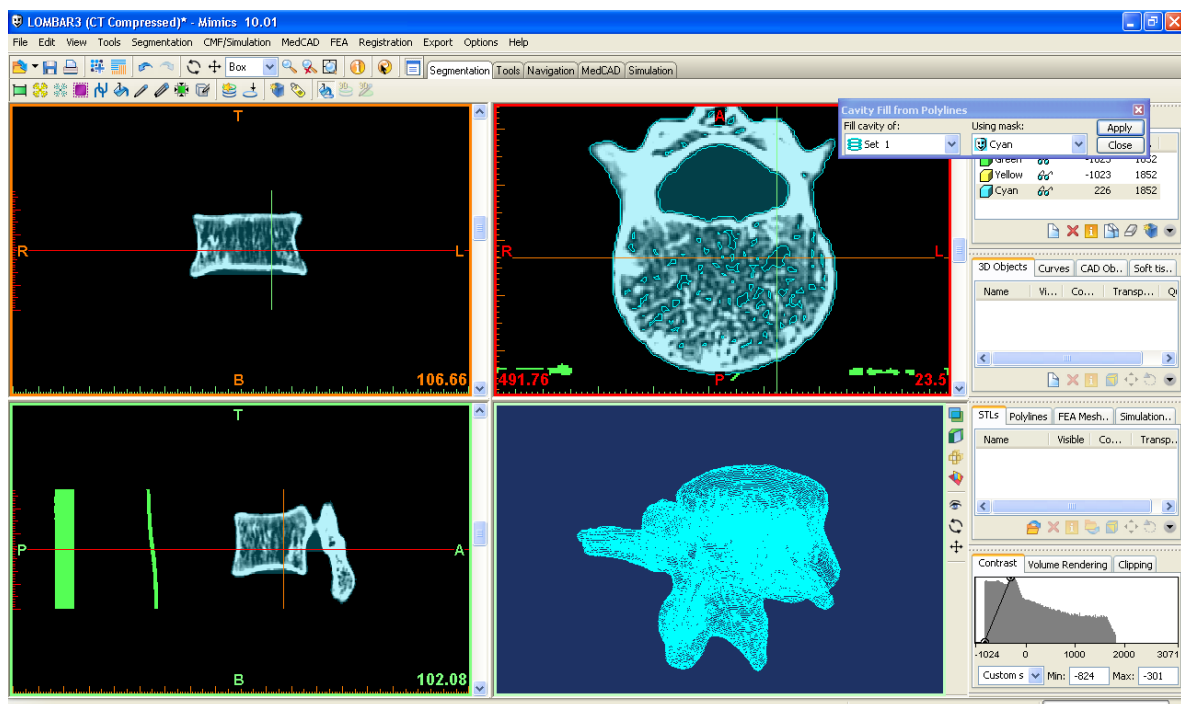


Fig. 14 Umplerea cavităților din interiorul poli-liniilor

Pentru masca galbenă se generează polilinii, care indică spații închise (găuri) în interiorul modelului (fig. 13). Se aplică opțiuni de editare prin umplerea găurilor din interiorul fiecărei secțiuni (fig. 14). Se creează astfel o nouă mască, din care, apoi, se generează corpul 3D.

În figura 15 este prezentat modelul 3D al măștii albastre. Modelul obținut poate fi supus unor operații de reducere a numărului de triunghiuri sau de netezire a suprafeței, în scopul îmbunătățirii aspectului.

Netezirea, de exemplu, se realizează prin indicarea unui factor de netezire (cuprins între 0 și 1) și a unui număr de iterații (cuprins între 1 și 500).

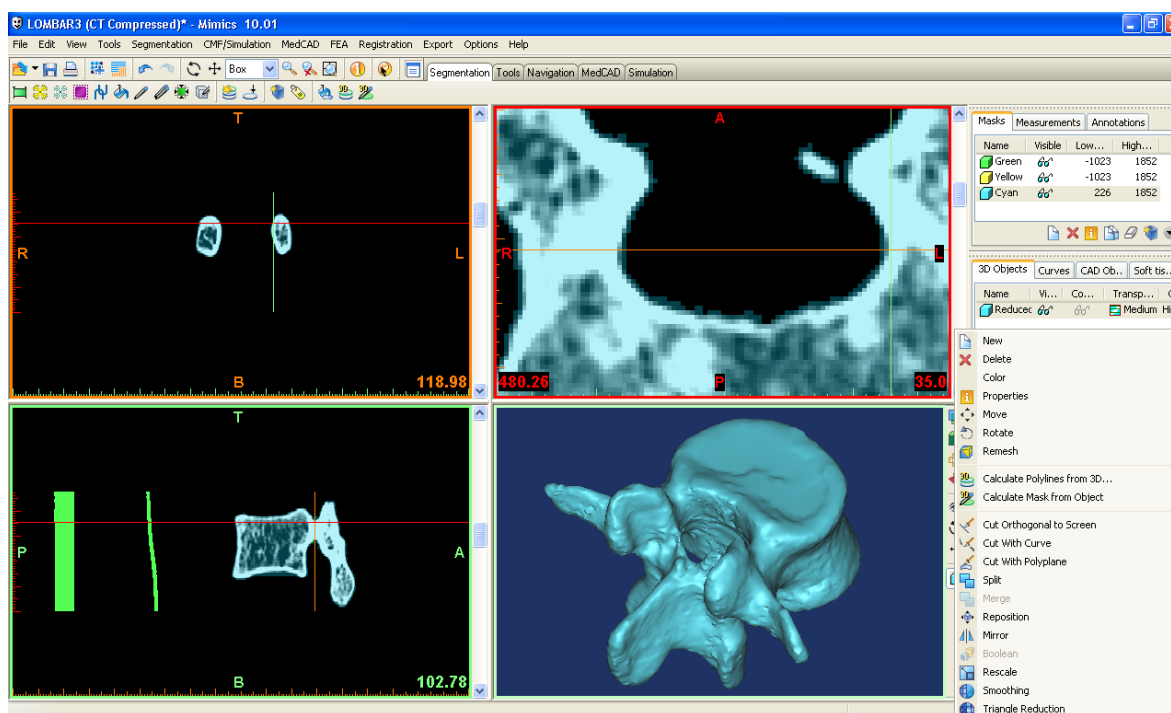


Fig. 15 Crearea modelului 3D pentru masca “albastră”

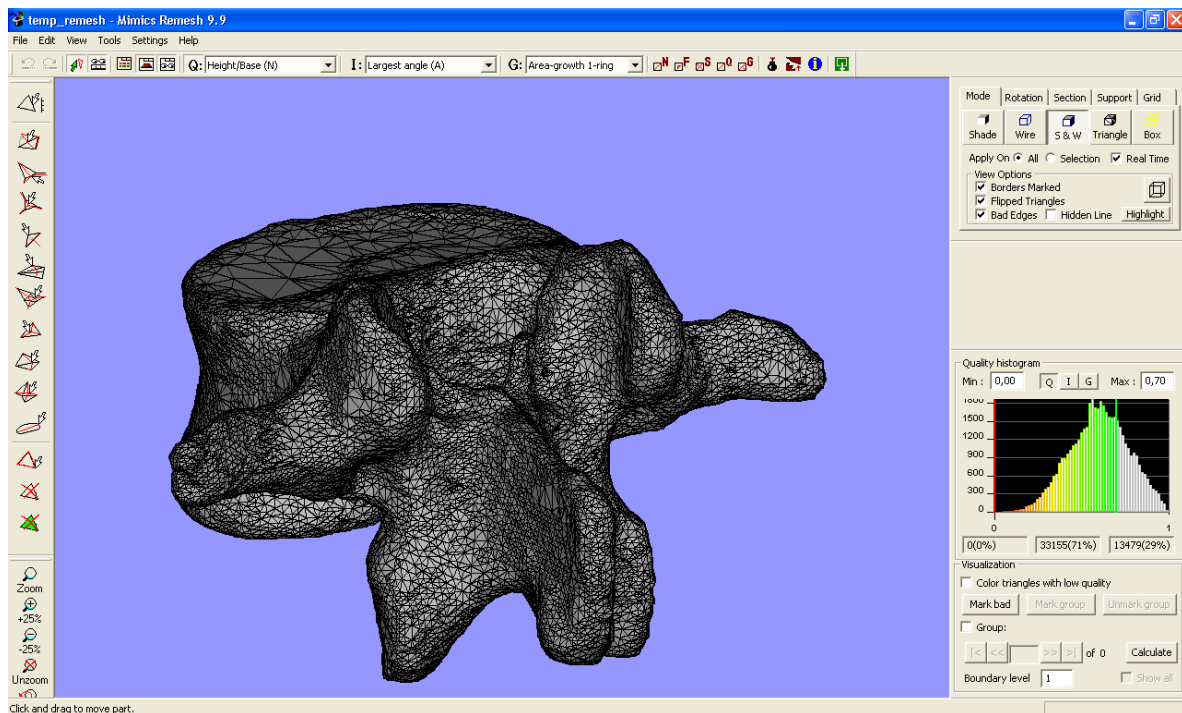


Fig. 16 Discretizarea modelului 3D (masca albastră)

Mimics 10 conține și un modul FEA, care conține instrumente pentru a realiza o rediscretizare (remesh) a modelului, utilă atât pentru analiza cu elemente finite, cât și pentru eliminarea anumitor defecte ale modelului. Practic, rediscretizarea are în vedere crearea unei rețele mai uniforme de triunghiuri.

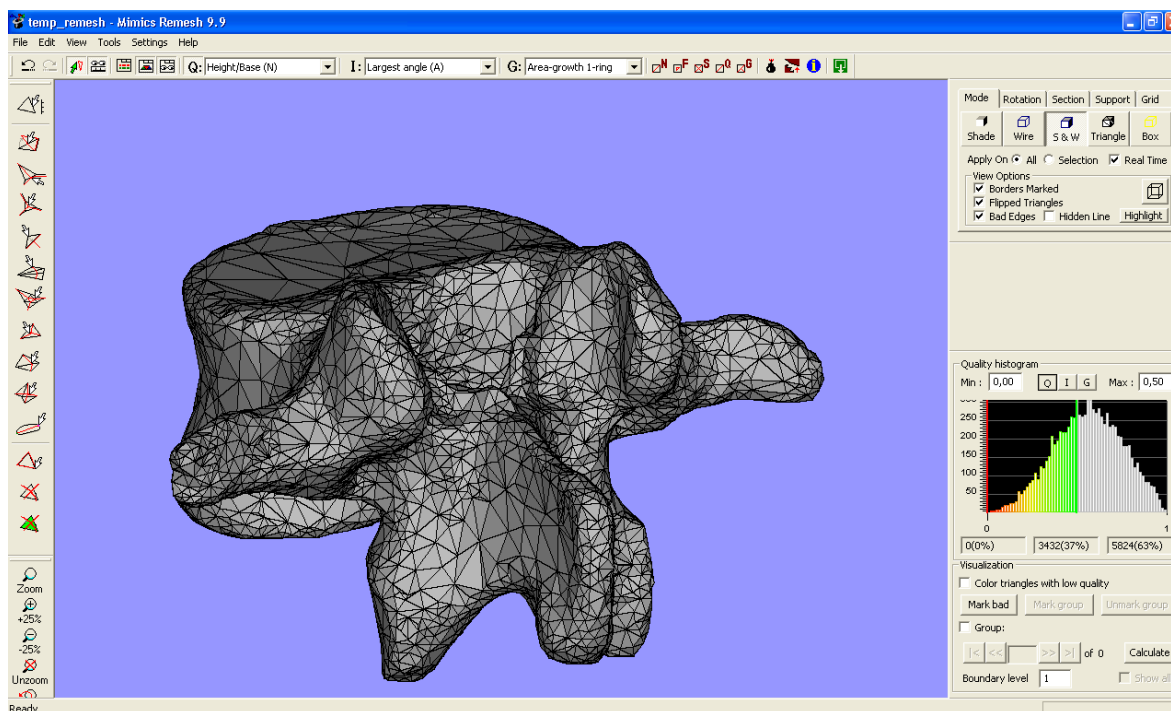


Fig. 17 Rediscretizare

Protocolul pentru rediscretizare conține în general următorii pași:

- Reducerea numărului de triunghiuri;
- Rediscretizare de tip split-based automatic;
- Reducerea numărului de triunghiuri cu păstrarea calității;

Se realizează o analiză a modelului (auto-intersecări, normale incorect orientate etc.) și se poate realiza corecția manuală și locală a acestuia.

În cazul prezentat s-au aplicat cei trei pași anterior menționați, obținându-se discretizarea din figura 17.

Mimics poate exporta date ale modelului medical în formatele din figura 18. Dintre acestea, în sistemele 3D CAD comerciale, inclusiv CATIA V5, pot fi utilizate: STL, dxf, Point Cloud și IGES. Informații despre aceste formate vor fi detaliate în continuare.

Formatele stl și txt conțin coordonatele vârfurilor triunghiurilor și normalele la acestea și pot fi utilizate în aplicații software de inginerie inversă, de tipul RapidForm sau, pentru CATIA V5, în workbench-ul Digitized Shape Editor.

Aceeași metodologie aplicată și pentru formatul txt (Export - Point Cloud) dă rezultate eronate la importul în CV5 (fig. 19).

Formatul vrml exportat de Mimics poate fi utilizat în CV5, dar doar pentru vizualizarea modelului (fig. 20).

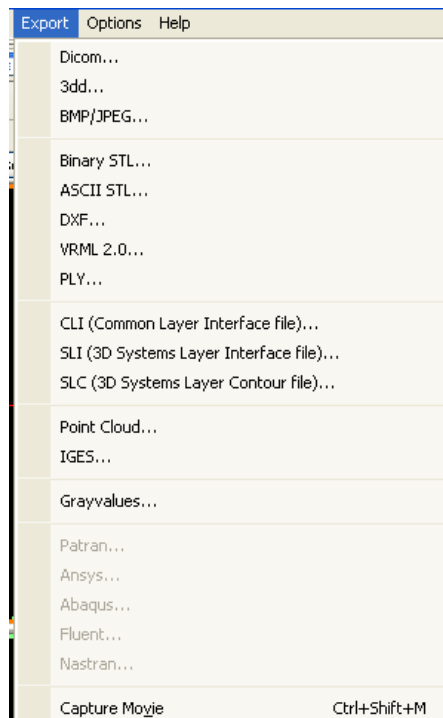


Fig. 18 Formate de export de date din Mimics 10

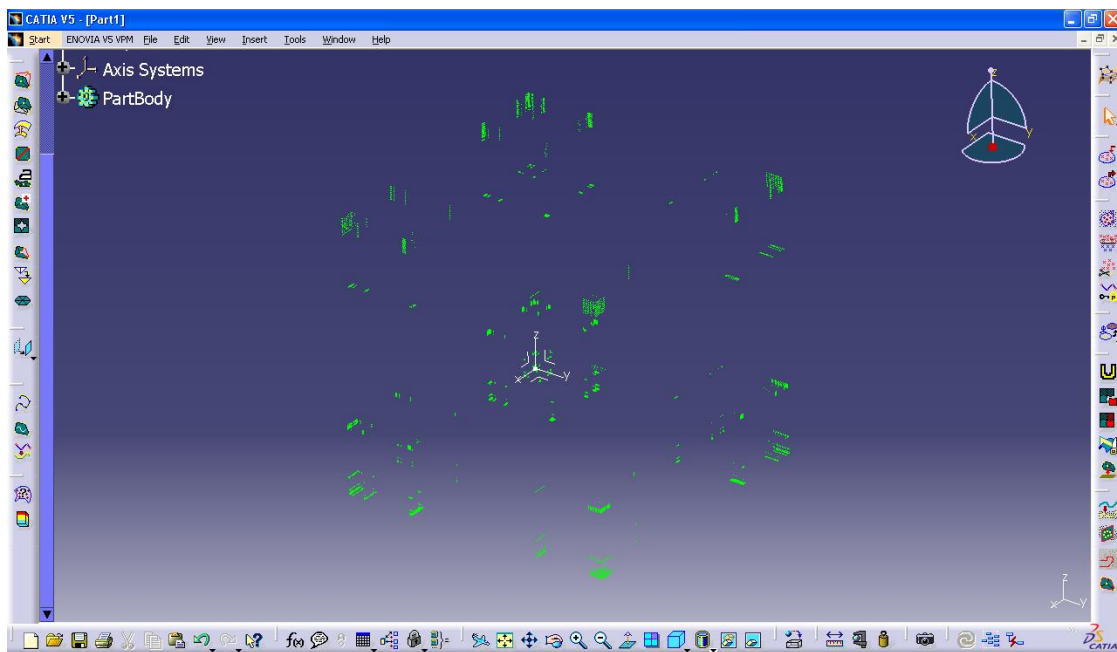


Fig. 19 Importul unui fișier .txt din Mimics în Digitized Shape Editor

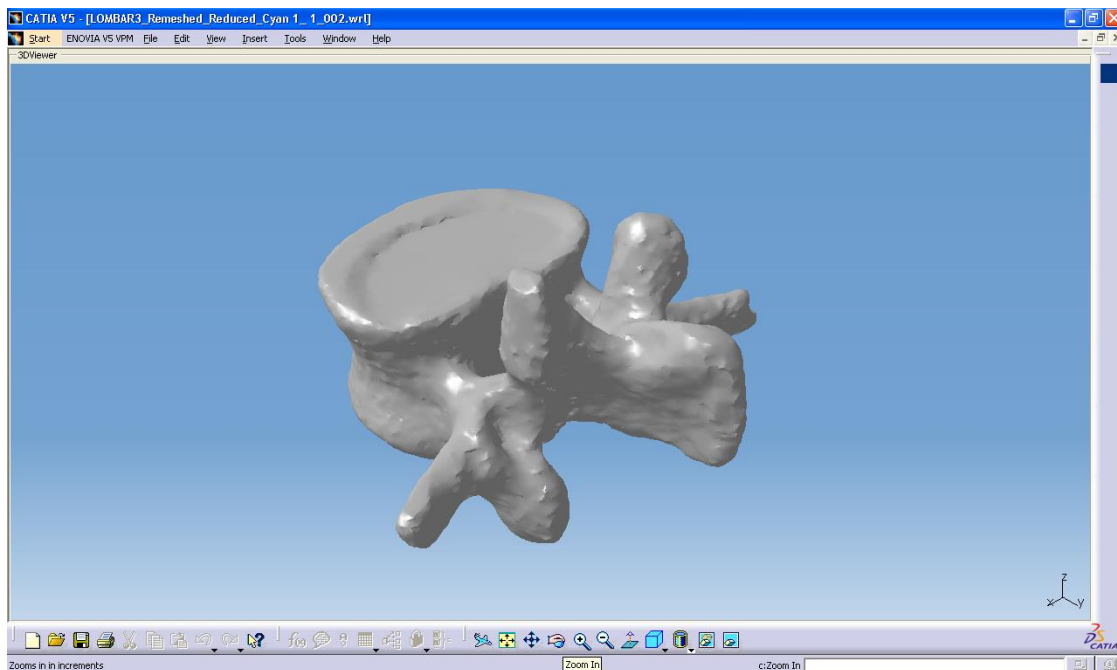


Fig. 20 Importul în CV5 a fișierului vrml exportat din Mimics 10

Exportul fișierelor de format iges se observă în figura 21. Parametri de calcul pentru format sunt prezentați în figura 22.

Figura 23 prezintă modelul iges importat în CV5. Obținerea modelului de suprafață este foarte complicat și consumator de timp, secțiunile trebuind să fie unite treptat prin opțiunea Multi-sections. Concluzia este că, acest model din curbe poate fi utilizat doar dacă se intenționează proiectarea dispozitivului de ghidare direct pe model, așa cum este prezentat în: Bibb (2009), Lu (2011), Ma (2012), Porada (2001), van Brussel (1997).

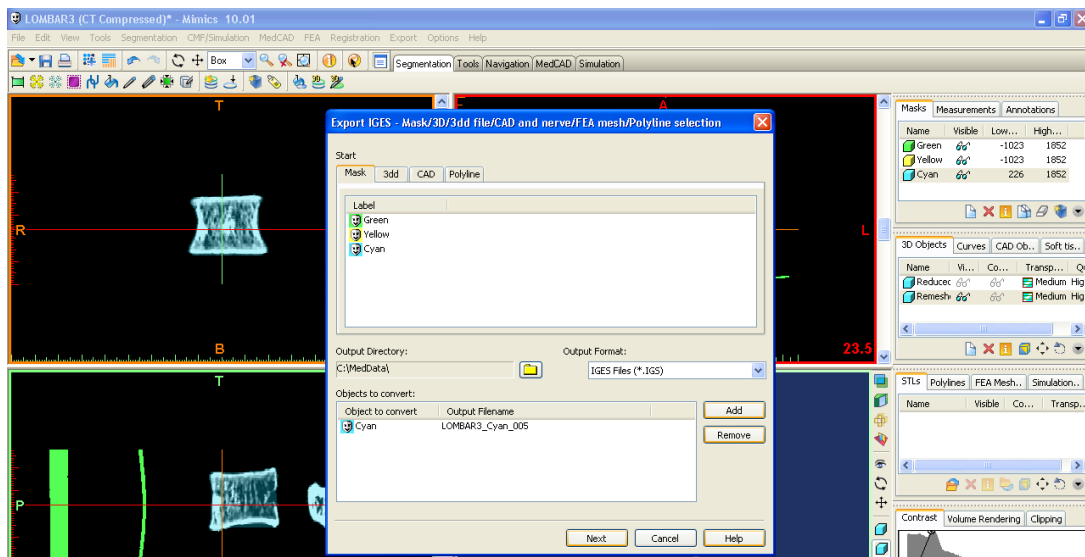


Fig. 21 Exportul fișierului .igs din Mimics 10

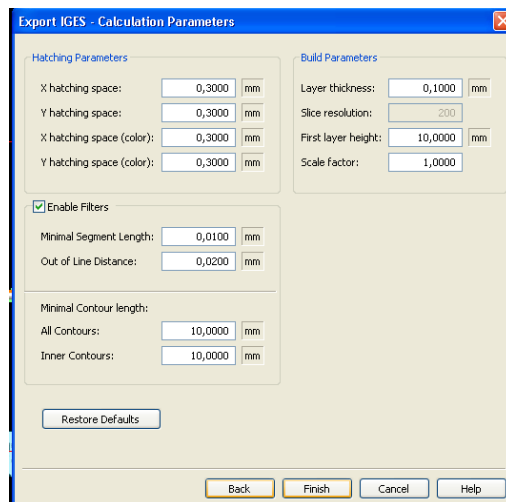


Fig. 22 Parametri pentru fișierul igs

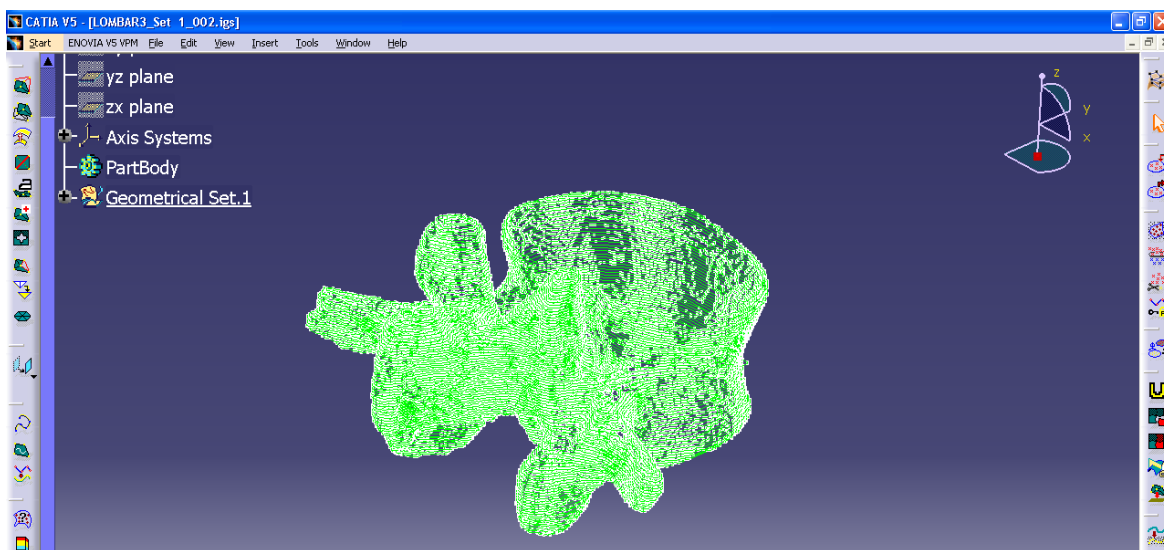


Fig. 23 Importul fișierului igs în CV5

Modelul 3D obținut din FEA este exportat în format Binary STL în CV5, mai precis în modulul de inginerie inversă Digitized Shape Editor (DSE). După operații specifice destinate analizei și, dacă este cazul, eliminării erorilor (fig. 24), se trece la etapa de creare a suprafețelor din rețeaua (mesh) poligonală, obținută în DSE. Acest lucru se face în aplicația Quick Surface Reconstruction cu opțiunea Automatic Surfaces (fig. 25).

Modelul solid este generat în Part Design folosind opțiunea Thickness cu 0,5 mm grosime (fig. 26). Această valoare este considerată în literatură ca medie a grosimii pereților corticali ai vertebrelor lombare.

Figura 27 arată obținerea modelului 3D solid în formă finală, utilă investigațiilor ulterioare, cum ar fi: simulări numerice, transmiterea modelului geometric către imprimantele 3D în vederea realizării fizice a reperului considerat etc.

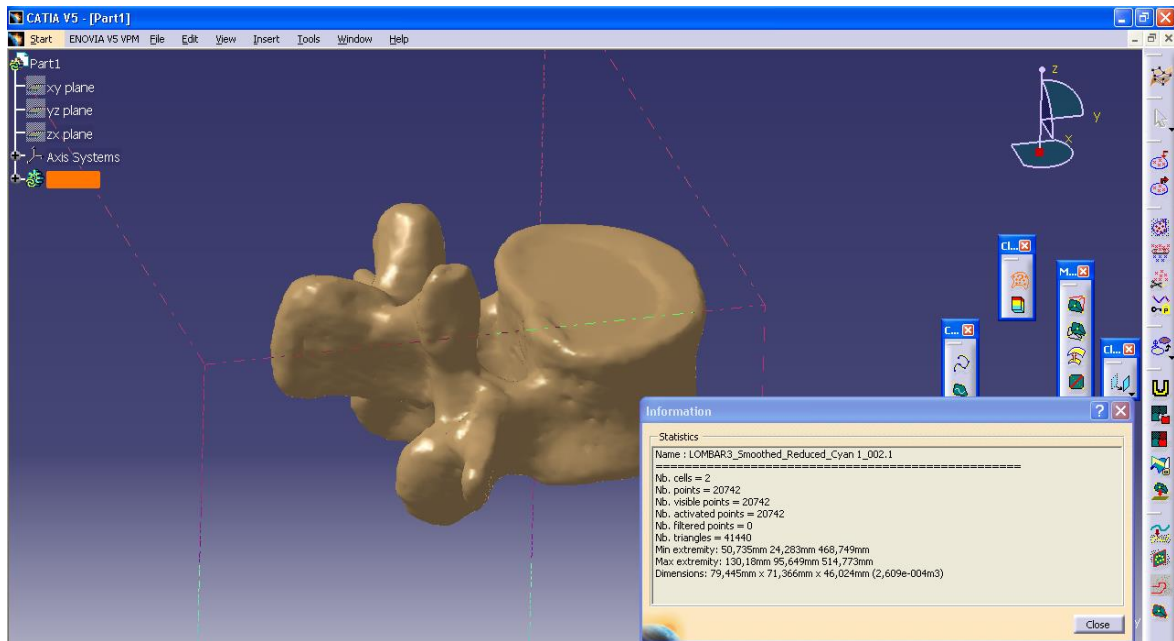


Fig. 24 Importul fișierului STL în modulul Digitised Shape Editor și analiza acestuia

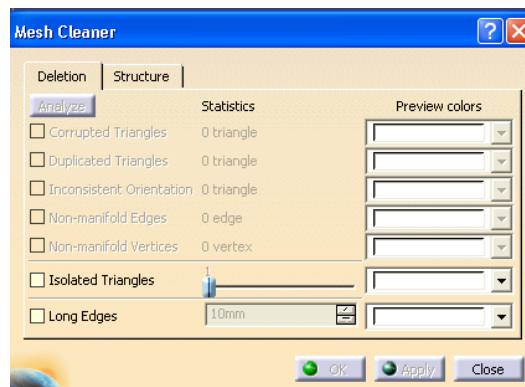


Fig. 25 Eliminarea elementelor eronate (triunghi duplicat, corupt, orientări inconsistente etc.)

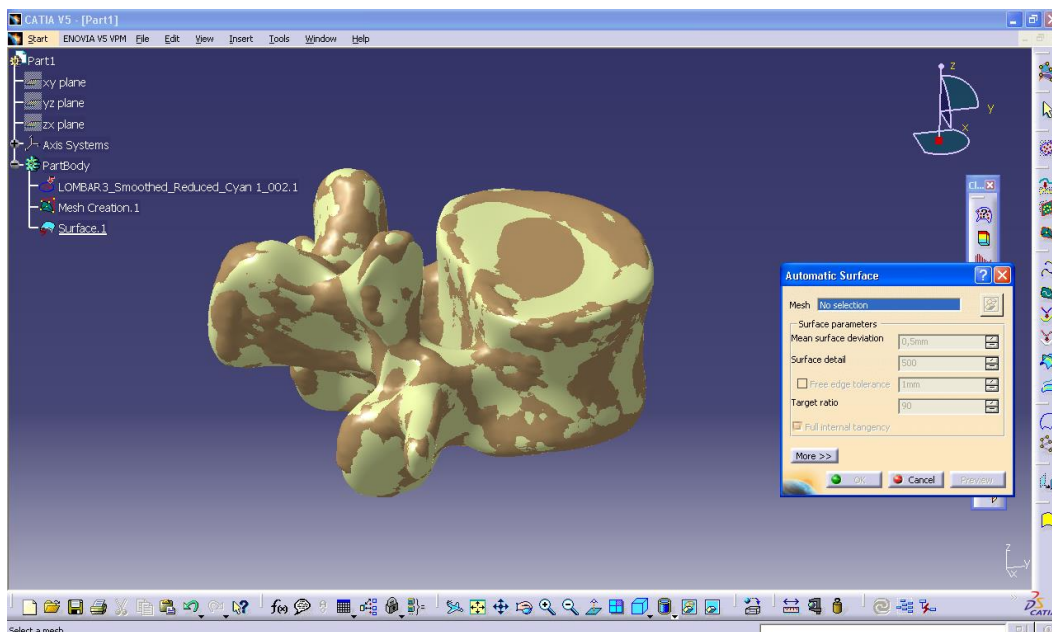


Fig. 26 Generarea modelului de suprafață în aplicația Quick Surface Reconstruction din CV5

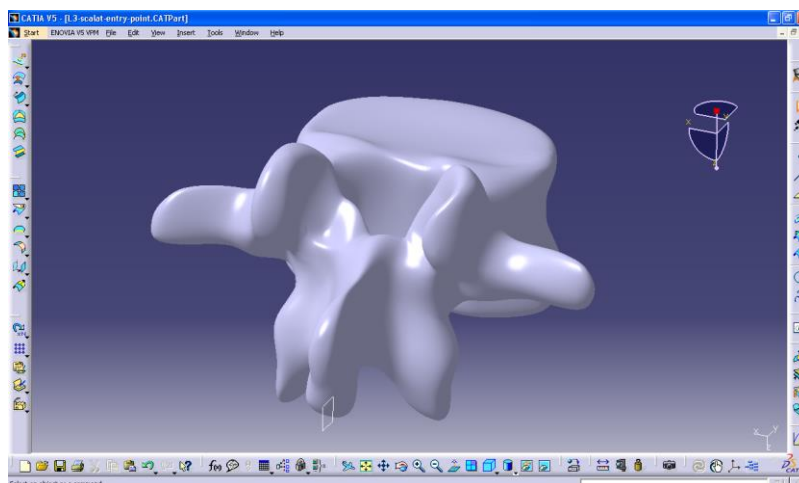


Fig. 27 Obținerea modelului 3D solid

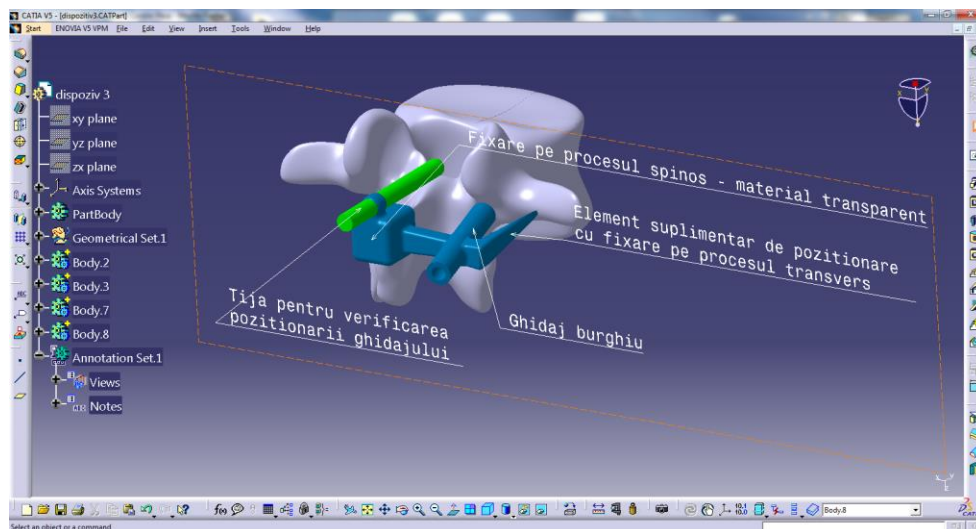


Fig. 28 Varianta 1 de dispozitiv de ghidare a traiectoriilor de găurire

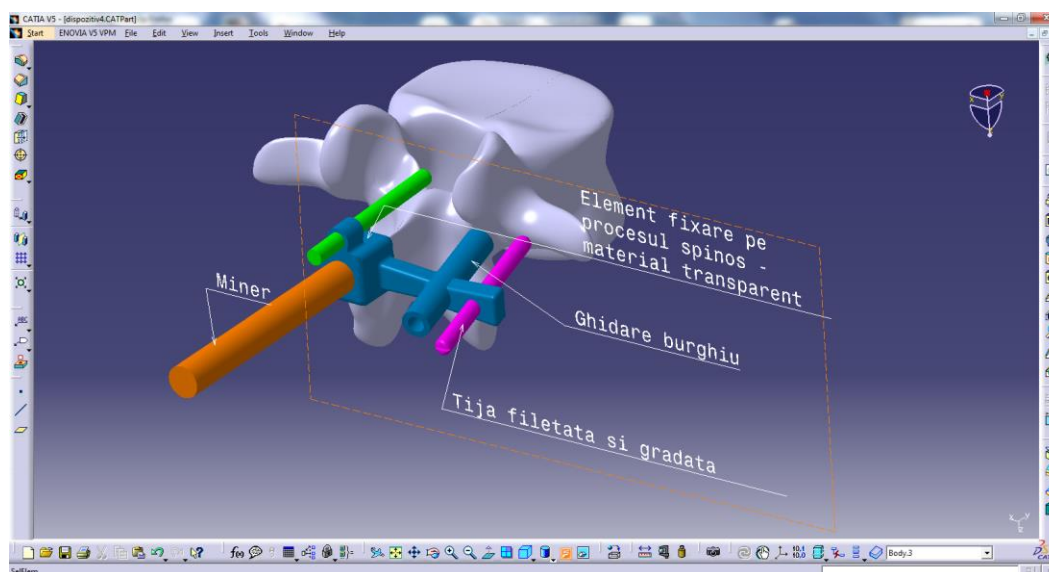


Fig. 29 Varianta 2 de dispozitiv de ghidare a traiectoriilor de găurire

Dispozitivul “îmbracă” partea superioară a procesului spinos și este fabricat prin procedee de fabricație rapidă dintr-un material transparent, care permite sterilizarea (procedeul de stereolitografie). Forma dispozitivului permite fixarea acestuia cu mâna și susținerea în poziție prin apăsare, dar poate fi dotat și cu un mâner (fig. 28-29). Construcția dispozitivului este modulară. Mânerul și elementul de poziționare de pe procesul transversal pot fi utilizate și la alte dispozitive similare. Tija verde este utilizată

pentru verificarea amplasării corecte a dispozitivului. Dispozitivul are și un element de poziționare, care este fixat pe procesul transversal într-o poziție cât mai apropiată de punctul de intrare, pentru a evita mărirea zonei de intervenție. Fixarea dispozitivului pe procesul spinos se face prin împingere, până când tija de verificare atinge vertebra, iar elementul de poziționare vine în contact cu procesul transvers.

Elementul de poziționare (culoare magenta) este filetat și dispune de o riglă gradată, care îi permite reglarea lungimii în funcție de geometria vertebrei (fig. 30). Materialul pentru dispozitiv este tot transparent, pentru a facilita verificarea amplasării corecte pe procesul spinos.

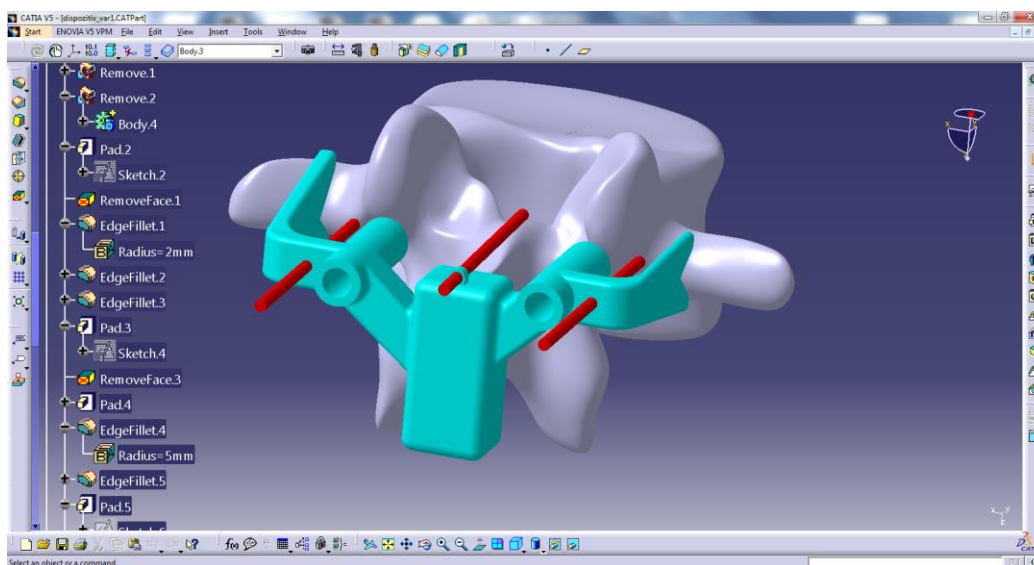


Fig. 30 Varianta 3 de dispozitiv de ghidare a traiectoriilor de găurire

În figura 31 sunt prezentate modele printate 3D prin procedeul FDM, ale componentelor proiectate mai sus.



Fig. 31 Modele de obiecte fabricate prin procedeul FDM

4. Proiectarea și realizarea prin fabricație aditivă a unui dispozitiv utilizat la fixarea protezei de șold

4.1 Introducere

Necesitatea proiectării unui dispozitiv de fixare a protezei de șold a apărut la cererea expresă a medicilor specialiști în chirurgie ortopedică, în urma colaborării cu aceștia în diverse proiecte de cercetare.

Inițial, colaborarea cu specialiștii din domeniul chirurgiei ortopedice a apărut la cererea lor privind determinarea comportamentului biomecanic al protezelor de șold, de genunchi, având ca scop optimizarea și îmbunătățirea tehnicilor de implantare, astfel încât, să fie evitate diverse probleme care puteau apărea după implantare, cum ar fi: montarea protezelor sub formă tensionată - proces care conducea la uzarea componentelor protezei într-un timp destul de mic, cimentarea cuplei articulației protetice de șold etc.

Din discuțiile avute a rezultat faptul că au nevoie de un dispozitiv care ar putea fi utilizat în etapa de reconstrucție a articulației de șold, mai exact un dispozitiv cu ajutorul căruia să poată fi menținută cupla articulației de șold în poziție fixă, în etapa de cimentare,

în așa fel încât, să introducă și un efect de compresiune. Acest procedeu favorizează eliminarea surplusului de ciment folosit pentru fixarea cuplei pentru reconstrucția articulației.

Pornind de la instrumentarul medical utilizat în intervenția chirurgicală au fost măsurate dimensiunile de gabarit ale acestuia, dimensiuni care au stat la baza realizării dispozitivului de tip mâner.

Modelul geometric al dispozitivului a fost realizat în programul CAD Catia (fig. 32) și a fost calculat din punct de vedere al comportamentului mecanic în programul ANSYS, program dedicat calculelor structurale de rezistență cu metoda elementelor finite.

Pe de altă parte, modelul geometric a fost transmis către imprimanta 3D, pentru realizarea acestuia, în vederea testării în laborator.

Testarea experimentală în condiții reale de utilizare are rolul de a valida calculul numeric (modelul numeric), în vederea stabilirii unei proceduri de calcul care poate fi utilizată ulterior și pentru alte structuri.

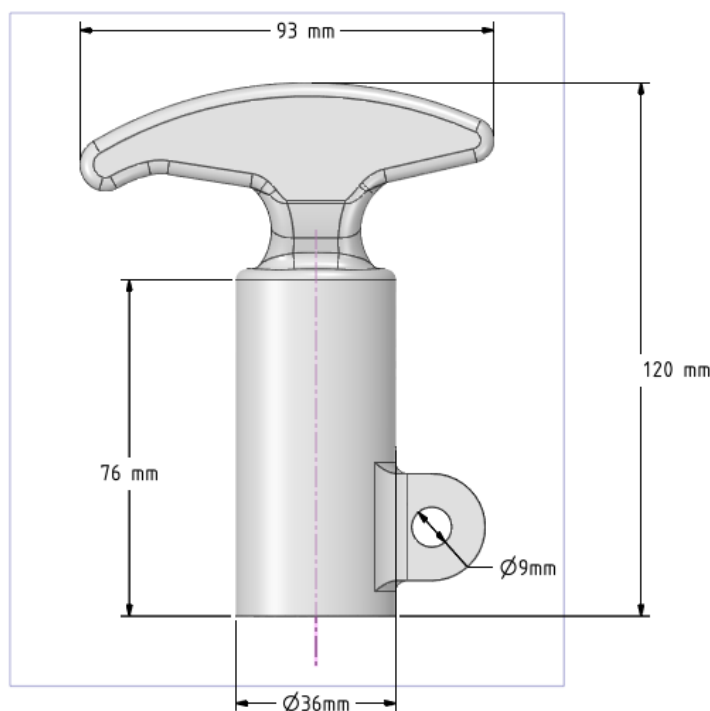


Fig. 32 Forma și dimensiunile dispozitivului de fixare

4.2 Calculul numeric utilizând metoda elementelor finite (MEF)

4.2.1 Concepte de bază ale MEF

Simplitatea conceptelor de bază ale metodei elementelor finite (MEF) este unul dintre avantajele de bază ale acesteia. Importanța însușirii și a înțelegerii corecte a acestora rezultă din faptul că, aceste concepte includ anumite ipoteze, simplificări și generalizări a căror ignorare poate duce la erori grave în modelarea și analiza cu elemente finite (FEA). Se prezintă, în continuare, cele mai importante dintre conceptele de bază ale MEF.

Structura

Pentru a avea o eficiență cât mai ridicată, în FEA se utilizează un concept de structură, mai general și mai simplu decât în mod obișnuit. Uzual, în FEA, prin structură (de rezistență) se înțelege un ansamblu de bare, plăci, învelișuri și volume (solide). De exemplu, o structură poate fi batiul unui strung paralel, trenul de aterizare al unui avion, brațul unei balanțe, carcasa unui reactor nuclear, corpul unui submarin, o rețea de conducte etc.

Definită astfel, noțiunea de structură implică acceptarea ipotezei secțiunii plane - a lui Bernoulli, pentru bare și a ipotezei normalei rectilinii - a lui Kirchhoff, pentru plăci și învelișuri. Acceptarea acestor ipoteze face posibilă, în MEF și FEA - pentru bare și plăci - înlocuirea forțelor exterioare reale prin rezultantele interne - eforturile N , T , M - cu care sunt static echivalente, ceea ce nu este permis în teoria elasticității. În analiza structurilor se poate introduce conceptul de forță concentrată, fără ca prin aceasta să fie generate câmpuri de tensiuni, deformații și (sau) deplasări cu singularități, așa cum se întâmplă în teoria elasticității, când aplicarea unei forțe concentrate într-un punct al semispațiului elastic (problema lui Boussinesq) duce la producerea unor tensiuni și deplasări infinite în punctul respectiv.

De asemenea, conceptul sau noțiunea de structură, definită ca mai sus, permite stabilirea teoremelor deplasării unitate și a forței unitate - ale lui Maxwell - precum și a

teoremelor lui Castigliano, care au un înțeles clar în rezistența materialelor și în teoria structurilor, dar nu și în teoria elasticității.

Modelul de calcul

Pentru a putea efectua o analiză cu elemente finite a unei structuri, demersul hotărâtor care trebuie întreprins este elaborarea modelului de calcul al structurii respective. Toate aspectele privind acest proces se prezintă în detaliu într-un paragraf separat, datorită importanței subiectului.

Modelele MEF sunt modele matematice aproximative ale structurii care urmează să fie analizată.

Pentru trecerea de la structura reală la modelul ei de calcul nu există algoritmi și metode generale care să asigure elaborarea unui model unic, care să aproximeze, cu o eroare prestabilită, cunoscută, structura care urmează să se aproximeze. În general este posibil ca pentru o structură să se elaboreze mai multe modele, toate corecte dar cu performanțe diferite. Modelul pentru calculul de rezistență al unei structuri se elaborează pe baza intuiției, imaginației și experienței anterioare a celui care face modelarea. Modelul trebuie să sintetizeze eficient toate informațiile disponibile referitoare la structura respectivă.

Elaborarea unui model de calcul corect și eficient depinde de anumiți factori și trebuie să îndeplinească o serie de condiții.

Discretizarea

Modelul de calcul al structurii care urmează să fie supusă analizei cu elemente finite, în cazul general, este format din linii, care sunt axele barelor structurii, din suprafețe plane și curbe, care sunt suprafețele mediane ale plăcilor componenete ale structurii și din volume, care sunt corpurile masive ale structurii. În această etapă a elaborării, modelul este un continuu, cu o infinitate de puncte, ca și structura dată. Discretizarea este demersul fundamental cerut de MEF și constă în trecerea de la structura continuă (cu o infinitate de puncte) la un model discret, cu un număr finit de puncte (noduri). Această operație se face “acoperind” modelul cu o rețea de discretizare și se justifică prin aceea că, din punct de vedere practic, ingineresc, sunt suficiente informațiile privind

structura (ca de exemplu, cunoașterea valorilor deplasărilor și ale tensiunilor) într-un număr oarecare de puncte ale modelului, numărul acestora putând fi oricât de mare.

Metoda elementelor finite, în mod obișnuit, definește necunoscutele (deplasări sau eforturi) în punctele modelului și calculează valorile lor în aceste puncte. În aceste condiții, rezultă că discretizarea trebuie făcută astfel încât, să se definească un număr suficient de mare de puncte în zonele de interes, pentru ca aproximarea geometriei structurii, a condițiilor de rezemare și a condițiilor de încărcare să fie satisfăcătoare pentru scopul urmărit de FEA. Din cele menționate rezultă importanța deosebită a modului cum se face discretizarea modelului.

4.2.2 Avantajele, dezavantajele și limitele metodei elementelor finite

În prezent, metoda elementelor finite (MEF) este aproape generalizată în proiectarea inginerescă asistată și are aplicabilități masive în cercetarea mecanică, transmisia căldurii, electricitate, hidraulică, biomecanică etc.

Avantajele MEF

Propagarea “masivă”, într-un interval de timp relativ scurt, a MEF se explică în primul rând prin avantajele sale, dintre care cele mai importante sunt:

Generalitatea. MEF este o metodă numerică aproximativă de calcul care se poate utiliza pentru rezolvarea problemelor de mecanica structurilor deformabile, mecanica fluidelor, transmisia căldurii, electromagnetism, electrostatică, biomecanică etc. Solicitățile pot fi statice, dinamice, periodice, staționare, nestaționare, tranzitorii etc. Problemele pot fi liniare, neliniare (cu diverse tipuri de neliniarități), dependente de timp, probleme de stabilitate, de vibrații, de interacțiuni etc. În prezent, utilizarea MEF este limitată doar de lipsa de imaginație și ingeniozitate a potențialilor beneficiari.

Suplețea. Pentru abordarea unei anumite probleme concrete cu MEF, nu există niciun fel de restricții care să decurgă din metodă, adică, elaborarea modelului de calcul al problemei date se poate face cu o libertate deplină, în care esențiale sunt fantezia, ingeniozitatea și experiența utilizatorului. Suplețea MEF asigură elaborarea cu foarte

mare ușurință a modelului de calcul și permite automatizarea acestui proces într-o foarte mare măsură.

După ce s-a realizat modelul și s-au făcut diverse calcule cu el, într-un număr de variante privind solicitările, condițiile de rezemare, opțiunile de analiză etc., se pot obține variante noi, îmbunătățite, ale modelului inițial, astfel încât, să fie satisfăcute cât mai deplin diversele exigențe ale utilizatorului.

Dezavantajele MEF

Prin extinderea până aproape de generalizare a MEF și FEA, precum și prin numărul uriaș de utilizatori entuziaști ai acestora, nu înseamnă că MEF a ajuns panaceu universal în calculele efectuate în inginerie și în cercetare. Metoda are dezavantaje și limite. Cele mai importante dezavantaje ale MEF sunt:

Metoda este aproximativă. Analiza cu MEF nu se face pentru structura reală, ci pentru un model (de calcul) al acesteia iar rezultatele obținute reprezintă o aproximare a stărilor de deplasări, tensiuni, temperaturi etc. din structura reală care se analizează. Dezavantajul MEF constă în aceea că nu se poate estima - în marea majoritate a situațiilor reale - cu un nivel de încredere cuantificabil, cât de bine aproximează FEA soluția exactă (necunoscută) a problemei care se analizează. Altfel spus, este foarte dificil - uneori chiar imposibil - să se estimeze care sunt abaterile valorilor mărimilor (deplasări, tensiuni, eforturi, frecvențe etc.) calculate cu MEF față de cele reale, necunoscute.

Modelul de calcul este subiectiv și arbitrar. Utilizatorul are libertate deplină în elaborarea modelului, MEF neavând restricții în acest sens. Suplețea metodei duce la suspiciuni în legătură cu corectitudinea modelului și a eficienței analizei realizate cu el. În aceste condiții, hotărâtoare sunt curajul, ingeniozitatea și experiența utilizatorului în domeniul MEF și FEA, atribute subiective și greu de evaluat cantitativ. Elaborarea unui model de calcul performant devine astfel o artă. Din acest motiv, diverse institute de proiectare sau firme, au emis norme și reguli de elaborare a modelelor pentru unele categorii de structuri, unele dintre acestea fiind validate în practică.

Elaborarea modelului de calcul este laborioasă. Pentru realizarea modelului cu elemente finite al unei structuri este necesar un efort considerabil din partea utilizatorului

și o foarte bună cunoaștere a modului de preprocesare al programului cu elemente finite sau a interfeței CAD - MEF.

Programele MEF sunt complexe și scumpe. În dorința de a satisface cât mai bine exigențele utilizatorilor și de a face față concurenței, firmele care elaborează programe performante pentru analize cu elemente finite au realizat produse de o foarte mare complexitate. Pentru utilizarea corectă și eficientă a acestora li se cer utilizatorilor eforturi deosebite, pentru lungi perioade de timp. Prețurile programelor sunt relativ mari, uneori chiar prohibitive.

4.2.3 Modelarea în biomecanica sistemului osteo – articular uman

Aspectele geometrice ale modelării sistemului osteo-articular uman, în vederea unor analize cu elemente finite (FEA), sunt dominate de necesitatea elaborării și utilizării unor modele spațiale. Marea majoritate a elementelor osoase au forme geometrice complicate, dezvoltate în spațiu. În vederea reproducerii cât mai exacte a acestor forme se folosesc modele naturale, adică preparate biologice proaspete sau uscate: oase, articulații, subansamble mai mult sau mai puțin complexe, prelevate de la cadavre.

În anumite situații, dictate mai ales de necesitatea realizării unei reproductibilități satisfăcătoare a condițiilor de încercare pe un număr relativ mare de modele, se realizează un mulaj după un os natural și apoi, după acesta, se execută din masă plastică, metal etc. numărul dorit de modele identice.

Pentru realizarea unor modele pentru FEA este necesară determinarea efectivă, cantitativă, cât mai precisă a geometriei prototipului (de exemplu, un femur), prin măsurarea coordonatelor spațiale într-un număr cât mai mare de puncte. Această operație este laborioasă și presupune existența unor dispozitive, instalații și aparate de măsurare adecvate.

În vederea realizării unor analize numerice a structurilor biomecanice trebuie avute în vedere următoarele:

Modelele FEA pot fi spațiale sau plane. Desigur că, modelul spațial este mai complet și mai precis decât cel plan, dar dificultățile de elaborare a modelului și de prelucrare a rezultatelor sunt mult mai mari pentru modelul spațial decât pentru cel plan.

O soluție de compromis este realizarea a două modele plane care reproduc condițiile din două plane perpendiculare (de exemplu, planul frontal și sagital ale unui femur) ale prototipului.

Materialul osos este neomogen și anizotrop. Oasele au o structură complexă. Ele au un strat exterior dintr-un material dur și compact, sub care se găsește un strat spongios. Straturile sunt astfel aranjate încât să prezinte o rezistență maximă la solicitările întâlnite în mod obișnuit. Osul este o construcție care are un consum minim de material. Pentru aceasta, el are o structură lamelară, lamelele osoase fiind dispuse după liniile izostatice ale stării de tensiuni. Se poate afirma că rezistența mecanică a unui os nu depinde atât de cantitatea de țesut osos, cât mai ales de felul în care acesta este distribuit.

Ca urmare a celor arătate mai sus rezultă variații sensibile ale valorilor constantelor elastice și ale caracteristicilor mecanice ale osului, în diverse puncte ale unei secțiuni sau în lungul unui os lung (de exemplu, pentru tibie). De asemenea, caracteristicile mecanice și elastice diferă apreciabil de la un os recent prelevat, la un os vechi, uscat.

Trebuie menționat faptul că, pentru osul privit macroscopic, ca un tot omogen și izotrop, se obține o curbă caracteristică în care există o porțiune rectilinie. Aceasta justifică acceptarea ipotezei liniarității fizice și a valabilității legii lui Hooke, pentru solicitări sub un anumit nivel.

Pentru modelarea corectă a zonelor de capăt ale oaselor trebuie avute în vedere straturile cartilaginoase ale articulațiilor, care au alte valori ale constantelor elastice decât osul propriu zis. Neglijarea acestui aspect al modelării poate duce la perturbații mari ale distribuțiilor sarcinilor în zona respectivă, deci și ale tensiunilor obținute. Având în vedere principiul lui Saint Venant, perturbațiile tensiunilor vor fi neglijabile în zone suficient de depărtate de capăt, dacă sarcinile sunt echivalente din punct de vedere mecanic.

Valoarea medie, considerată în mod obișnuit, pentru modulul de elasticitate longitudinal E este 15000 N/mm^2 - pentru epifiza dură, 800 N/mm^2 - pentru epifiza spongioasă și 50 N/mm^2 - pentru cartilaj, în ipoteza că țesutul respectiv este izotrop.

Modelarea încărcărilor sistemelor biomecanice trebuie să aibă în vedere o multitudine de factori și condiții, dintre care se semnalează câteva, fără ca enumerarea să fie exhaustivă.

Pentru probleme statice, care urmăresc obținerea unei imagini globale a stării de tensiune dintr-un model al unei substructuri sau al unui element al sistemului osteo-articular (de exemplu, un femur), se vor aplica sarcini relativ mari - forțe de compresiune de câțiva kN. În aceste condiții, greutatea proprie a osului, mușchilor și sângelui poate fi neglijată. La modelarea coloanei vertebrale nu se vor mai putea neglijă greutatea capului, membrilor superioare, organelor interne etc. Aceste greutăți vor fi componente importante ale încărcării unui model al coloanei vertebrale reprezentată ca bară, sau structură din elemente de bară, interpusă între craniu și bazin.

Marea majoritate a oaselor lungi ale scheletului uman sunt supuse unor sarcini relativ mari, care se aplică la capetele osului, prinse în articulații. În secțiuni intermediare ale osului se mai pot aplica forțe provenind din acțiunea mușchilor și a ligamentelor.

Cel mai simplu mod de realizare a încărcării este considerarea forței concentrate, rezultanta pe care articulația o transmite osului respectiv. Desigur că, pentru o modelare mai precisă a încărcării, trebuie avute în vedere detalii geometrice și mecanice ale articulațiilor, pentru a putea determina direcția corectă a sarcinii și poziția, de obicei spațială, a punctului ei de aplicație, precum și considerarea sarcinii așa cum este în realitate, adică distribuită pe suprafață. Acest deziderat nu este ușor de realizat, deoarece, articulațiile sunt structuri complexe, cu geometrie spațială complicată, în care conlucrează ligamente, mușchi, cartilaje, lichid sinovial etc. De asemenea, sarcinile trebuie determinate pentru diverse poziții ale sistemului osteo-articular, având în vedere marea sa mobilitate.

Variabilitatea naturală a geometriei și a proprietăților mecanice ale sistemului osteo-articular, de la individ la individ, sunt aspecte care generează dificultăți suplimentare, apreciable în realizarea studiilor de biomecanică și care trebuie luate în considerare întotdeauna.

Dimensiunile, forma, constantele elastice, constantele fizice etc. ale unui os diferă foarte mult de la un individ la altul, funcție de o multitudine de factori, dintre care, cei mai importanți sunt: vârsta, sexul, talia, profesia, starea fiziologică momentană, condițiile de

mediu etc. Chiar și pentru același individ pot exista diferențe sensibile între femurul drept și cel stâng, de exemplu.

O consecință directă a acestui fapt este că, modelul cu elemente finite trebuie individualizat, adică elaborat pentru un pacient cunoscut, căruia i se vor determina, prin măsurători antropometrice, toate caracteristicile necesare definirii modelului.

De asemenea, aplicarea în practica medicală, de către medicul ortoped, a concluziilor unui studiu de biomecanică, trebuie făcută cu discernământ și cu prudență, cu evaluarea critică a factorilor generali și individuali specifici bolnavului care se tratează.

Deplasările mari care apar în unele componente ale sistemului osteo-articular - de exemplu, în coloana vertebrală - când acestea sunt supuse unor sisteme de sarcini date, necesită luarea în considerare a unor condiții de modelare corespunzătoare.

Consecința cea mai importantă a producerii unor deplasări mari este neliniaritatea geometrică. Dependența sarcină-deplasare este neliniară, chiar dacă materialul este liniar elastic. În aceste condiții, ecuațiile de echilibru scrise pentru sistemul nedeformat nu mai rămân valabile pentru sistemul deformat, iar intensitățile eforturilor în secțiune (forța axială, forța tăietoare, momentul încovoietor și cel de răsucire) devin funcții de valorile deplasărilor. Modelul devine mai sofisticat, deoarece trebuie avute în vedere, printre altele, modificările produse în procesul de deformare ale condițiilor de încărcare și de rezemare.

Modelarea dinamică a sistemului osteo-articular este necesară din următoarele considerente:

- exercitarea unor acțiuni și mișcări fiziologice normale este în esență dinamică: mersul, alergarea, săritura;
- împrejurările în care se produc fracturi ale oaselor sunt în marea majoritate a cazurilor dinamice: cădere, lunecare, impact;
- necesitatea perfecționării protezelor și a implanturilor metalice utilizate în chirurgia sistemului osteo-articular;
- necesitatea cunoașterii condițiilor în care se produc fracturi la solicitări prin șoc, în vederea îmbunătățirii mijloacelor de protecție a muncii, a perfecționării autovehiculelor rutiere, a avioanelor, a vehiculelor feroviare etc.;
- determinarea efectelor vibrațiilor asupra organismului.

Se menționează faptul că, în modelarea sistemului osteo-articular, în vederea unor analize dinamice, un rol foarte important îl au forțele de inerție, care sunt proporționale cu masele. În consecință, un model dinamic trebuie să asigure o bună aproximare a greutateii totale a acesteia, în toate punctele modelului și a proprietăților de transmisibilitate pentru oase, mușchi, organe interne, sânge, ligamente, piele etc. De asemenea, trebuie estimați cât mai exact factorii de amortizare, efectele de “absorbție” și de “atenuare” ale mușchilor, pielii, sângelui și oaselor asupra răspunsului sistemului osteo-articular sau al organismului în ansamblu, la solicitarea dinamică și a distribuției avută în vedere.

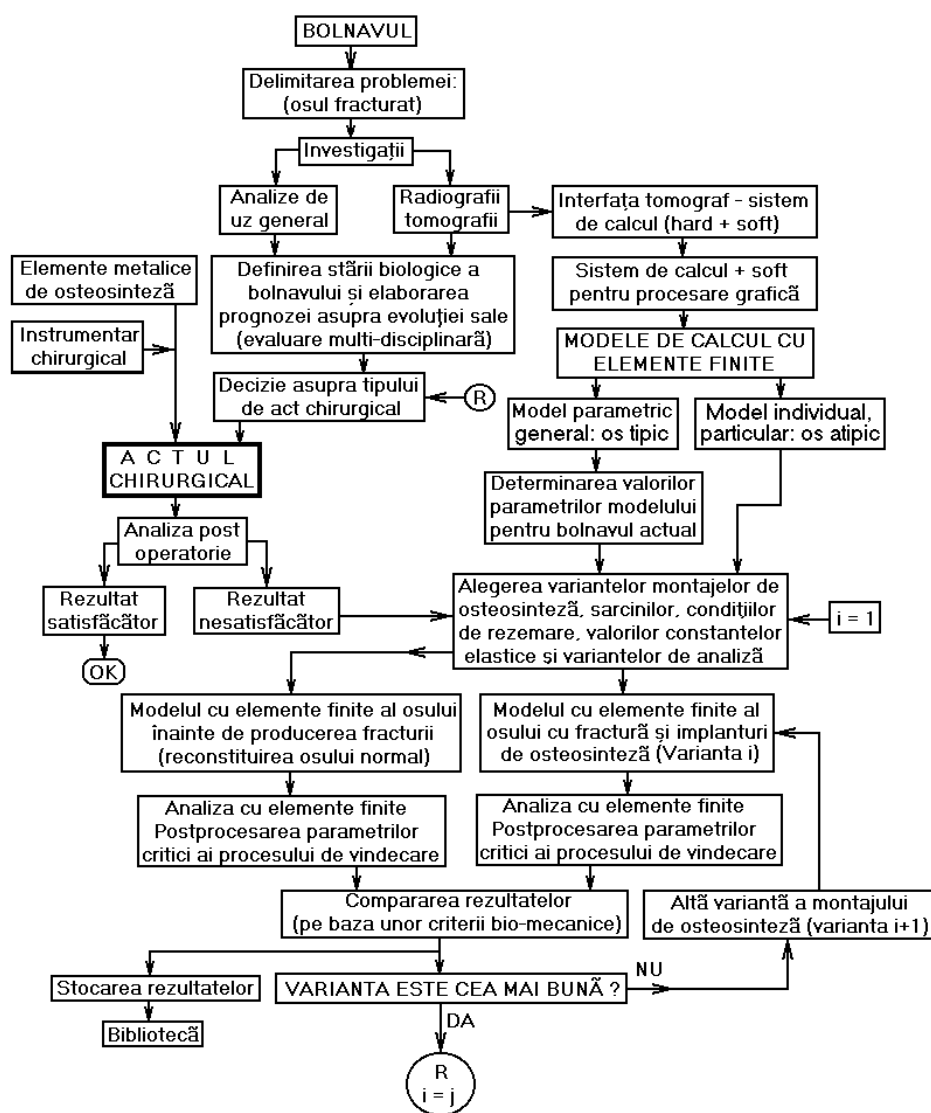


Fig. 33 Schema logică analiză numerică

Mobilitatea mare a organismului uman duce la necesitatea modelării sistemului osteo-articular, ca un mecanism cu un număr foarte mare de grade de libertate. Un model cinematic al organismului poate fi folosit pentru studierea mersului și a solicitărilor care se produc în diverse oase și articulații. Astfel de studii sunt foarte actuale, având aplicații, printre altele, în construcția roboților.

Adesea, în cercetarea unei probleme de biomecanică este necesar să se considere pozițiile relative extreme și un număr de poziții intermediare ale elementelor subsistemului studiat. Ilustrativă în acest sens este articulația genunchiului, care are o mare mobilitate. O imagine completă și corectă a biomecanicii genunchiului nu se poate obține decât elaborând diferite modele corespunzătoare articulației în flexie, extensie, rotație externă, rotație internă, valgus, varus și combinând aceste mișcări în diverse moduri și în diferite proporții.

Implicarea informaticii și a metodei elementelor finite în biomecanica sistemului osteo-articular uman poate fi ilustrată prin schema din figura 33, în care se prezintă o propunere de realizare a osteosintezei fracturilor oaselor lungi asistată de calculator, procesul incluzând modelarea și analiza cu elemente finite.

Pot fi elaborate modele parametrice generale, pentru oasele “tipice”, sau modele individuale pentru fiecare bolnav în parte, pentru cazurile “atipice”. Schema din figura 33 conține și o buclă de optimizare, care permite determinarea celei mai bune scheme a osteosintezei cu implanturi metalice pentru bolnavul în cauză.

FEA poate oferi chirurgului informații calitative și cantitative prețioase (valori și configurații ale stărilor de deplasare și de tensiune) înainte de efectuarea actului chirurgical, pentru a putea lua cea mai bună decizie pentru situația concretă.

FEA poate fi utilă și după operație, pentru a face o apreciere postoperatorie a actului chirurgical și a stării pacientului.

4.3 Realizarea modelului numeric

Modelul geometric, realizat în programul Catia, a fost transmis prin opțiunea export file către programul de analiză numerică, ANSYS, în vederea efectuării calculului numeric (fig. 34).

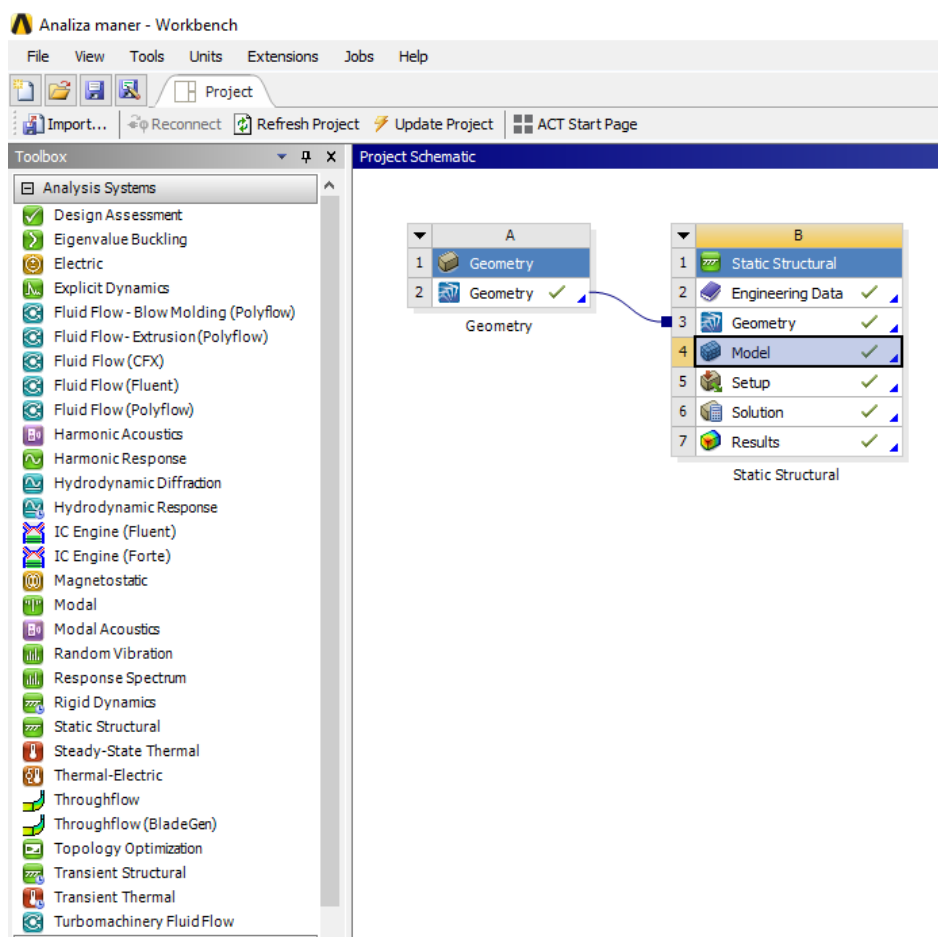


Fig. 34 Schema proiectului de calcul numeric

Pentru verificarea structurii proiectate s-a efectuat calculul static, în regim liniar, având ca scop determinarea stării de tensiune și de deformație.

Materialul utilizat pentru dispozitivul proiectat este un material plastic, folosit pentru fabricație aditivă și anume Acrilonitril-Butadien-Stiren (ABS).

ABS reprezintă un material termoplastic cu caracteristici performante și cu largă utilizare în industria fabricației aditive.

Co-polimerul ABS conține radicali chimici cu proprietăți proprii, care conduc, în ansamblu, la utilizări în domenii variate, cum ar fi: medicină, industria autovehiculelor, industria aeronautică, mecanica fină etc.

Componenta *Acrilonitril* - prezintă proprietăți de rezistență la degradare chimică și rigiditate ridicată.

Componenta *Butadienă* - conferă produsului rezistență la impact, duritate și rezistență la abraziune.

Componenta *Stiren* - contribuie la luciu, la ușurința prelucrării și la rigiditate.

În tabelul 1 se prezintă principalele caracteristici mecanice și elastice ale materialului ABS.

În vederea realizării analizei numerice cu elemente finite, a modelului proiectat, se impune specificarea principalelor caracteristici mecanice și elastice ale materialului utilizat, așa cum se poate observa în figura 35.

Tabel 1. Proprietăți termice și mecanice ale materialului utilizat

Temperatura de topire	210°C
Rezistența la încovoiere	76 MPa
Rezistența termică	110 °C
Rezistența la întindere	50 MPa
Rezistența la compresiune	60-70 MPa
Alungirea la rupere	3 – 50%
Coeficient de contracție transversală (Poisson Ratio)	0,35
Modul de elasticitate longitudinal	1080 MPa
Densitate	1,01-1,2 g/cm ³

Outline of Schematic B2: Engineering Data				
A	B	C	D	E
1	Contents of Engineering Data		Source	Description
2	Material			
3	ABS			
*	Click here to add a new material			

Properties of Outline Row 4: ABS				
A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Isotropic Elasticity			
4	Derive from	Young's Modulus and Poisson...		
5	Young's Modulus	1080	MPa	
6	Poisson's Ratio	0.35		
7	Bulk Modulus	1.2E+09	Pa	
8	Shear Modulus	4E+08	Pa	
9	Tensile Ultimate Strength	50	MPa	
10	Compressive Ultimate Strength	70	MPa	

Fig. 35 Definirea caracteristicilor mecanice și elastice ale ABS

Discretizarea structurii

Pentru efectuarea calcului numeric, modelul geometric realizat tridimensional a fost discretizat cu elemente finite tridimensionale de tip SOLID (fig. 36). Procesul de discretizare (împărțirea componentelor geometrice în rețele de elemente finite interconectate prin intermediul nodurilor de colț sau de latură, astfel încât, în urma realizării simulării numerice să obținem informații din cât mai multe zone ale întregului model).

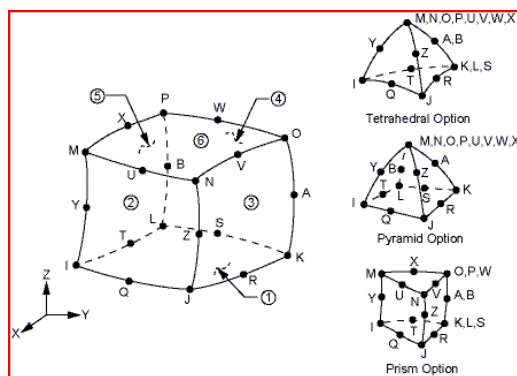


Fig. 36 Geometria elementului finit SOLID187

Dupa procesul de discretizare, întreg modelul a fost împărțit într-o rețea finită de elemente, formată din 8914 de noduri și 4882 de elemente.

În figura 37 se prezintă modelul geometric discretizat.

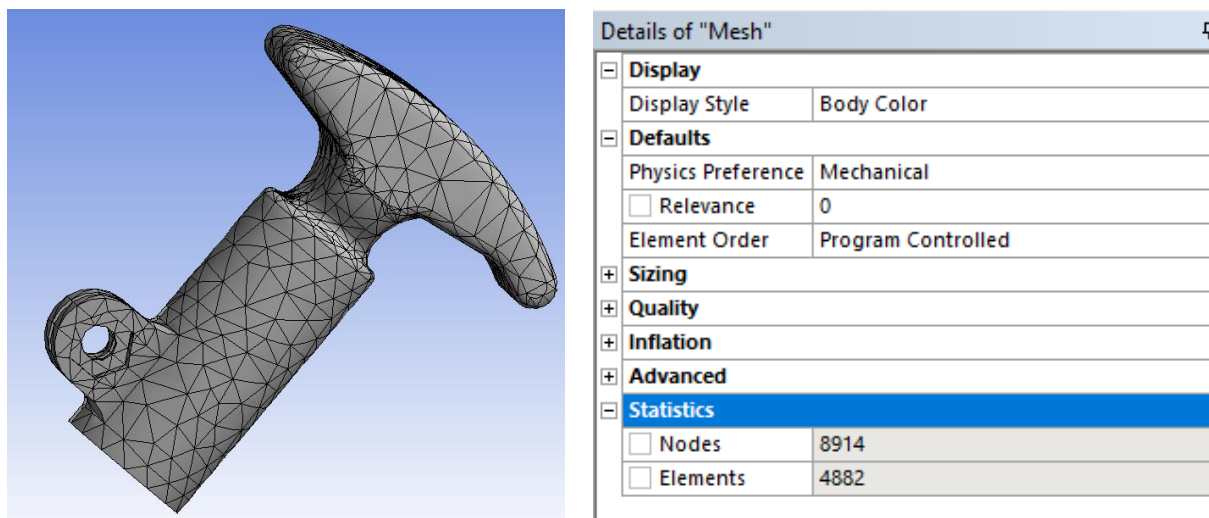


Fig. 37 Rețeaua discretă de elemente finite

Stabilirea modului de aplicare a sarcinilor exterioare și a elementelor de legătură (rezemare)

Pentru aplicarea sarcinilor s-a luat în calcul, ca forță de compresiune, valoarea de 1000 N, valoare echivalentă cu o masă de 100 Kg. Această valoare este ușor exagerată, considerând faptul că, un individ poate apăsa cu o sarcină de 100 Kgf.

Din punct de vedere al condițiilor de legătură, ținându-se seama de faptul că manerul îmbracă un instrument medical utilizat în procedura de implantare, s-a considerat zona interioară a mânerului blocată pe toate direcțiile, astfel încât, pe toată suprafața interioară să nu fie permisă nicio mișcare (au fost anulate toate gradele de libertate). Șurubul de strângere nu a mai fost modelat, dar efectul de strângere a fost simulat prin impunerea unor deplasări de 1 mm stânga - dreapta (a se observa zona galbenă din figura 38).

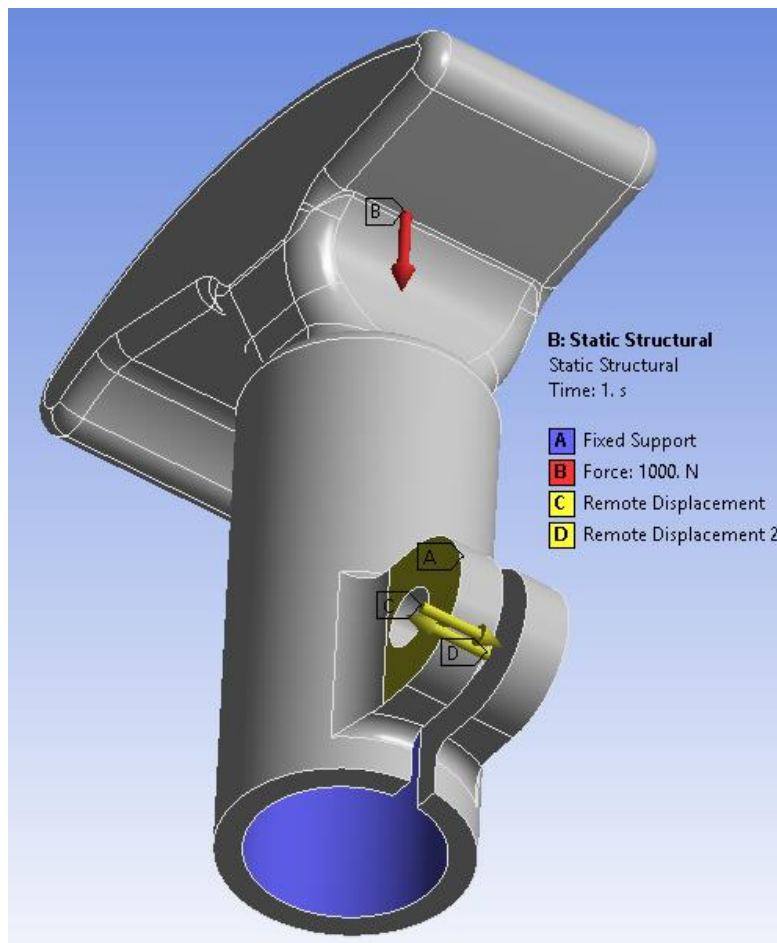


Fig. 38 Aplicarea sarcinilor exterioare și a elementelor de legătură

Rezultatele numerice obținute

Pentru a evalua comportamentul mecanic al modelului analizat, a fost determinată starea de tensiune din acesta, urmărindu-se variația tensiunii normale pe direcția de aplicare a forței de compresie, variația tensiunii echivalente (von Mises), precum și variația tensiunii tangențiale.

Rezultatele obținute în urma simulării numerice se prezintă în figurile următoare.

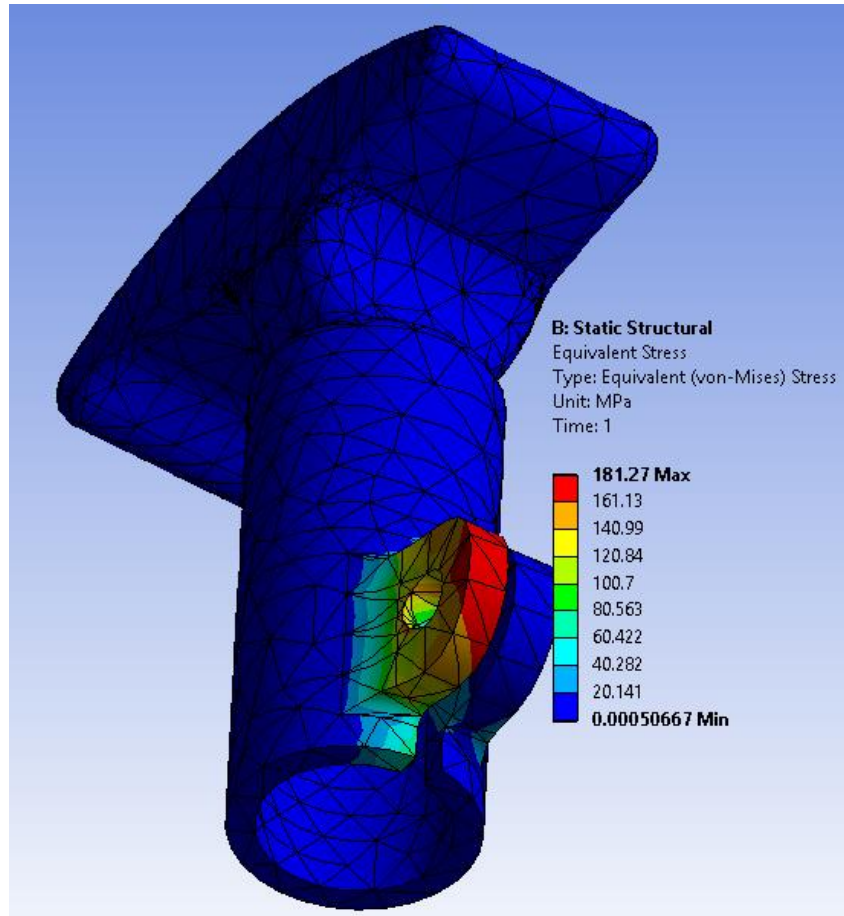


Fig. 39 Variația tensiunii echivalente (von Mises)

Analizând imaginea din figura 39, se observă că tensiunile echivalente maxime se concentrează în zona de fixare a mânerului pe instrumentul medical.

Valoarea maximă a tensiunii (181 MPa) comparată cu valoarea rezistenței la compresie a materialului ABS, utilizat pentru fabricarea mânerului (70 MPa), conduce la concluzia că, în acea zonă, structura își pierde integritatea structurală, iar prin utilizarea repetată a mânerului se ajunge la distrugerea acestuia în zona respectivă.

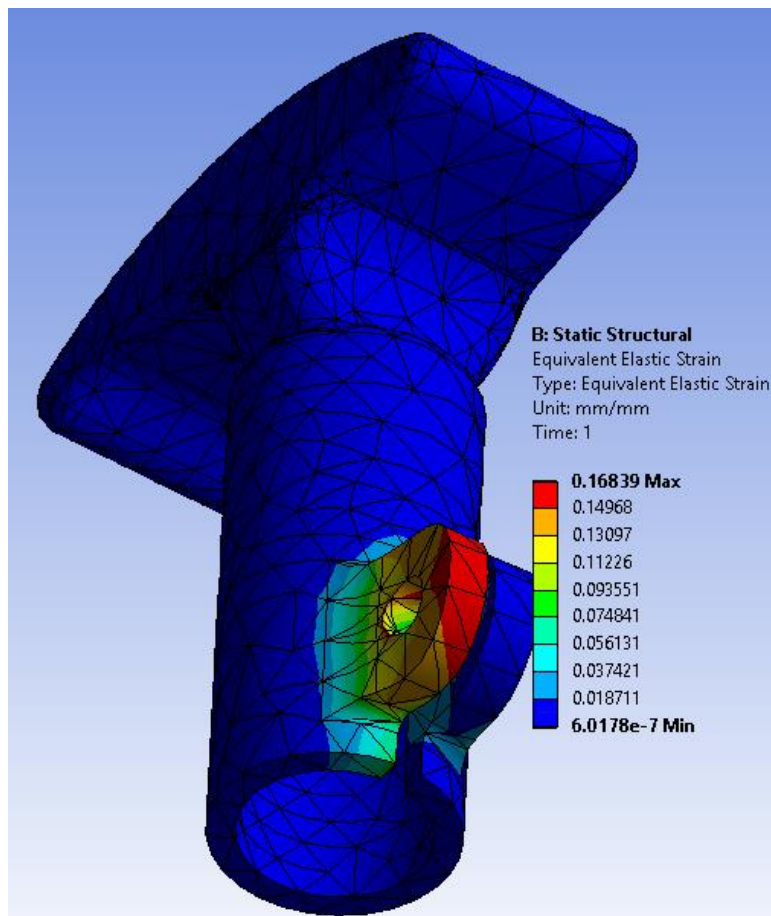


Fig. 40 Variația deformației specifice în modelul analizat

Observând figura 40, se constată că deformația specifică maximă este de 16,84%, valoare atinsă în zona de prindere cu șurub. Această valoare trebuie comparată cu valorile din curba caracteristică, reprezentată în urma testării experimentale la compresiune a materialului din care este realizat mânerul.

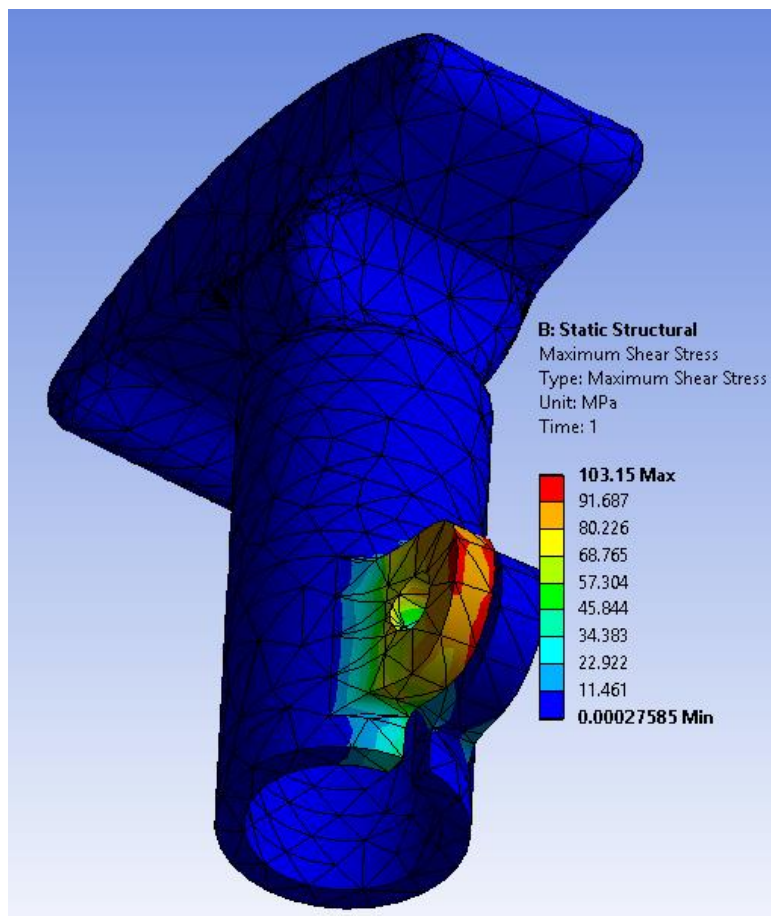


Fig. 41 Variația tensiunii tangențiale maxime

Tensiunea tangențială (valoarea maximă fiind de circa 103 MPa), vizibilă în figura 41, poate genera, destul de ușor, fenomene de lunecare, în cazul procesului de fabricație aditivă prin depunere strat cu strat, fenomenul purtând denumirea de delaminare.

Se constată că valorile maxime apar, ca și în cazul celorlate rezultate, tot în zona de strângere a șurubului de fixare.

În concluzie, se poate menționa faptul că, în această zonă, după utilizări repetate, pot apărea fenomene de delaminare (de desprindere a straturilor).

4.4 Testarea experimentală a materialului ABS

Pentru validarea modelului numeric au fost efectuate teste experimentale la compresiune ale materialului ABS, analizând două situații:

- materialul nesterilizat, depus atât perpendicular, cât și paralel cu direcția solicitării;
- materialul sterilizat, depus atât perpendicular, cât și paralel cu direcția solicitării.

Testarea experimentală a fost realizată pe o mașină universală **INSTRON 8800 de 100 kN**, cu bacuri hidraulice, pentru teste de tracțiune (de la temperatura ambiantă, până la temperatura maximă de 1000°C), încovoiere în trei puncte, compresiune și teste de oboseală (fig. 42).



Fig. 42 Mașină universală INSTRON 8800

În urma testelor și după prelucrarea datelor experimentale, au fost reprezentate curbele caracteristice ale materialului încercat la compresiune (fig. 43-46).

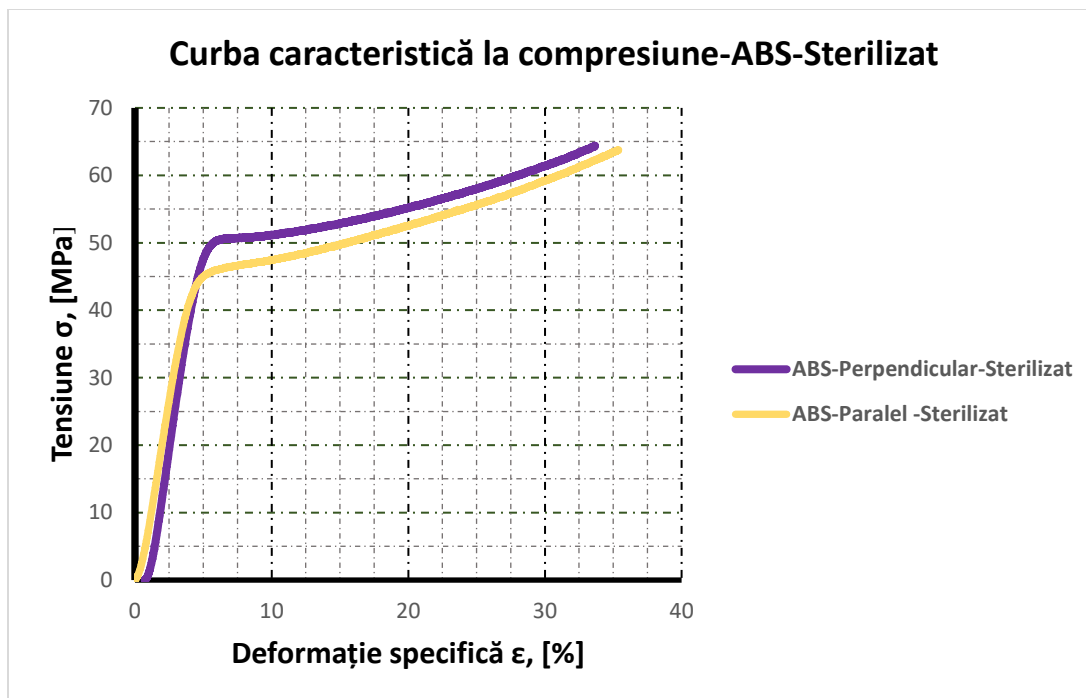


Fig. 43 Curba la compresiune - materiale nesterilizate

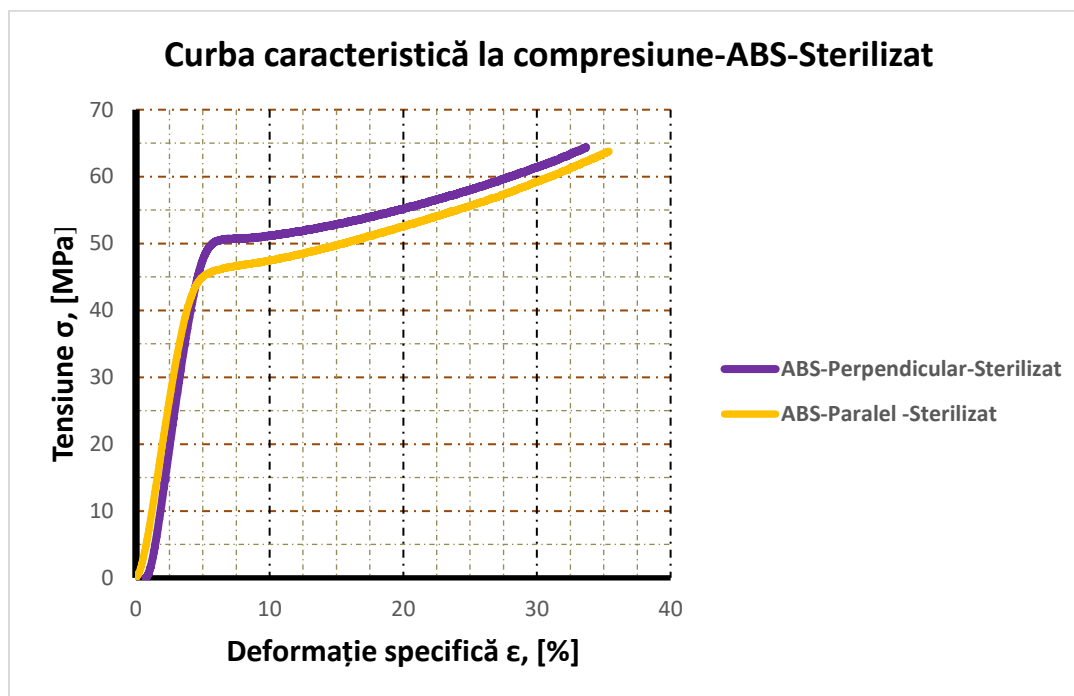


Fig. 44 Curba la compresiune - materiale sterilizate

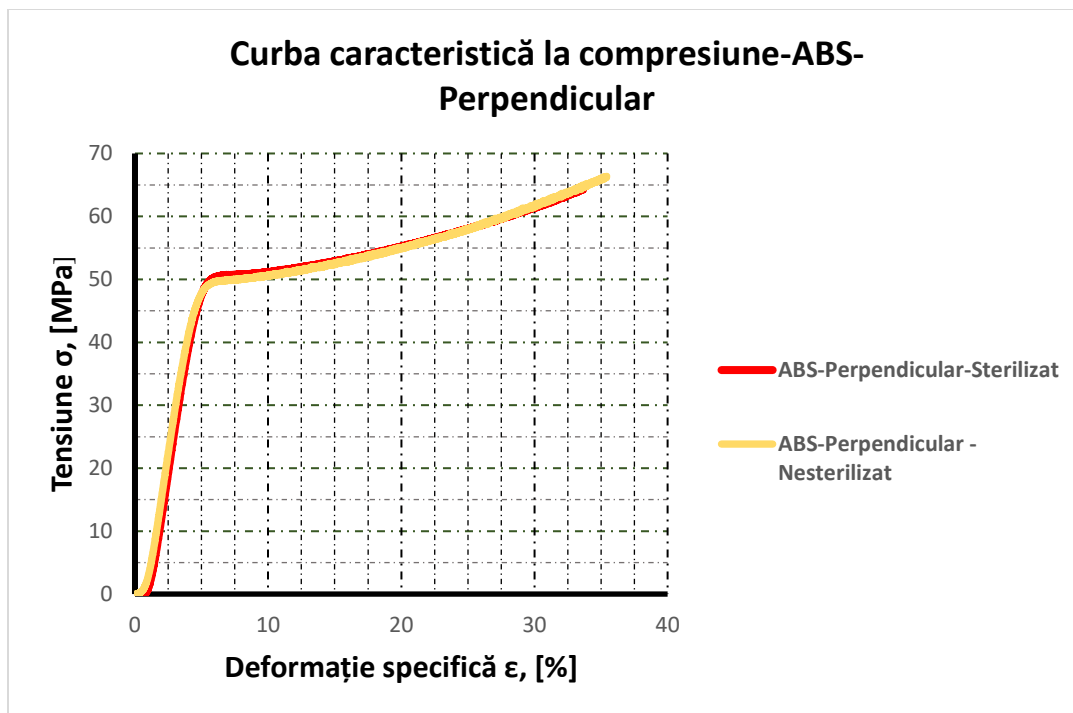


Fig. 45 Curba la compresiune - material depus perpendicular pe direcția de încărcare

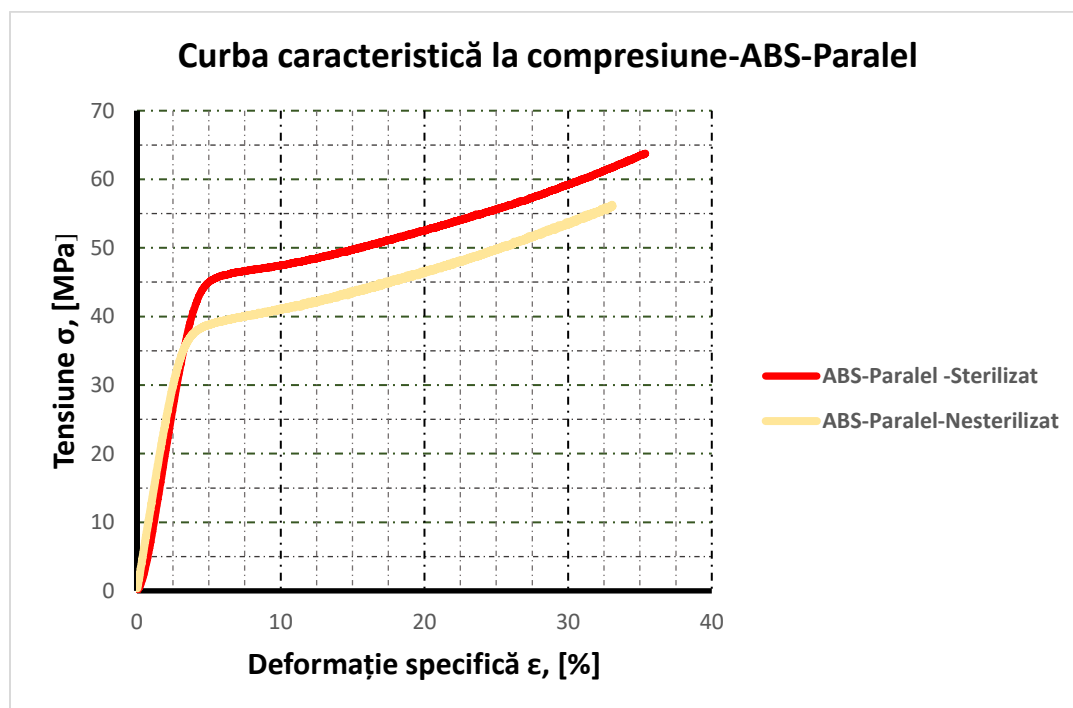


Fig. 46 Curba la compresiune - material depus paralel cu direcția de încărcare

4.5 Testarea în funcționare a mânerului proiectat

Mânerul proiectat a fost realizat prin fabricație aditivă, folosind o imprimantă 3D Mojo (fig. 47), imprimantă dedicată pentru utilizarea ABSplus ca material de depunere (fig. 48).

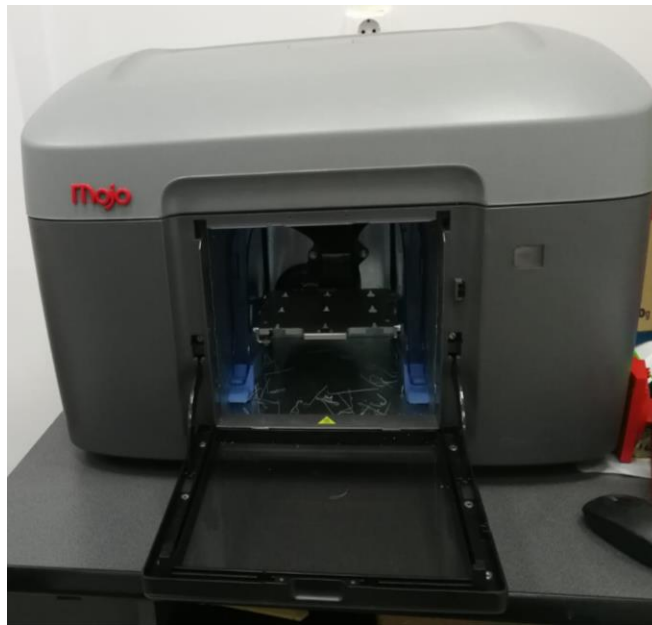


Fig. 47 Imprimanta 3D



Fig. 48 Forma finită a mânerului proiectat

Analizând figura 45 se observă că materialul ABS, folosit în realizarea mânerului, înainte și după sterilizare nu își modifică proprietățile mecanice (curbele sunt suprapuse).

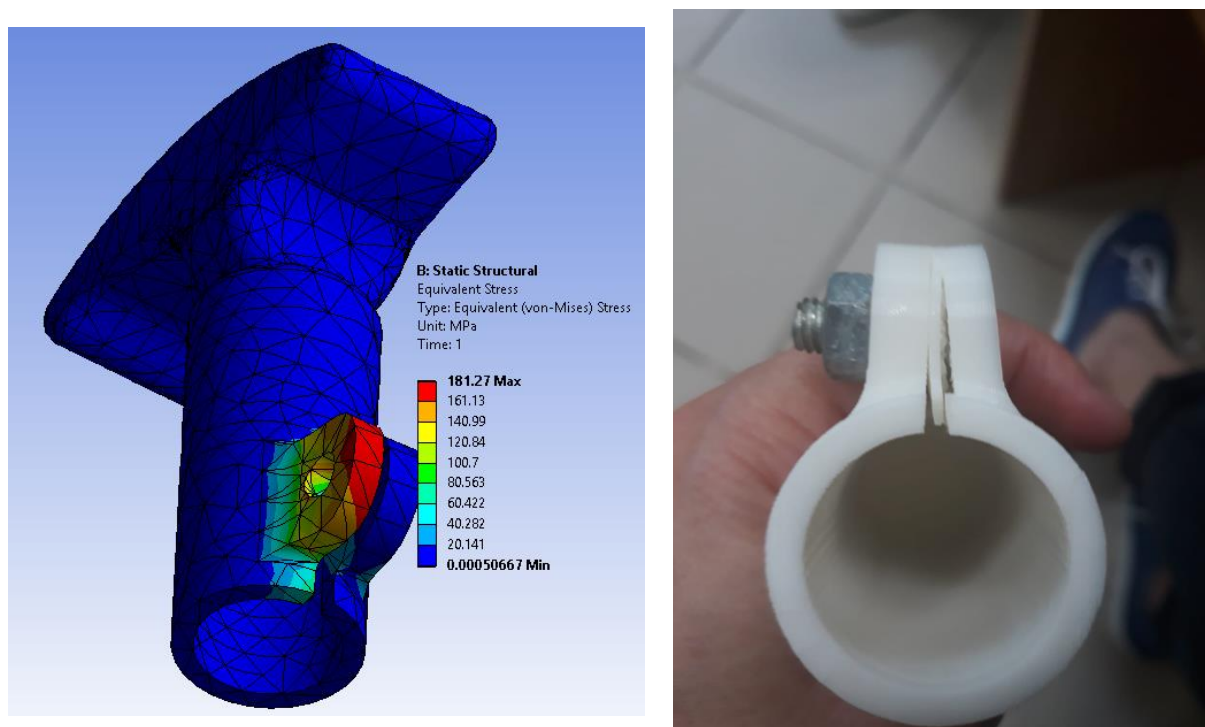


Fig. 49 Validarea modelului numeric

Comparând rezultatele numerice cu cele obținute prin testarea în funcționare a mânerului proiectat (fig. 50), se confirmă faptul că, în zona de strângere a șurubului se produce o desprindere a straturilor după mai multe utilizări.

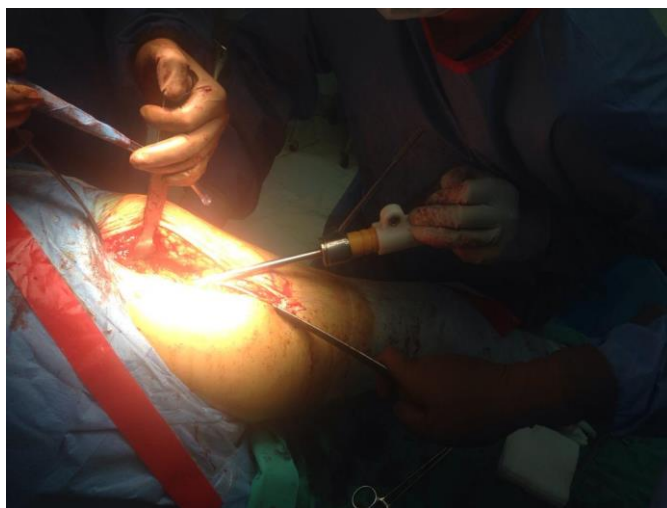


Fig. 50 Utilizarea mânerului în practica chirurgicală

În consecință, direcțiile următoare de cercetare vor consta în optimizarea modelului și în consolidarea zonei de strângere a șurubului.

4.6 Optimizarea prototipului - mâner de fixare

În urma rezultatelor obținute, atât din analiza numerică (fig. 49), cât și din testarea practică a mânerului proiectat (fig. 49 și fig. 50) s-a constatat că, în zona de fixare a șurubului are loc o desprindere a straturilor, ceea ce, a necesitat optimizarea prototipului.

Din aceste considerente, prototipul a fost reproiectat, astfel încât, zona de fixare a șurubului a fost modificată. Au fost introduse zone de racordare între porțiunea de prindere a șurubului și mânerul propriu-zis, adică, s-a realizat o modificare a geometriei și a formei mânerului inițial.

Calcululele structurale au fost refăcute, având ca *funcție obiectiv* micșorarea masei reperului proiectat iar ca *restricție* în procesul de optimizare, a fost impusă valoarea maximă a tensiunii echivalente (von Mises). Această valoare nu trebuie să depășească valoarea maximă de rupere a materialului din care este confecționat mânerul (70 MPa).

După efectuarea calcululelor numerice de optimizare, păstrând aceleași condiții de încărcare și de rezemare, au fost obținute rezultate mult superioare celor din cazul modelului anterior.

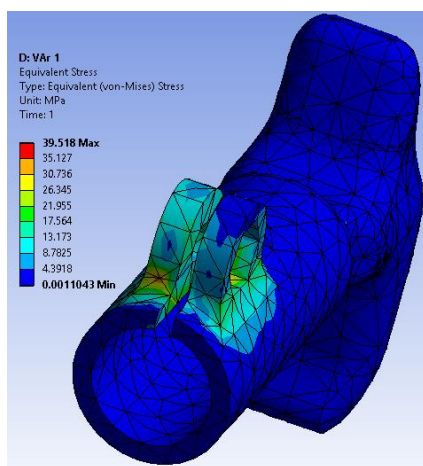


Fig. 51 Variația tensiunii echivalente în modelul optimizat

Analizând figura 51, se poate observa că, în zona de fixare a șurubului de strângere, efectul de concentrare a tensiunilor a fost îndepărtat, întrucât, valoarea maximă a

tensiunii echivalente este în jur de 40 MPa, valoare aflată sub limita de rupere a materialului folosit la realizarea efectivă a reperului proiectat.

5. Concluzii

Cercetările dezvoltate în cadrul acestei teme conduc la următoarele concluzii generale:

- metoda de tipărire 3D reprezintă o tehnologie care, atât în prezent cât și în viitor, poate fi aplicată cu succes în diverse domenii, aceasta reprezentând o alternativă eficientă de înlocuire a tehnologiilor clasice de obținere a diverselor repere tehnice utilizate în practica inginerescă și medicală;

- cei care folosesc tehnica de tipărire 3D, trebuie să țină cont de faptul că, în funcție de modul de depunere a filamentului, comportamentul mecanic variază;

- calculul numeric folosind metoda elementelor finite reprezintă o metodă rapidă și eficientă pentru evaluarea comportamentului mecanic al pieselor obținute prin metoda de tipărire 3D;

- în cadrul acestei teme de cercetare a fost elaborată o tehnologie de proiectare și de realizare a pieselor obținute prin procedeul de tipărire 3D.

BIBLIOGRAFIE

1. Jin, Y., Li, X., R. Campbell, I., Ji, S., Visualizing the hotspots and emerging trends of 3D printing through scientometrics, Rapid Prototyping Journal, Vol. 24 Issue: 5, 2018, pp. 801-812
2. Gupta, B.M., Dhawan, S.M., Three Dimensional (3D) Printing: A Scientometric Assessment of Global Publications Output during 2007-16, DESIDOC Journal of Library and Information Technology, 38, 2018
3. Popescu, D., Laptou, D., Rapid prototyping for patient-specific surgical orthopaedics guides: A systematic literature review, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine, 230(6), 2016
4. Wohlers report, ISBN 978-0-9913332-3-3, available at <https://wohlersassociates.com/2017report.htm>, 2017
5. Hornick, J., 3D printing patent landscape, available at <https://3dprint.com/181207/3d-printing-patent-landscape>, 2017

6. SME, Medical Additive Manufacturing/3D Printing Annual Report 2018, available at: <https://www.sme.org/medical-am3dp>
7. Rybicki, F.J. , Grant, G.T. (eds.), 3D Printing in Medicine: A Practical Guide for Medical Professionals, 2017, Springer
8. Srivatsan, T.S., Sudarshan, T.S., Additive Manufacturing Innovations, Advances, and Applications, Chapters 14-16, 2015, CRC Press
9. Popescu, D., Laptoiu, D., Botezatu, I., Marinescu, R., Design and 3D printing customized guides for orthopaedic surgery - lessons learned, Rapid Prototyping Journal 24(5), 2018, pp. 901-913
10. George, M., Aroom, K.R., Hawes, H.G., Gill, B.S., Love, J., 3D printed surgical instruments: the design and fabrication process, World J Surg, 41(1), 2017, pp. 314-319
11. Wong, J.Y., Pfahnl, A.C., 3D printing of surgical instruments for long-duration space missions, Aviat Space Environ Med 85(7), 2014, pp. 758–763
12. Kondor, S., Personalized surgical instruments, J Med Devices, ASME 7(3), 2013,
13. Wadia, F., Malik, M.H.A., Leonard, D., Porter, M.L., Cement pressurisation in the acetabulum, International Orthopaedics, 30(4), 2006, pp. 237-42
14. Smith, B. N., Improved acetabular cementing techniques, Master thesis, Queensland University of Technology, 2007, available at: https://eprints.qut.edu.au/16560/1/Bjorn_N._Smith_Thesis.pdf
15. Breusch, S., Malchau, H., The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice, 2005, Springer
16. Hernandez, R., Slaughter, D., Whaley, D., Tate, J., Asiabanpour, B., Analyzing the tensile, compressive, and flexural properties of 3D printed ABS P430 plastic based on printing orientation using fused deposition modeling, Solid Freeform Fabrication 2016, Proceedings of the 26th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium, 2016, pp. 939-950
17. Ahn, S.-H., Montero, M., Odell, D., Roundy, S., Wright, P.K., Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS, Rapid Prototyping J., 8 (4), 2002, pp. 248-257

18. Popescu, D., Zapciu, A., Amza, C., Baci, F., Marinescu, R., FDM process parameters influence over the mechanical properties of polymer specimens: A review, Polymer Testing, vol. 69, 2018, pp. 157-166
19. Sood, K., Ohdar, R.K., Mahapatra, S.S., Experimental investigation and empirical modelling of FDM process for compressive strength improvement, J. Adv. Res., 3, 2012, pp. 81-90
20. Popescu, D., Vlasceanu, D., Cursaru, L., Baci, F., Hadar, A., Low-temperature sterilization influence on fused deposition modelling parts, Proceedings in Manufacturing Systems, Volume 11, Issue 3, 2016, pp.151-158
21. Lee, C.S., Kim, S.G., Ahn, S.H., Measurement of anisotropic compressive strength of rapid prototyping parts, Journal of Materials Processing Technology, 187–188, 2007, pp. 627–630
22. Richter, J., Jacobs, P., Accuracy in Rapid Prototyping & Manufacturing, Society of Manufacturing Engineers, 1992, pp. 287-315
23. Mahesh, M., Wong, Y.S., Fuh, Y.H., Loh, H.T., Benchmarking for comparative evaluation of RP systems and processes, Rapid Prototyping Journal, Vol. 10, Number 2, 2004, pp.123-135
24. Juster, N.P., Childs, T.H.C., Linear and geometric accuracies from layer manufacturing, CIRP annals, Vol. 43, Number 1, 1994, pp.163- 166
25. Ippolito, R., Iuliano, L., Gatto, A., Benchmarking of Rapid Prototyping Techniques in Terms of Dimensional Accuracy and Surface Finish, Annals of the CIRP, 44, 1995, pp.157-160
26. Kruth, J.P., ș.a., Benchmarking of different sls/slm processes as rapid manufacturing technique, Int. Conf. Polymers & Moulds Innovations (PMI), Gent, Belgia, 2005
27. Constantinescu, I.N., Sorohan, Șt., Pastramă, Șt., The Practice of Finite Element Modeling and Analysis, București, Editura PRINTECH, 2006
28. Gheorghiu, H., Vlăsceanu, D., Mistakes and traps in FEM practice, The 8th International Conference on Management of Inovative Technologies MIT, 2005
29. <https://www.zspotmedia.ro/>
30. ANSYS, User Manual