

**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**

Etapă 2

**Utilizarea rezultatelor obținute prin tehnici experimentale și prin analize
numerice pentru realizarea unor modele funcționale cu aplicație în medicină
și inginerie**

Autor:

Conf. dr. ing. Daniel VLĂSCÉANU

Coordonator:

Prof. dr. ing. Anton HADĂR

CUPRINS

1	Introducere	2
2	Calculul numeric utilizând metoda elementelor finite (MEF)	3
2.1	Concepte de bază ale MEF	3
2.2	Modelarea în biomecanica sistemului osteo – articular uman	7
2.3	Realizarea modelului numeric	13
3	Testare experimentală	20
3.1	Testarea în funcționare a mânerului proiectat	23
4	Concluzii	24
	Bibliografie	24

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

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.

Inițial, colaborarea cu specialiștii din domeniul chirurgiei ortopedice a apărut la cererea acestora privind determinarea comportamentului biomecanic al protezelor de șold, 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.

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 mențină 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 tip mâner.

Modelul geometric al dispozitivului a fost realizat în programul CAD Catia și a fost calculat din punct de vedere al comportamentului mecanic în programul ANSYS, program dedicat calculelor structurale de rezistență utilizând 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.

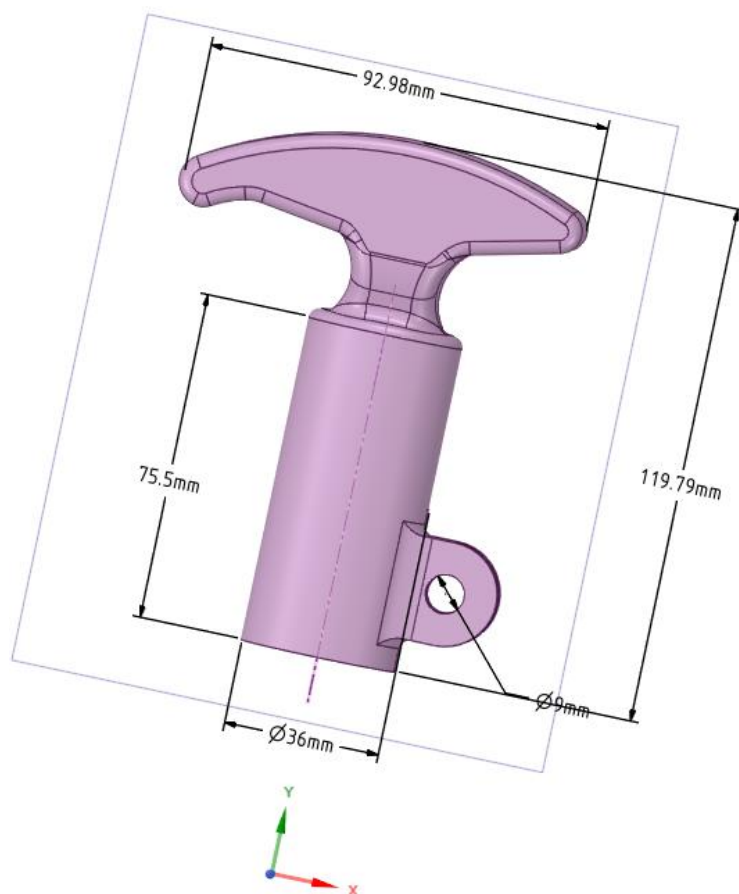


Figura 1 Forma și dimensiunile dispozitivului de fixare

2. Calculul numeric utilizând metoda elementelor finite (MEF)

2.1 Concepte de bază ale MEF

Simplitatea conceptelor de bază ale metodei elementelor finite (MEF) este unul dintre avantajele importante 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 deci introduce conceptul de forță concentrată, fără ca prin aceasta să se producă 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 anumite 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 componente ale structurii și 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.

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 interacțiune 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 nici un 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 și 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 din partea utilizatorului un efort considerabil 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.

2.2 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.

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 cu o porțiune rectilinie. Aceasta justifică acceptarea ipotezei liniarității fizice și a valabilității legii lui Hooke, pentru solicitării 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 și 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 să se obțină o imagine globală a stării de tensiuni 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 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, este unul din aspectele care generează dificultăți suplimentare, apreciabile în realizarea studiilor de biomecanică și care trebuie luat în considerare totdeauna.

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 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 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 implantelor 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 greutății totale 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 “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.

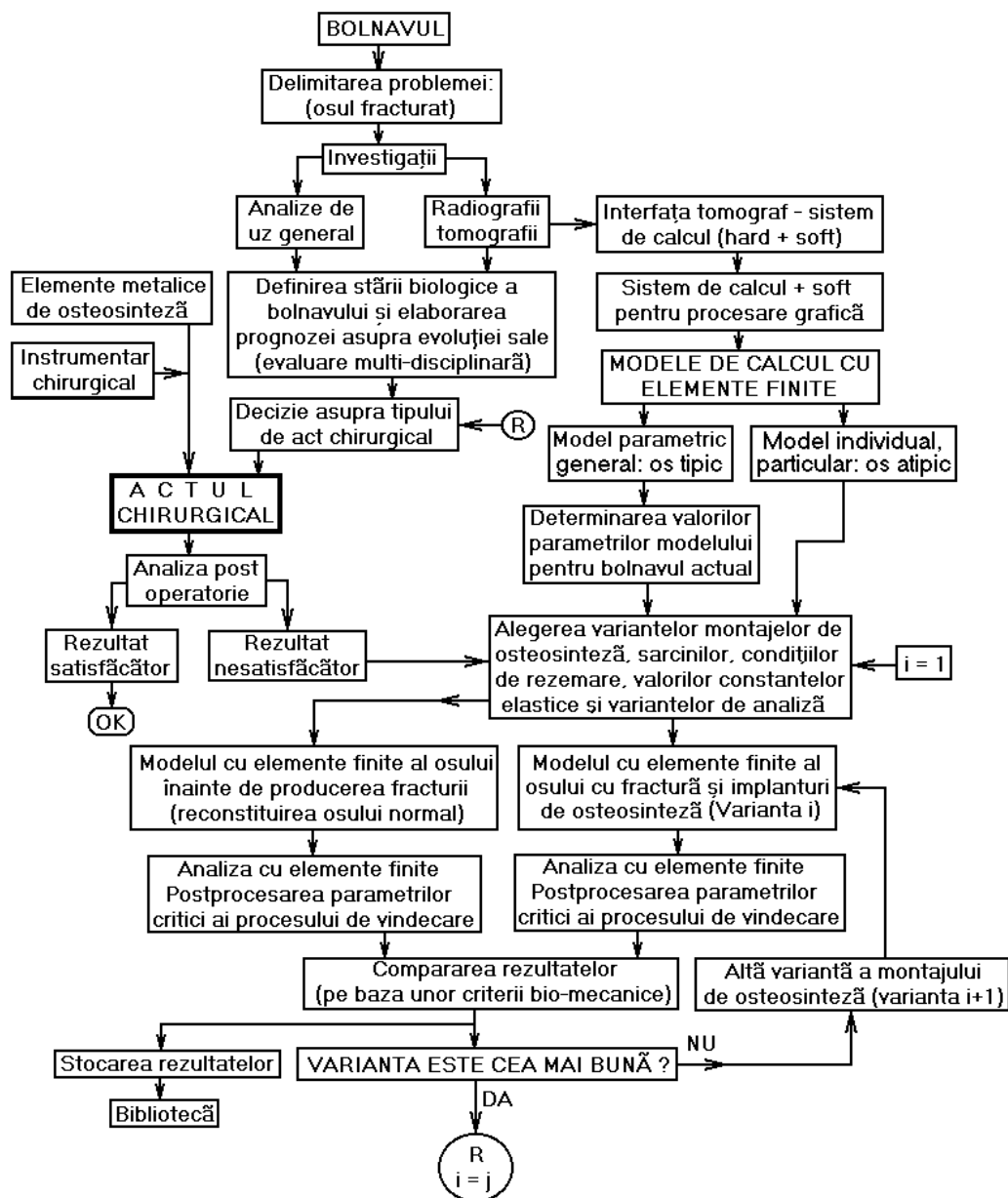


Figura 2 Schema logică analiză numerică

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 ce 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 ce se studiază. 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 3, 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 3 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 tensiuni) 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 post operatorie a actului chirurgical și a stării pacientului.

2.4 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.

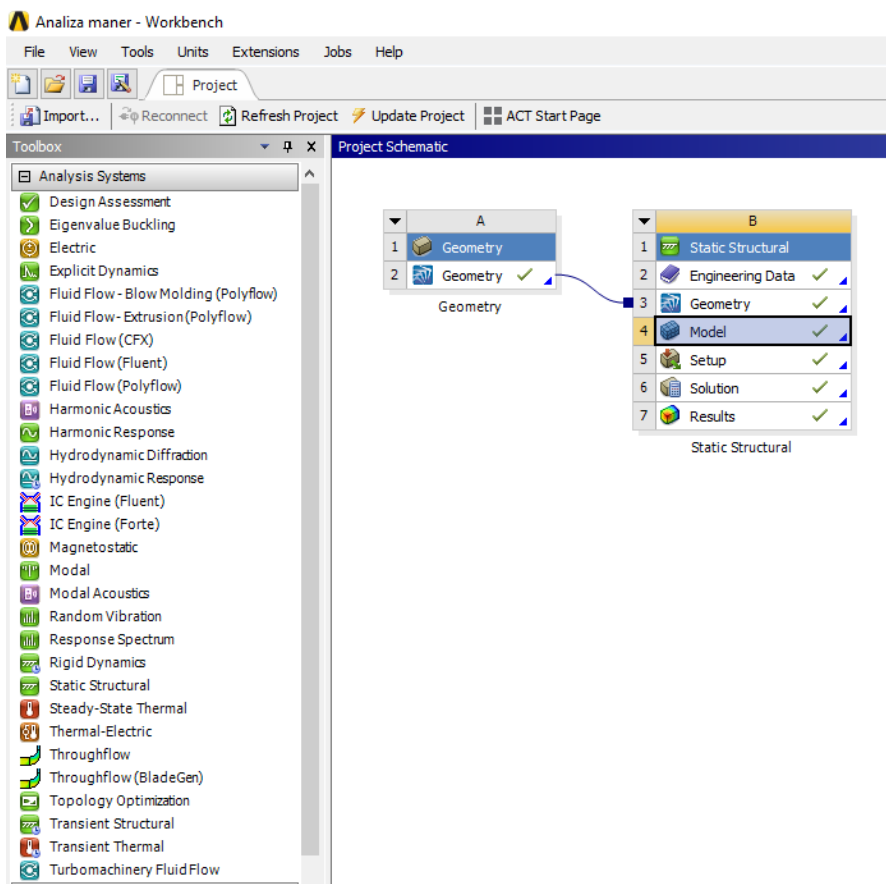


Figura 3 Schema proiectului de calcul numeric

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 utilizat 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 aeronautica, mecanică 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.

Tabelul nr. 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
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
1	Property	Value	Unit	E
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	

Figura 4 Proprietăți mecanice și elastice

Discretizarea structurii

Pentru efectuarea calcului numeric modelul geometric realizat tridimensional a fost discretizat cu elemente finite tridimensionale de tip SOLID. 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 din întregul model.

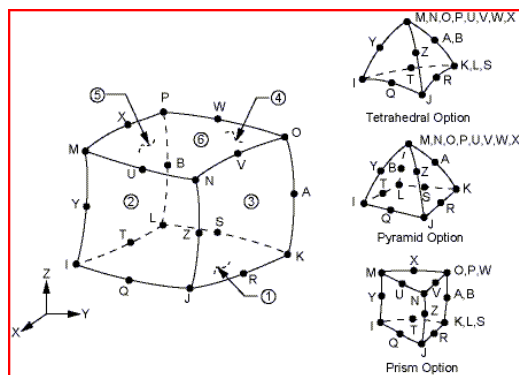


Figura 5 - Geometria elementului finit SOLID187

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 6 se prezintă modelul geometric discretizat.

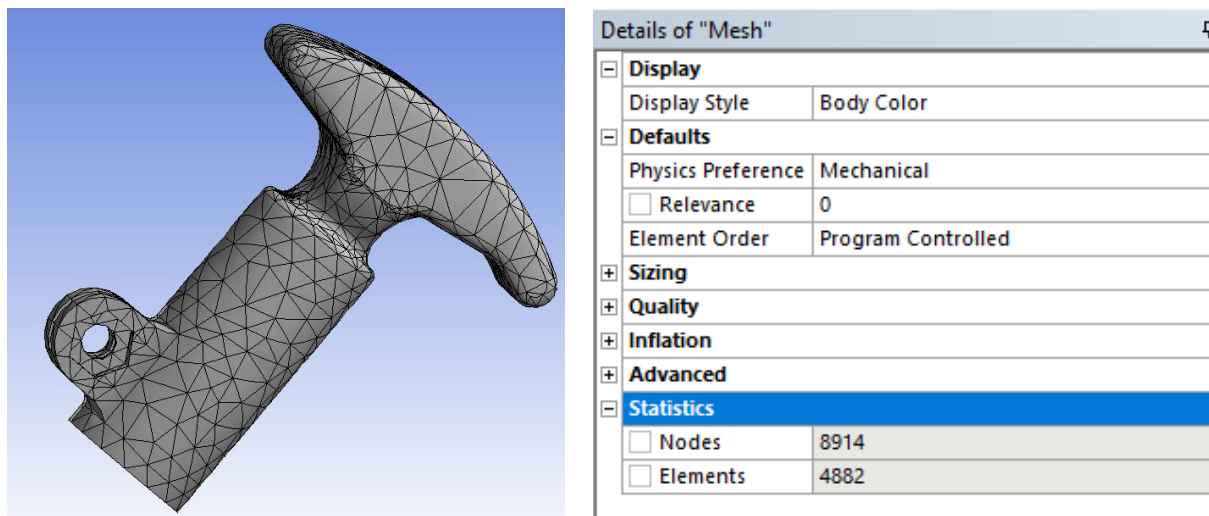


Figura 6 Rețeaua discretă de elemente finite

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. Valoarea forței de compresiune este ușor exagerată considerând faptul că un individ poate apăsa cu o sarcină de 100 Kg forță.

Din punct de vedere al condițiilor de legătură, ținându-se cont că manerul îmbracă un instrument medical utilizat în procedura de implantare, s-a considerat zona interioară a mânerului blocată pe toate direcțiile astfel pe toată suprafața interioară nepermițându-se 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 7).

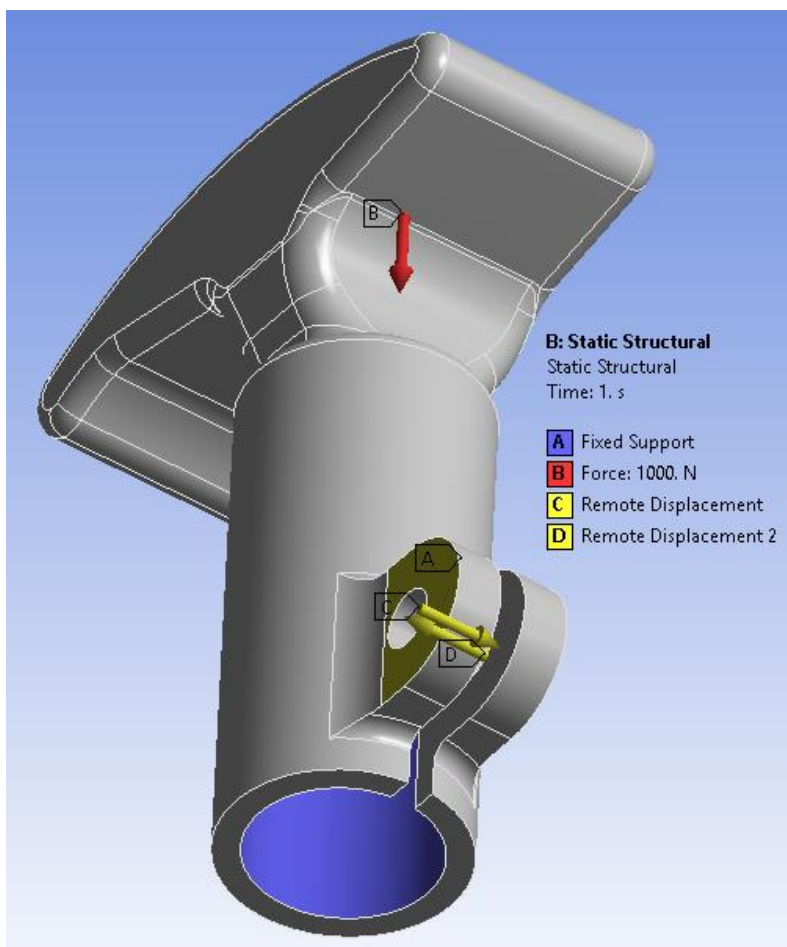


Figura 7 Aplicarea sarcinilor exterioare și a elementelor de legătură

Rezultatele numerice obținute

Pentru a evalua modelul analizat din punct de vedere al integrității structurale s-a optat pentru determinarea stării de tensiune, care se dezvoltă în model, calculul tensiunii normale pe direcția de aplicare a forței de compresiune, calculul tensiunii echivalente folosind criteriul vonMises precum și calculul tensiunii tangențiale maxime.

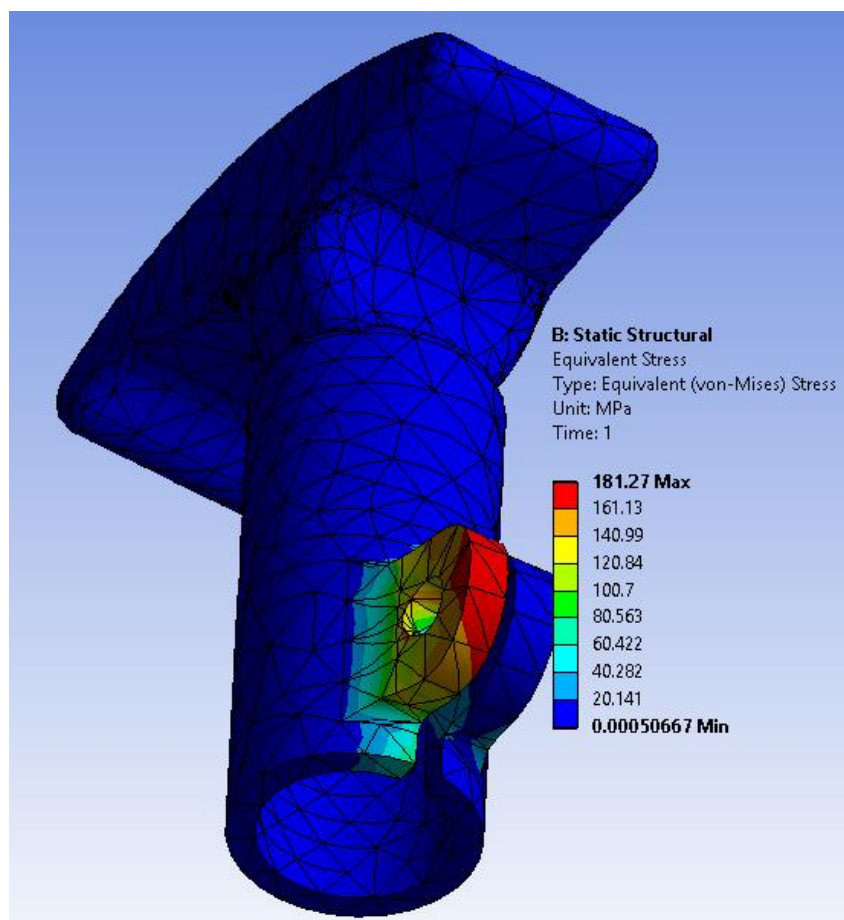


Figura 8 Variația tensiunii echivalente (criteriul vonMises)

Analizând imaginea din figura 8 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 compresiune a materialului utilizat pentru fabricarea mânerului, conduce la concluzia că în acea zonă structura își pierde integritatea

structurală, iar utilizarea repetată a mânerului se ajunge până la distrugerea acestuia în zona respectivă.

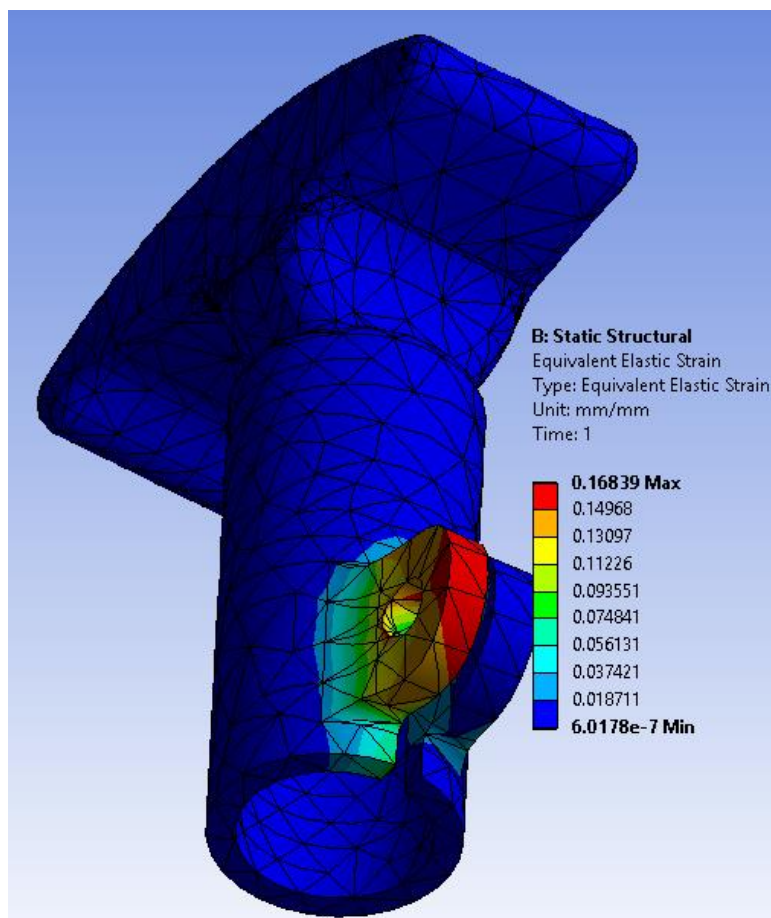


Figura 9 Variația deformației specifice ă modelul analizat

Analizând figura 9 se constată că deformația specifică maximă este de 16,84 % și se atinge în zona de prindere cu șurub. Această valoare va fi comparată cu valorile din curba caracteristică reprezentată în urma testării experimentale la compresiune a materialului din care este realizat mânerul.

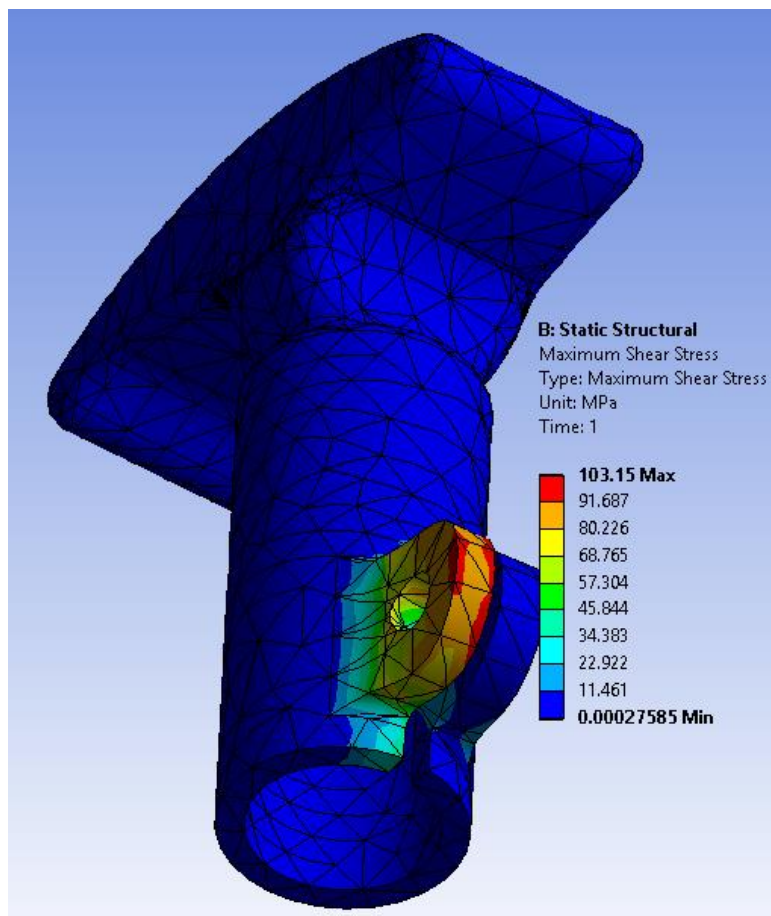


Figura 10 Variația tensiunii tangențiale maxime

Tensiunea tangențială maximă scoate în evidență fenomenul de forfecare (lunecare), în cazul procesului de fabricație aditivă prin depunere strat cu strat acest fenomen poartă numele 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 evidenția faptul că în această zonă, după utilizări repetate, se produc fenomene de delaminare (de desprindere a straturilor).

3 Testarea experimentală a materialului ABS

Pentru validarea modelului numeric au fost efectuate teste experimentale la compresiune 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 1000C), încovoiere în trei puncte, compresiune și teste de oboseală.



Figura 11 Mașină universală INSTRON 8800

În urma testelor și după prelucrarea experimentale au fost reprezentate curbele caracteristice ale materialului încercat la compresiune.

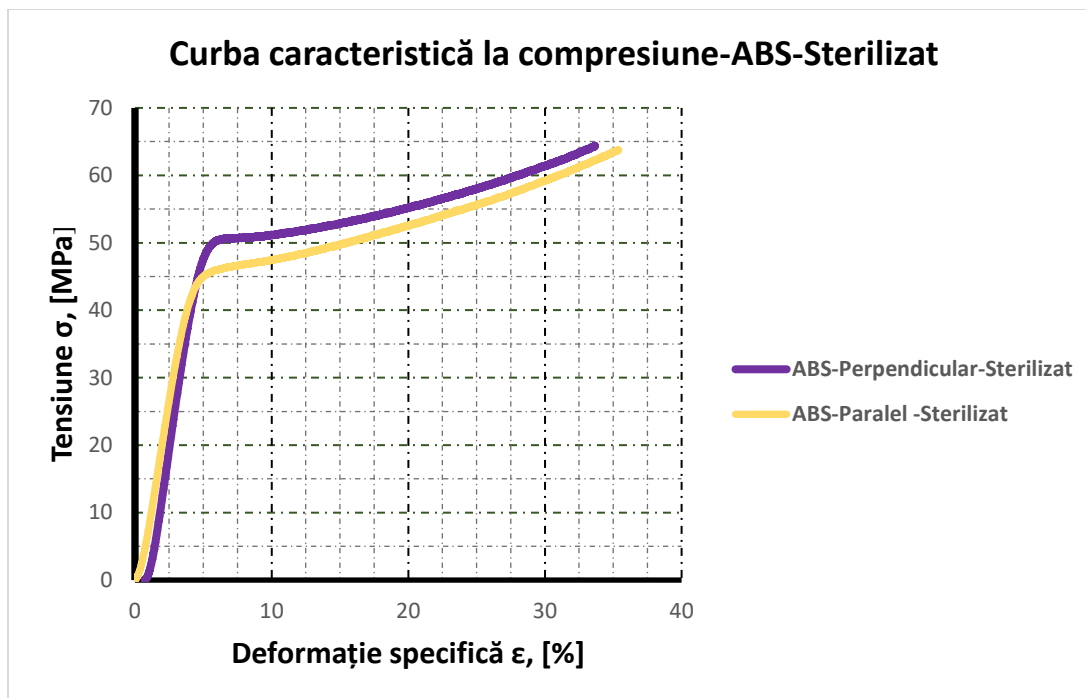


Figura 12 Curba la compresiune – Materiale nesterilizate

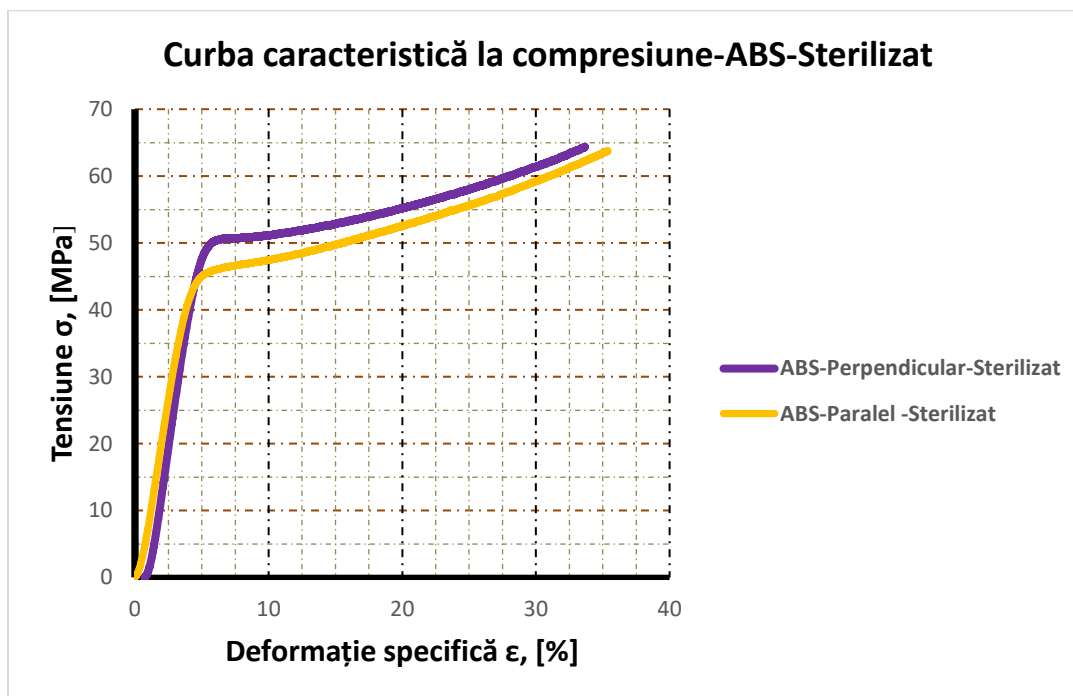


Figura 13 Curba la compresiune – Materiale sterilizate

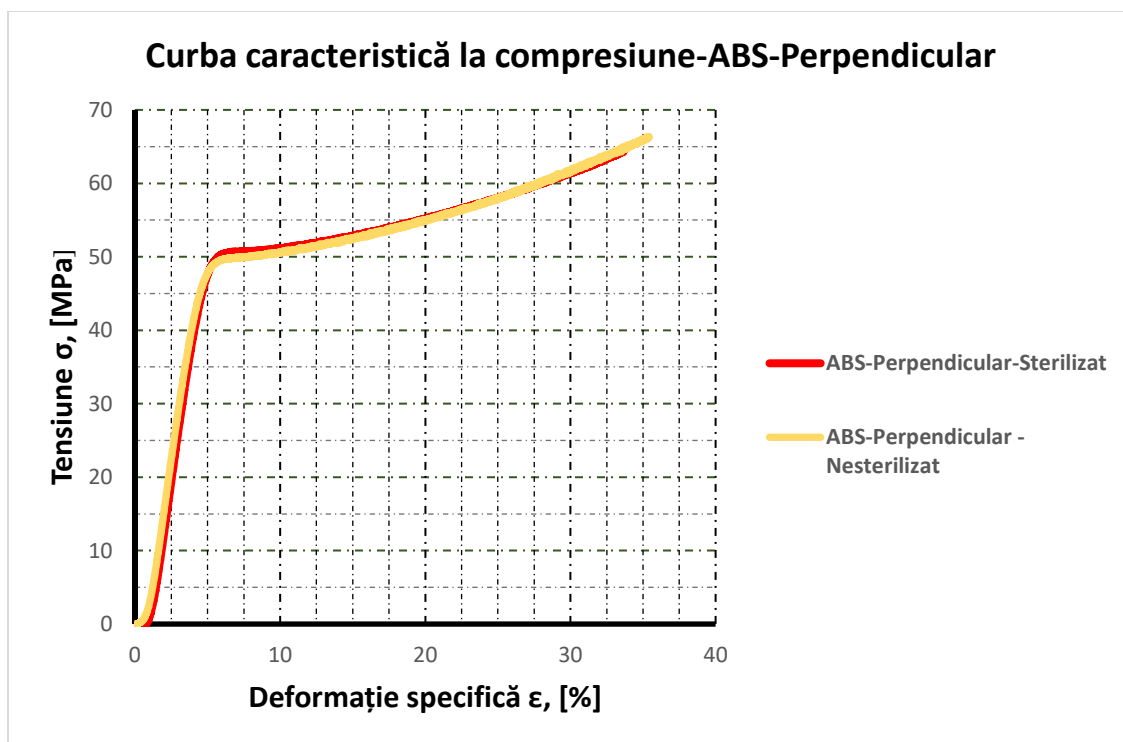


Figura 14 Curba la compresiune – material depus perpendicular pe direcția de încărcare

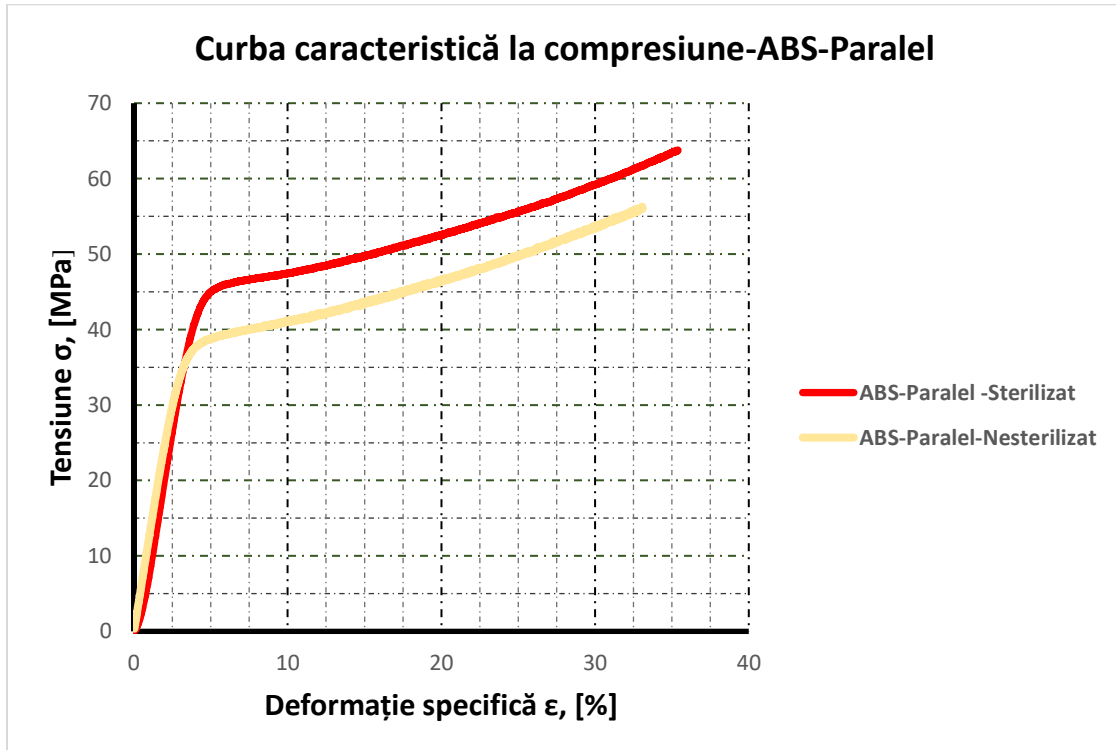


Figura 15 Curba la compresiune – material depus paralel la direcția de încărcare

3.1 Testarea în funcționare a mânerului proiectat

Mânerul proiectat a fost realizat prin fabricație aditivă folosind o imprimantă 3D Mojo, imprimantă dedicată pentru utilizarea ABSplus ca material de depunere, prezentată în figura 16.

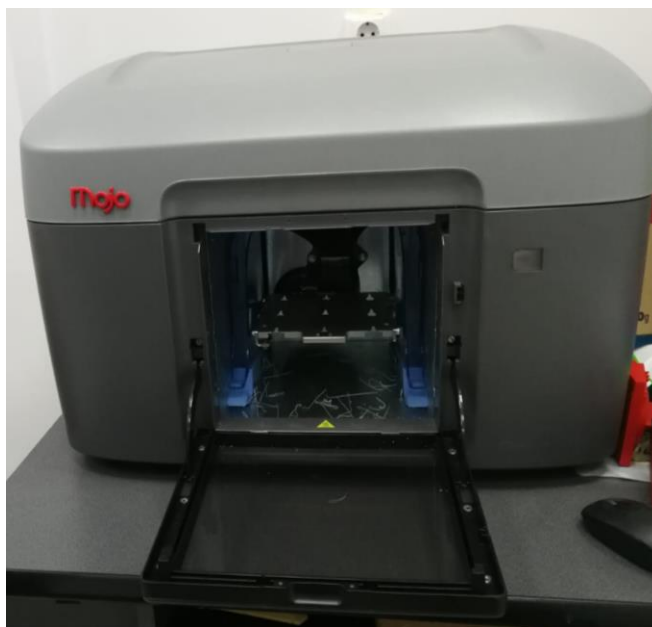


Figura 16 Imprimanta 3D



Figura 17 Realizarea modelului proiectat

4 Concluzii

Analizând figura 14 se observă că materialul ABS, folosit în realizarea mânerului, înainte și după sterilizare nu-și modifică proprietățile mecanice.

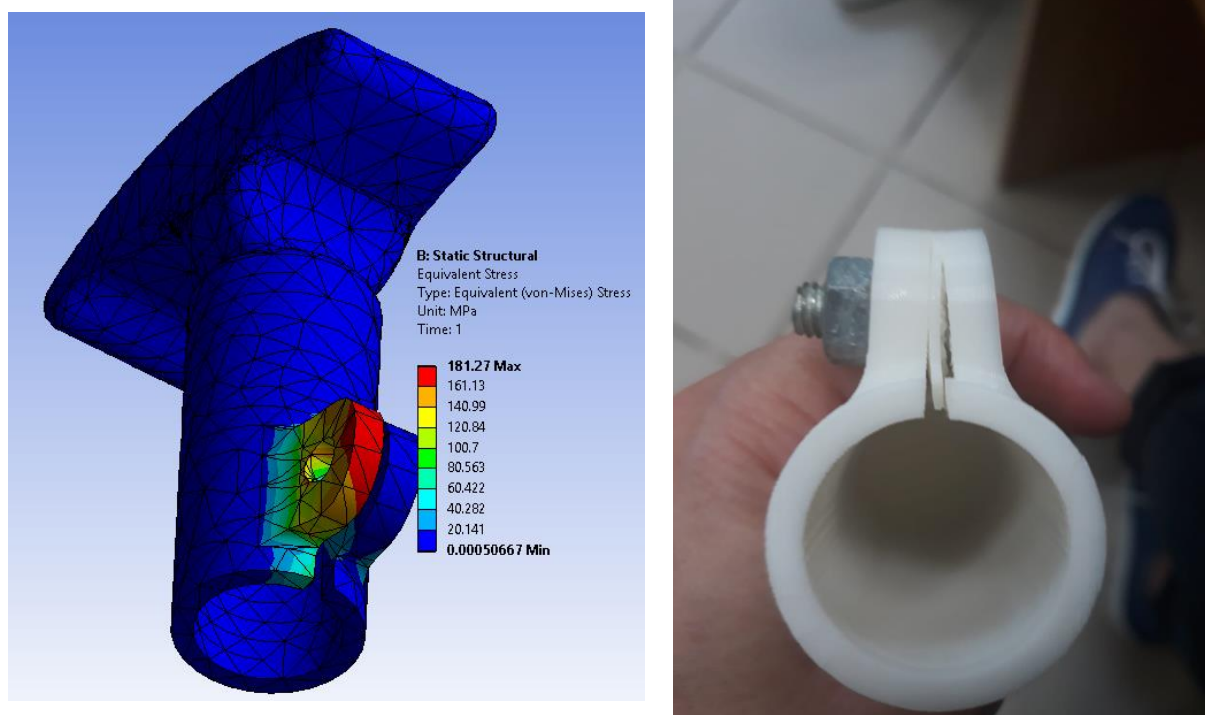


Figura 18 Validarea modelului numeric

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

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

Bibliografie

1. ANSYS , User Manual
2. Constantinescu, I.N., Sorohan, Șt., Pastramă, Șt. The Practice of Finite Element Modeling and Analysis. București, Editura PRINTECH, 2006
3. Gheorghiu H., Vlăsceanu D., “Mistakes and traps in FEM practice”, The 8th International Conference on Management of Inovative Technologies MIT, 2005