



**Rezumatul
TEZEI DE DOCTORAT**

**Summary of
PhD THESIS**

TITLUL LUCRĂRII:

**STUDII ȘI CERCETĂRI PRIVIND PROPRIETĂȚILE DE MATERIAL ȘI
COMPORTAMENTUL MECANIC AL OSULUI TIBIAL PROTEZAT.
CONTRIBUȚII PRIVIND ALEGEREA OPTIMĂ A IMPLANTULUI ORTOPEDIC
DE GENUNCHI**

PAPER'S TITLE:

**STUDIES AND RESEARCH ON THE MATERIAL PROPERTIES AND
MECHANICAL BEHAVIOR OF THE TIBIAL BONE. CONTRIBUTIONS
REGARDING THE OPTIMAL CHOICE OF THE ORTHOPEDIC KNEE
IMPLANT**

**CONDUCĂTOR DE DOCTORAT/ PhD Advisor
Prof. univ. dr. ing. Viviana FILIP**

**DOCTORAND/ PhD Candidate
Ing. BĂLAȘA Constantin Mihai**

**TÂRGOVIȘTE
2019**

CUPRINS

	Pag. în rezumat	Pag. în teză
CUVINTE CHEIE	4	-
Structura tezei de doctorat (RO)	6	-
Brief description of thesis (EN)	7	-
Lista cu lucrările științifice publicate	-	1
Lista cu abrevieri și simboluri	-	3
Lista cu tabele și figuri	-	5
1. INTRODUCERE. OBIECTIVELE TEZEI DE DOCTORAT	9	15
Partea generală:		
2. STADIUL ACTUAL PRIVIND MODELAREA ȘI ANALIZA CU ELEMENT FINIT A ANSAMBLULUI OS TIBIAL – IMPLANT ORTOPEDIC DE GENUNCHI.....	11	23
Partea specifică:		
3. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND PROPRIETĂȚILE DE MATERIAL ALE OSULUI TIBIAL ȘI ALE CARTILAJULUI	12	41
3.1 Analiza structurală a osului tibial și a cartilajului, folosind difractometrul de raze X.....	13	41
3.2 Determinarea rigidității și a microdurității cartilajului prin procedeul de nanoindentare	15	48
3.3 Analiza topografiei suprafeței cartilajului folosind tehnici de microscopie cu forță atomică	16	52
3.4 Analiza morfologică și elementală a osului tibial și a cartilajului, folosind microscopul electronic cu baleiaj SEM. Studiu comparativ os sănătos – os degradat	17	55
Partea de modelare 3D și studierea comportamentului mecanic al ansamblului os – implant:		
4. MODELAREA 3D A ANSAMBLULUI OS TIBIAL – IMPLANT DE GENUNCHI	20	63
4.1 Tehnici de scanare 3D în modelarea sistemelor ortopedice (Ingineria inversă).....	20	63
4.2 Modelarea osului tibial folosind SolidWorks și tehnici de scanare 3D	21	67
4.3 Modelarea componentelor implantului de genunchi	27	89
4.4 Modelarea cimentului folosit pentru fixarea implantului de genunchi și prelucrarea tibiei în vederea introducerii implantului	29	99
4.5 Asamblarea componentelor în vederea formării sistemului tibie – implant de genunchi	32	107
5. STUDIAREA COMPORTAMENTULUI MECANIC AL ANSAMBLULUI TIBIE – IMPLANT DE GENUNCHI	33	109
5.1 Atribuirea proprietăților de material și alegerea rețelei de discretizare în vederea analizei cu element finit	33	109
5.2 Analiza cu element finit a ansamblului os sănătos – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os sănătos – implant de genunchi cu extensie tibială.....	34	121
5.2.1. Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static	34	122

5.2.2. Studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune	37	129
5.2.3. Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar	38	132
5.3 Analiza cu element finit a ansamblului os degradat – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os degradat – implant de genunchi cu extensie tibială.....	40	138
5.3.1. Atribuirea proprietăților de material	40	138
5.3.2. Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static. Tensiuni. Deplasări. Presiune de contact. Coeficient de siguranță. Concluzii.....	41	139
5.3.3. Studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune. Concluzii.....	43	147
5.3.4. Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar. Tensiuni. Deplasări. Concluzii.....	45	149
5.4 Analiza comparativă și interpretarea rezultatelor obținute	46	154
6. CONCLUZII GENERALE ȘI CONTRIBUȚII PROPRII. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	48	157
BIBLIOGRAFIE	-	161

SUMMARY

	Page on summary	Page in thesis
KEY WORDS	4	-
Brief description of thesis (RO)	6	-
Brief description of thesis (EN)	7	-
List of Scientific Papers Published	-	1
List of Abbreviations And Symbols	-	3
List of Tables And Figures	-	5
1. INTRODUCTION. THE GOALS OF THE THESIS	9	15
General Part:		
2. THE CURRENT STAGE CONCERNING THE FINISHING MODEL AND ANALYSIS OF THE TIBIAL BONE ASSEMBLY - ORTHOPEDIC KNEE IMPLANT.....	11	22
Specific Part:		
3. EXPERIMENTAL RESEARCH ON THE MATERIAL PROPERTIES OF THE TIBIAL BONE AND CARTILAGE	12	41
3.1 Structural analysis of the tibial bone and cartilage, using X-ray diffractometer.....	13	41
3.2 Determination of cartilage stiffness and micro-hardness by the nano-indentation process.....	15	48
3.3 Cartilage surface topography analysis using atomic force microscopy techniques	16	52
3.4 Morphological and elemental analysis of the tibial bone and cartilage, using the scanning electron microscope sem. comparative study healthy bone - degraded bone.....	17	55
3D Modelling Part with the Study of the Mechanical behavior of the assembly:		
4. 3D MODELING OF THE TIBIAL BONE ASSEMBLY - Knee implant	20	63
4.1 3D scanning techniques in orthopedic systems modeling (Reverse Engineering).....	20	63
4.2 Tibial bone modeling using SolidWorks and 3D scanning techniques.....	21	67
4.3 Modeling of the components of the knee implant.....	27	89
4.4 Modeling of cement used for fixing the knee implant and processing the tibia for implant insertion	29	99
4.5 Assembly of components for the formation of the tibia - knee implant system	32	107
5. STUDY OF THE MECHANICAL BEHAVIOR OF THE TIBIE ASSEMBLY - KNEE IMPLANT.....	33	109
5.1 Assigning the material properties and choosing the discretization network for finite element analysis.....	33	109
5.2 Finite element analysis of healthy bone assembly - knee implant without tibial extension and healthy bone assembly - knee implant with tibial extension	34	121

5.2.1. The study of the mechanical behavior when requesting compression in static regime.....	34	122
5.2.2. The study of the mechanical fatigue resistance for the compression request.....	37	129
5.2.3. The study of the mechanical behavior at the request of compression in linear dynamic regime.....	38	132
5.3 Finite element analysis of the degraded bone assembly - knee implant without tibial extension and of the degraded bone assembly - knee implant with tibial extension.....	40	138
5.3.1. Assignment of material properties.....	40	138
5.3.2. The study of the mechanical behavior when requesting compression in static regime. tensions. Displacements. Contact pressure. Safety factor. Conclusions.....	41	139
5.3.3. The study of the mechanical fatigue resistance for the compression request. Conclusions	43	147
5.3.4. The study of the mechanical behavior at the request of compression in linear dynamic regime. Tensions. Displacements. Conclusions	45	149
5.4 Comparative analysis and interpretation of the obtained results	46	154
6. GENERAL CONCLUSIONS AND OWN CONTRIBUTIONS. FUTURE RESEARCH DIRECTIONS	48	157
BIBLIOGRAPHY	-	161

Cuvinte cheie: implant, genunchi, os, proprietăți mecanice, difracție raze X, nanoindentare, microscopie AFM, microscopie SEM, modelare, analiză cu element finit tensiuni, deplasări.

Structura tezei de doctorat

Teza de doctorat are un caracter interdisciplinar și o tematică de actualitate, dată de înscrierea ei în cercetarea științifică în domeniul ingineriei mecanice, cu aplicabilitate la implanturile ortopedice medicale. Teza este structurată în două părți, după cum urmează:

Partea generală cuprinde stadiul actual privind modelarea și analiza cu element finit a ansamblului os tibial – implant ortopedic de genunchi

Partea specifică cuprinde:

- Cercetări experimentale privind proprietățile de material ale osului tibial și ale cartilajului

Analiza structurală a osului tibial și a cartilajului, folosind difractometrul de raze X

Determinarea rigidității și a microdurității cartilajului prin procedeul de nanoindentare

Analiza topografiei suprafeței cartilajului folosind tehnici de microscopie cu forță atomică

Analiza morfologică și elementală a osului tibial și a cartilajului, folosind microscopul electronic cu baleiaj sem. studiu comparativ os sănătos – os degradat

- Modelarea 3D a ansamblului os tibial – implant de genunchi

Tehnici de scanare 3d în modelarea sistemelor ortopedice (ingineria inversă)

Modelarea osului tibial folosind solidworks și tehnici de scanare 3D

Modelarea componentelor implantului de genunchi

Modelarea cimentului folosit pentru fixarea implantului de genunchi și prelucrarea tibiei în vederea introducerii implantului

Asamblarea componentelor în vederea formării sistemului tibie – implant de genunchi

- Studiarea comportamentului mecanic al ansamblului tibie – implant de genunchi

Atribuirea proprietăților de material și alegerea rețelei de discretizare în vederea analizei cu element finit

Analiza cu element finit a ansamblului os sănătos – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os sănătos – implant de genunchi cu extensie tibială

Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static

Studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune

Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic linear

Analiza cu element finit a ansamblului os degradat – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os degradat – implant de genunchi cu extensie tibială

Analiza cu element finit a ansamblului os degradat – implant de genunchi cu extensie tibială

Analiza cu element finit a ansamblului os degradat – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os degradat – implant de genunchi cu extensie tibială

Atribuirea proprietăților de material

Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static. tensiuni. deplasări. presiune de contact. coeficient de siguranță. Concluzii

Studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune. concluzii

Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar.

Tensiuni. Deplasări. Concluzii
Analiza comparativă și interpretarea rezultatelor obținute

În finalul lucrării, am evidențiat concluziile rezultate în urma activității desfășurate în cadrul tezei, contribuțiile proprii și direcțiile viitoare de cercetare.

Keywords: implant, knee, bone, mechanical properties, X-ray diffraction, nano-indentation, AFM microscopy, SEM microscopy, modeling, finite element tensile analysis, displacement.

The structure of the doctoral thesis

The doctoral thesis has an interdisciplinary character and a topical theme, given by its enrollment in the scientific research in the field of mechanical engineering, applicable to orthopedic medical implants. The thesis is divided into two parts, as follows:

The general part includes the current stage regarding the modeling and finite element analysis of the tibial bone assembly - orthopedic knee implant

The specific part includes:

- Experimental research on the material properties of the tibial bone and cartilage

Structural analysis of the tibial bone and cartilage, using X-ray diffractometer

Determination of cartilage stiffness and micro-hardness by the nano-indentation process

Cartilage surface topography analysis using atomic force microscopy techniques

Morphological and elemental analysis of the tibial bone and cartilage, using the scanning electron microscope sem. comparative study healthy bone - degraded bone

- 3D modeling of the tibial bone assembly - knee implant

3D scanning techniques in orthopedic systems modeling (reverse engineering)

Tibial bone modeling using solidworks and 3D scanning techniques

Modeling of the components of the knee implant

Modeling of cement used for fixing the knee implant and processing the tibia for implant insertion

Assembly of components for the complete assembly of the tibia - knee implant system

- Studying the mechanical behavior of the tibia - knee implant

Assigning the material properties and choosing the discretization network for finite element analysis

Finite element analysis of healthy bone assembly - knee implant without tibial extension and healthy bone assembly - knee implant with tibial extension

The study of the mechanical behavior when requesting compression in static regime

The study of the mechanical fatigue resistance for the compression request

The study of the mechanical behavior at the request of compression in linear dynamic regime

Finite element analysis of the degraded bone assembly - knee implant without tibial extension and of the degraded bone assembly - knee implant with tibial extension

Finite element analysis of the degraded bone assembly - knee implant without tibial extension and of the degraded bone assembly - knee implant with tibial extension

Assignment of material properties

The study of the mechanical behavior when requesting compression in static regime. tensions. travel. contact pressure. safety factor. conclusions

The study of the mechanical fatigue resistance for the compression request. conclusions

The study of the mechanical behavior at the request of compression in linear dynamic regime. tensions. Displacements. Conclusions

Comparative analysis and interpretation of the obtained results

At the end of the paper, I highlighted the conclusions resulting from the work carried out within the thesis, my own contributions and future research directions.

1. INTRODUCERE. OBIECTIVELE TEZEI DE DOCTORAT

Proiectarea implanturilor ortopedice cu durată de viață mare este esențială pentru îmbunătățirea calității vieții pe termen lung a pacienților. În acest sens, este necesară dezvoltarea de produse noi, cu grad înalt de personalizare pentru corpul uman. Medicii și inginerii au analizat geometria și comportamentul în mișcare, în condiții de încărcare specifice articulațiilor sănătoase, precum și comportamentul în timp și durată de viață a implanturilor ortopedice montate pacienților, pentru a îmbunătăți calitatea acestora.

Tehnicile clasice de modelare tridimensională folosind software specializat (CATIA, SolidWorks) pot fi îmbinate cu tehnicile de inginerie inversă (Reverse Engineering - obținerea modelului virtual prin scanare 3D) pentru optimizarea proiectării implanturilor ortopedice. Proiectarea unui implant constă în modelarea tridimensională a acestuia, precum și în simularea integrării sale în corpul uman, în vederea analizei comportamentului în funcționare. De aceea, este necesară nu numai modelarea 3D a pieselor ce compun implantul propriu-zis, ci și modelarea 3D a osului în care implantul va fi pus și realizarea ansamblului os – implant.

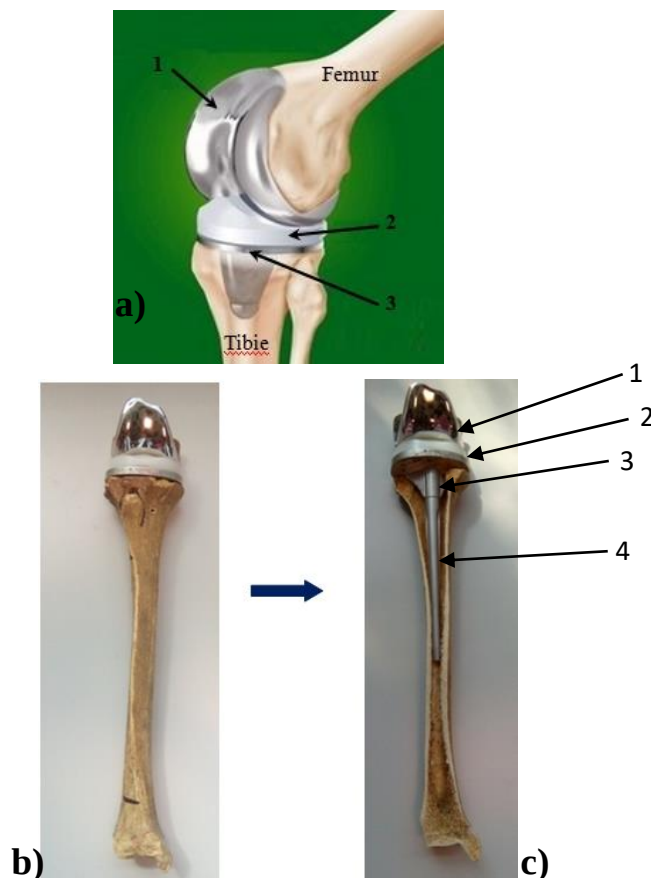


Figura 1.5. Genunchi protezat [5]

- a) Implant de genunchi fără extensie tibială - model virtual**
- b) Os tibial protezat cu implant de genunchi – model real,**
- c) Os tibial secționat, protezat cu implant de genunchi cu extensie tibială – model real**

Protezarea genunchiului reprezintă acel procedeu chirurgical prin care cartilajul și oasele afectate ale genunchiului sunt îndepărtate și sunt înlocuite cu un implant, alcătuit din următoarele piese: componenta femurală - 1, insertul din polietilenă - 2 și componenta tibială - 3, Figura 1.5. În unele cazuri, pentru o mai bună fixare a implantului și pentru o mai bună stabilitate a acestuia, în capătul componentei tibiale se înfiletează o extensie de formă conică, denumită extensie tibială - 4.

Aceste piese ale implantului permit efectuarea mișcărilor naturale ale genunchiului.

Din punct de vedere mecanic, principalele neajunsuri care apar în urma operației de înlocuire a articulației genunchiului sunt [6]: uzura polietilenei din care este confecționat insertul 2, decimentarea componentei femurale 1 și a componentei tibiale 3 sau chiar ruperea lor [7, 8].

Pentru a diminua aceste probleme, se realizează modelul virtual al pieselor ce compun implantul și modelul virtual al osului în care se monteaza acesta [9, 10] și se analizează ansamblul virtual os-implant, atât din punct de vedere cinematic, cât și din punct de vedere al rezistenței mecanice, prin tehnici de analiză cu element finit.

Motivele pentru care ar putea fi necesară operația de înlocuire totală a genunchiului pot fi diferite. De ex.:

Situația 1: Articulația naturală a genunchiului a fost distrusă ca urmare a unui accident rutier. În acest caz, proprietățile mecanice ale osului tibial nu au fost afectate, el comportându-se ca un os sănătos

Situația 2: Articulația naturală a genunchiului a fost distrusă ca urmare a îmbolnăvirii (osteoporoză, osteoartrită etc.), osul este afectat și proprietățile lui mecanice sunt diminuate în comparație cu cele ale osului sănătos.

Comportamentul în timp al osului sănătos protezat (situația 1) diferă de comportamentul în timp al osului degradat protezat (situația 2), de aceea, decizia medicală ar putea fi diferită cu privire la alegerea tipului de implant.

Se pune întrebarea dacă, în situația 1, este necesară sau nu extensia tibială în cadrul implantului care se va monta la operația primară de înlocuire a genunchiului natural.

Acceași întrebare se pune și pentru situația 2.

Extensiile tibiale au lungimi standard de 80mm / 100mm / 120mm etc. și pot fi puse folosind un așa-numit ciment pentru fixare sau pot fi puse în variantă necimentată, dar în ambele cazuri ele crează leziuni mecanice mai mici sau mai mari ale osului tibial în care sunt introduse. De aceea, extensia tibială nu trebuie introdusă decât atunci când este strict necesar și este important ca medicul să decidă corect în ceea ce privește oportunitatea utilizării extensiei tibiale.

Rolul extensiei tibiale în operația primară de înlocuire a genunchiului natural este de a crește stabilitatea tibiei, de a restabili alinierea membrilor inferioare evitând o deformare mare de varus-valgus (piciorare în O sau în X), precum și de a vindeca fracturile. Lungimea extensiei și diametrul acesteia trebuie alese cu precizie, într-o planificare foarte atentă preoperatorie și intraoperator, pentru a diminua semnificativ ratele unui eșec.

Prezenta lucrare vine în sprijinul actului decizional, prin faptul că testează comportamentul mecanic al ansamblului os – implant, atât în varianta fără extensie tibială, cât și în varianta cu extensie tibială, atât pentru Situația 1 (os sănătos, cu proprietăți mecanice bune) cât și pentru Situația 2 (os afectat de maladii specifice, cu proprietăți mecanice diminuate) și prezintă concluzii în consecință. Prin urmare, obiectivul principal al tezei este acela de a sprijini actul medical decizional cu privire la oportunitatea utilizării extensiei tibiale cu ocazia operației primare de înlocuire a articulației naturale a genunchiului, atât în situația în care proprietățile mecanice ale osului nu au fost afectate, cât și în situația în care osul are diverse afecțiuni (osteoporoză, osteoartrită, necroză aseptică etc.) și proprietățile lui mecanice sunt diminuate. Pentru a atinge acest obiectiv principal, au fost stabilite următoarele obiective specifice:

- Determinarea unor proprietăți de material ale osului tibial și ale cartilajului prin difractometrie de raze X (identificarea compușilor cristalini), nanoindentare (determinarea durității și a rigidității), microscopie de forță atomică (topografia suprafeței), microscopie prin scanare cu fascicul de electroni (analiză morfologică și compoziție chimică)
- Studierea comportamentului mecanic al ansamblului os tibial – implant de genunchi, cu și fără extensie tibială, prin analiză cu element finit. Cazul osului cu proprietăți mecanice bune (numit os sănătos). Cazul osului cu proprietăți mecanice diminuate (numit os degradat)
- Stabilirea oportunității utilizării extensiei tibiale la operația primară de înlocuire a articulației naturale a genunchiului, funcție de proprietățile mecanice ale osului

2. STADIUL ACTUAL PRIVIND MODELAREA ȘI ANALIZA CU ELEMENT FINIT A ANSAMBLULUI OS TIBIAL – IMPLANT ORTOPEDIC DE GENUNCHI

În literatura de specialitate, există numeroase preocupări atât pentru optimizarea implanturilor ortopedice, cât și pentru îmbunătățirea actului medical în sensul alegerii optime a tipului de implant, adecvat necesității pacientului.

În articolul "Finite Element and In-Vitro Testing of Tibial Stem Length in Revision Total Knee Arthroplasty" [11], autorii A. Henderson, J. Schmidt, H. Ploeg, K. Deluzio și M. Dunbar realizează testarea cu element finit și testarea în condiții de laborator a osului tibial implantat cu extensii tibiale de diferite mărimi.

Pentru analiza cu element finit, autorii au creat un model solid al unei tibii dintr-o tomografie computerizată și au introdus extensii tibială cu lungimi diferite (125mm, 145mm, 175mm și 200mm), toate având diametrul de 12mm.

A fost aplicată o sarcină axială de 2 kN condililor laterali și mediani cu un raport de înclinare față de axul tibial de 60:40 și 100:0, iar rezultatele au arătat creșterea tensiunilor la vârf (von Misses) și scăderea tensiunilor în zona medie proximală (dinspre genunchi) odată cu creșterea lungimii extensiei tibiale. În cazul modelelor cu defecte mediale,

lungimea extensiei a avut un efect negativ mai mare asupra tensiunilor decât defectul propriu-zis, Figura 2.1.

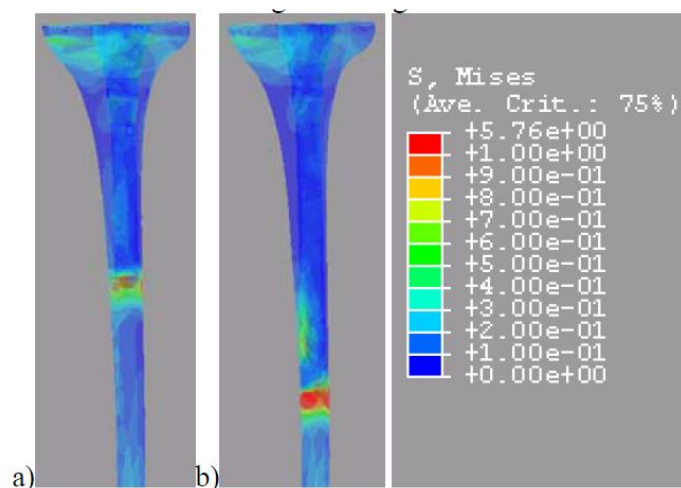


Figura 2.1. Tensiuni Von Mises pentru două lungimi ale extensiei tibiale, cu un defect medial de dimensiuni medii

a) extensie de 145mm, b) extensie de 200mm (având defect medial) [11]

La testarea în vitro, autorii au realizat teste pe 10 tibii din material compozit. Cinci tibii au fost implantate cu o extensie de lungime 145mm și 5 cu o extensie de lungime 200mm.

Prin această cercetare, autorii au constatat că o extensie centromedulară transferă cu succes sarcina de la capătul osului către zona de mijloc a acestuia. O extensie mai lungă crește transferul de sarcină și îmbunătățește stabilitatea implantului la 100mm sub platoul tibial.

3. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND PROPRIETĂȚILE DE MATERIAL ALE OSULUI TIBIAL ȘI ALE CARTILAJULUI

Pentru a putea testa în condiții de laborator o articulație de genunchi sau un os tibial implantat, este necesar să creăm aceste componente din materiale sintetice cu proprietăți cât mai apropiate de cele ale componentelor naturale. De aceea, este necesar ca, mai întâi, să cunoaștem proprietățile osului și ale cartilajului natural, pentru ca, mai apoi, să putem crea materiale cu proprietăți similare lor.

Acest domeniu al creării de biomateriale în scopul reconstrucției medicale și al creării de materiale sintetice pentru testare in vitro este de mare interes pe plan mondial și preocupă numeroși cercetători din întreaga lume. Pentru a veni în sprijinul acestei activități, în acest capitol, au fost realizate o serie de determinări experimentale cu privire la: analiza structurală a unor probe de os tibial, duritatea și rigiditatea cartilajului

genunchiului, topografia suprafeței cartilajului, precum și analiza morfologică și elementală a unor probe de os tibial și de cartilaj de genunchi.

3.1 Analiza structurală a osului tibial și a cartilajului, folosind difractometrul de raze X

În ultimii ani, s-au efectuat teste mecanice pe o mare varietate de biomateriale. Determinarea durității și a rigidității au fost importante pentru alegerea implantului ortopedic și, respectiv, pentru fixarea pe sistemul gazdă-os [15, 16].

Țesutul osos prelevat de la un pacient care suferă de osteoartrită a fost analizat utilizând tehnici de difracție cu raze X și de nanoindentare. Analiza structurală a probelor de oase și cartilagii a demonstrat caracterul cristalin al osului și caracterul amorf al cartilajului. A fost descoperită prezența în os a unor faze cristaline cum ar fi hidroxiapatita, monetita și brushita, în diferite proporții.

Studiul este rezultatul colaborării dintre Universitatea de Medicină și Farmacie Carol Davila și Universitatea Valahia din Târgoviște, iar activitățile corespunzătoare au fost desfășurate în aceste instituții de cercetare, în conformitate cu etica profesională aplicabilă.

Difracția cu raze X (XRD) oferă de obicei informații referitoare la analiza structurală, cantitativă și calitativă pentru fazele cristaline prezente în diferite probe. Aplicațiile legate de dimensiunile cristalelor și prezența nanoparticulelor pot fi realizate prin utilizarea acestei tehnici [17-20]. De asemenea, XRD poate fi utilizat pentru caracterizarea structurală a filmelor depuse pe suporturi diferite [18-23], cum ar fi cazul implanturilor ortopedice metalice biocompatibile.

❖ Metode

Tehnica nanoindentării:

Metodele de nanoindentare au fost utilizate în studiul de față pentru caracterizarea mecanică a oaselor și a cartilajelor. Nanoindenterul Agilent G 200 echipat cu capul indenter piramidal Berkovich și pachetul software Nanosuite a fost utilizat pentru măsurarea și evaluarea microdurității și a modului Young, care este o măsură a rigidității materialului.

Duritatea și rigiditatea probelor mici au fost determinate prin aplicarea unei forțe de contact de până la 10 μN la o rezoluție a sarcinii mai mică de 50 nN.

În primul rând, procedura de indentare a fost efectuată pe suprafața lucioasă a cartilajului (indentare normală), în lungul axei anatomice a tibiei, perpendicular pe suprafața articulară. Apoi, indentarea a fost realizată pe secțiunea cartilajului (indentare tangențială), perpendiculară pe axa anatomică a tibiei, într-un plan tangent la suprafața articulară.

Difracție cu raze X:

Difracția cu raze X a fost efectuată pentru a evalua cristalinitatea țesutului osos studiat, precum și pentru a confirma prezența unor faze cristaline în probele de os și / sau cartilaj. Astfel, a fost studiată prezența hidroxiapatitei, a monetitei și a brushitei. De asemenea, s-au determinat dimensiunile cristalelor din fazele cristaline identificate.

Datele colectate prin XRD pot contribui la o mai bună cunoaștere și evaluare a mecanismelor de modificare a osului, în special în situațiile în care sunt posibile diferite comparații (de exemplu, cu țesuturile osoase ale aceluiași pacient eșantionat într-un episod chirurgical anterior sau cu țesuturi de alți pacienți afectați de o patologie similară).

În ceea ce privește cele trei faze cristaline căutate în osul studiat (hidroxiapatita, monetita și brushita), se poate afirma că a fost confirmată prezența a două dintre ele: hidroxiapatita (HA) în procent de $48 \pm 2\%$ și monetita (M) în procent de $52 \pm 5\%$. Faza brushită nu a fost găsită în proba de os sau cantitatea este sub limita de detecție a metodei.

Prin urmare, cercetarea experimentală realizată cu difractometrul de raze X confirmă prezența fazelor cristaline de hidroxiapatită și monetită în osul studiat, în timp ce prezența cristalelor de brushită nu a fost confirmată.

Informațiile colectate prin difracția cu raze X au furnizat date privind caracteristicile de structură, calitative și cantitative, ale părților țesutului osos studiat. Determinările experimentale au fost realizate în laboratorul de caracterizarea materialelor din institutul de cercetare al universității Valahia din Târgoviște, cu ajutorul difractometrului de raze X (Figura 3.3).



Figura 3.3. Difractometrul de raze X din dotarea laboratorului de caracterizarea materialelor din cadrul institutului de cercetare al Universității Valahia din Târgoviște

3.2 Determinarea rigidității și a microdurității cartilajului prin procedeul de nanoindentare

Nanoindentarea a fost realizată în mai multe setări de măsurare, atât pe probele osoase, cât și pe probele de cartilaj. Achizițiile de date pe probele de os au fost considerate dificile și nu au oferit rezultate concludente, deoarece indentarea necesită o suprafață netedă și acest lucru nu a putut fi realizat. Eșantionul testat era un țesut osos cu un aspect spongios și o duritate ridicată; au fost încercate mai multe indentări pe axa OX și pe axa OY, cu pași de 50 μm și 100 μm , fără rezultate bune. Pentru proba de cartilaj, procedura de indentare a fost efectuată mai întâi pe suprafața lucioasă (indentare normală), în lungul axei anatomice a tibiei, perpendicular pe suprafața articulației. Apoi, indentarea a fost realizată pe secțiunea cartilajului (indentare tangențială), perpendicular pe axa anatomică a tibiei, într-un plan tangent la suprafața articulației. Măsurătorile au fost efectuate în 4 puncte pe suprafața cartilajului, prin aplicarea forței de apăsare.

După cum se poate observa în Tabelul 3.3, concluziile experimentale arată că măsurătorile normale de indentare pe probele de cartilaj în lungul axei anatomice a tibiei comparativ, cu indentarea tangențială, indică diferențe de un ordin de mărime. Astfel, în primul caz microduritatea a fost de 2 MPa și modulul Young de 21 MPa, iar în cel de-al doilea caz, acești parametri au fost, respectiv, de 57 MPa și 368 MPa.

Modulul lui Young este o măsură a rigidității. O valoare mai mare sugerează o rigiditate mai mare, deci o deformabilitate mai mică. Rezultatele experimentale arată că cartilajul are o duritate mai mică și o rigiditate mai mică (este mai deformabil) în lungul axei anatomice a tibiei, decât perpendicular pe această axă; anizotropia este observată în mod clar, diferențele fiind de un ordin de mărime. Știind că cartilajul a fost prelevat dintr-un platou tibial cu osteoartrită severă, era de așteptat ca acesta să fie mai puțin deformabil (cu o rigiditate mai mare) și mai dur decât cartilajul sănătos [26].

Tabelul 3.3. Microduritatea și modulul lui Young pentru cartilaj - indentarea normală și tangențială

	Mărimi de intrare		Mărimi de ieșire	
Tipul indentării	Adâncimea indentării [nm]	Forța maximă de încărcare [mN]	Microduritatea [GPa]	Rigiditatea / Modulul lui Young [GPa]
Tangențial	530,759	0,175	0,057	0,368
Normal	14705,234	7,019	0,002	0,021

Proprietățile mecanice ale osului pot fi rezumate după cum urmează: osul este un material anizotrop și vâscoelastic. Are o structură specifică, adecvată rezistenței sale la diferite solicitări mecanice, cum ar fi: compresiune, încovoiere, întindere, răsucire etc. [28]. Genunchiul este una dintre cele mai importante articulații în corpul uman, de aceea cercetătorii studiază intens aspecte legate de funcționalitatea sa.

Stabilirea proprietăților mecanice ale osului este necesară întrucât în procesul de modelare virtuală și de analiză cu element finit, trebuie atribuite aceste proprietăți de material.

❖ Concluzii

Au fost utilizate două tehnici instrumentale pentru a investiga caracteristicile mecanice ale componentelor țesutului osos uman. A fost demonstrată utilitatea celor două tehnici, iar informațiile furnizate în acest sens au fost legate de structura și compoziția cantitativă și calitativă, precum și de microduritatea și rigiditatea diferitelor părți ale țesutului osos.

Metoda de difracției de raze X a fost utilizată pentru a evalua prezența a trei faze cristaline (hidroxiapatita, monetita și brushita) în probele os recoltat de la un pacient care suferă de osteoartrită severă. S-a confirmat că fazele cristaline de hidroxiapatită și monetită au fost prezente în țesutul osos.

Analiza cantitativă efectuată pe eșantioanele osoase studiate a arătat un conținut mai mare de monetită comparativ cu conținutul de hidroxiapatită, iar această constatare poate fi considerată un indicator pentru debutul unei boli osteoporotice. Cartilajul s-a dovedit a avea un caracter amorf pe fața exterioară, în timp ce o structură mixtă, cristalină și amorfă, a fost găsită pe fața interioară, cea care vine în contact cu osul. Fazele hidroxiapatită și brushită au fost identificate pe fața interioară, ca faze cristaline.

Informațiile colectate pot fi utilizate în studiul compatibilității anumitor materiale ale implantului ortopedic cu diferite țesuturi osoase, cu un beneficiu evident pentru pacienți.

3.3 Analiza topografiei suprafeței cartilajului folosind tehnici de microscopie cu forță atomică

Echipamentul folosit: **MICROSCOP CU FORȚĂ ATOMICĂ (AFM) (Ntegra Prima by NT-MDT), USA**

Analiza topografiei suprafeței cartilajului - Standardul utilizat pentru determinarea rugozității prin AFM este Surface Texture (Surface Roughness, Waviness and Lay), ASME B46.1 - 2009

Pentru a se putea obține o imagine edificatoare, proba a fost deshidratată timp de 6 ore la temperatura camerei (20°C). Au fost analizate două suprafețe de 6,2μm x 10,2μm.

În urma unei deshidratări mai pronunțate, suprafața cartilajului a devenit din ce în ce mai rugoasă, asperitățile atingând o valoare maximă de 4μm, Figura 3.8.



Figura 3.8. Imagine AFM – Topografia suprafeței

Determinările experimentale au fost realizate în cadrul laboratorului de caracterizarea materialelor din institutul de cercetare al Universității Valahia din Târgoviște, folosind microscopul cu forță atomică (Figura 3.9).



Figura 3.9. Microscop cu forță atomică aflat în dotarea laboratorului de caracterizarea materialelor din cadrul institutului de cercetare al Universității Valahia din Târgoviște

3.4 Analiza morfologică și elementală a osului tibial și a cartilajului folosind microscopul electronic cu baleiaj SEM. Analiză comparativă os sănătos – os degradat

Proba: Os și Cartilaj femur cu necroză aseptică

Analiza: Morfologia suprafeței. Analiza elementală cantitativă și calitativă

Pentru investigarea probelor s-a utilizat microscopul electronic cu baleiaj cu emisie în câmp magnetic (FE-SEM) SU-70 cuplat cu spectrometrul cu dispersie după energie (EDS) și cu spectrometrul cu dispersie după lungimea de undă (WDS).

În urma deshidratării probei (în etuvă la 40°C, timp de 72 h) cartilajul și-a modificat forma inițială, delimitându-se astfel două zone distincte, Figura 3.11: cea exterioară (care intră în contact cu alt cartilaj) și cea interioară (care intră în contact cu osul pe care îl protejează).

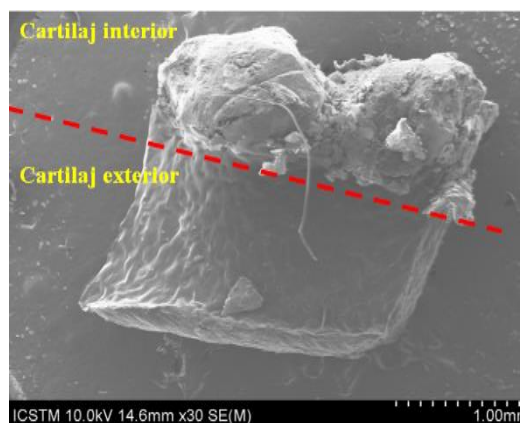


Figura 3.11. Imagine SEM – Proba de cartilaj, vedere generală

În Figura 3.14, 3.17, 3.20 sunt prezentate elementele chimice și procentele în care acestea se regăsesc în compoziția osului.

Element Line	Element Wt.%	Wt.% Error	Atom %	Atom % Error
C K	41.98	± 0.22	52.58	0.27
N K	2.78	± 0.55	2.98	0.59
O K	39.97	± 0.27	37.58	0.25
Na K	0.62	± 0.02	0.41	0.01
Mg K	0.19	± 0.01	0.11	0.01
Al K	2.14	± 0.01	1.19	0.01
P K	4.56	± 0.03	2.22	0.02
S K	0.04	± 0.01	0.02	0.00
Cl K	0.09	± 0.00	0.04	0.00
K K	0.02	± 0.00	0.01	0.00
Ca K	7.59	± 0.03	2.85	0.01
Fe K	0.03	± 0.01	0.01	0.00
Total	100.00		100.00	

Figura 3.14. Analiza calitativă și cantitativă a probei de os cu necroză aseptică

Element Line	Element Wt.%	Wt.% Error	Atom %	Atom % Error
C K	54.36	± 0.30	62.02	0.34
N K	5.51	± 1.08	5.39	1.06
O K	35.32	± 0.37	30.25	0.32
Na K	1.80	± 0.03	1.08	0.02
Mg K	0.04	± 0.02	0.02	0.01
Al K	0.37	± 0.01	0.19	0.01
P K	0.05	± 0.01	0.02	0.00
S K	1.64	± 0.02	0.70	0.01
Cl K	0.48	± 0.02	0.18	0.01
K K	0.18	± 0.01	0.06	0.00
Ca K	0.24	± 0.01	0.08	0.00
Total	100.00		100.00	

Figura 3.17. Analiza calitativă și cantitativă a probei de cartilaj exterior

Element Line	Element Wt.%	Wt.% Error	Atom %	Atom % Error
C K	32.25	± 0.24	42.02	0.32
N K	4.80	± 0.74	5.37	0.82
O K	45.88	± 0.36	44.87	0.35
Na K	1.04	± 0.02	0.71	0.02
Mg K	0.18	± 0.02	0.12	0.01
Al K	0.44	± 0.02	0.26	0.01
P K	5.55	± 0.04	2.80	0.02
Cl K	0.18	± 0.01	0.08	0.00
K K	0.02	± 0.00	0.01	0.00
Ca K	9.64	± 0.04	3.77	0.02
Total	100.00		100.00	

Figura 3.20. Analiza calitativă și cantitativă a probei de cartilaj interior

Determinările experimentale au fost realizate în cadrul laboratorului de caracterizarea materialelor din institutul de cercetare al Universității Valahia din Târgoviște, folosind microscopul electronic cu baleiaj, SEM (Figura 3.22).



Figura 3.22. Microscop electronic cu baleiaj (SEM), aflat în dotarea laboratorului de caracterizarea materialelor din cadrul institutului de cercetare al Universității Valahia din Târgoviște

4. MODELAREA 3D A ANSAMBLULUI OS TIBIAL – IMPLANT DE GENUNCHI

4.1 Tehnici de scanare 3D în modelarea sistemelor ortopedice (Inginerie inversă)

Ingineria inversă poate fi utilizată în procesul de proiectare și reproiectare și constă în preluarea formelor geometrice ale obiectelor deja existente, cu ajutorul unor dispozitive speciale, precum scanerile 3D și conversia lor în format digital [9].

Împreună cu colectivul de cercetare al institutului de cercetare științifică al Universității Valahia din Târgoviște, am obținut modelul virtual al tibiei pornind de la osul real, Figura 4.1. Oasele au fost puse la dispoziția noastră de către Universitatea de Medicină și Farmacie “Carol Davila” din București - Laboratorul de anatomie.

Scannerul utilizat pentru digitizarea tibiei este un scanner portabil de tipul 3D Exascan, Figura 4.2, aflat în dotarea laboratorului de modelare a sistemelor mecanice din cadrul institutului de cercetare al Universității Valahia din Târgoviște.

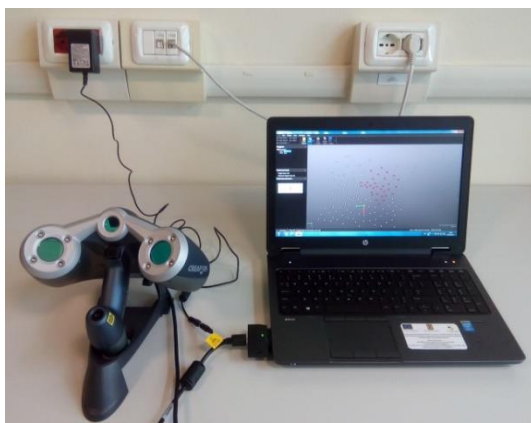


Figura 4.2. Scannerul portabil 3D Exascan aflat în dotarea laboratorului de modelare a sistemelor mecanice din cadrul institutului de cercetare al Universității Valahia din Târgoviște

Pentru scanarea tibiei, se încearcă mai multe variante de scanare pentru a găsi varianta optimă:

- Scanare cu țințele montate pe masa de lucru
- Scanare cu țințele montate atât pe masa de lucru cât și într-un plan vertical
- Scanare cu țințele montate pe masa de lucru și pe partea superioară a tibiei

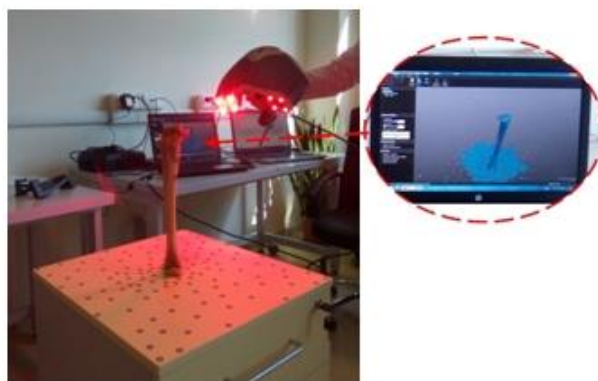


Figura 4.6. Varianta optimă de scanare

După scanare, s-a importat în CATIA modelul salvat “Mesh” și s-a prelucrat: Astfel, s-au delimitat zonele, verificând și completând suprafețele, eliminând discontinuitățile, Figura 4.7.

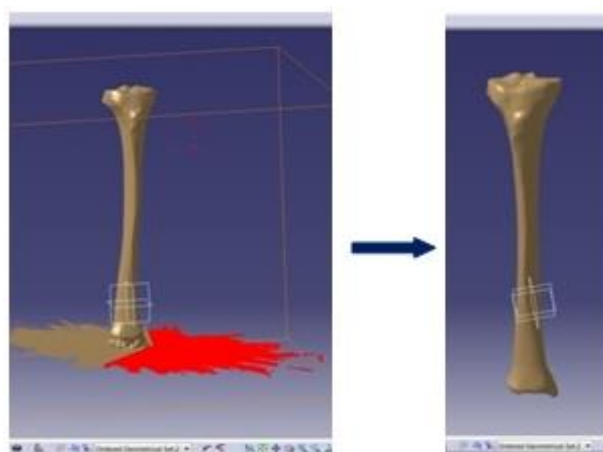


Figura 4.7. Tibia scanată prelucrată în CATIA

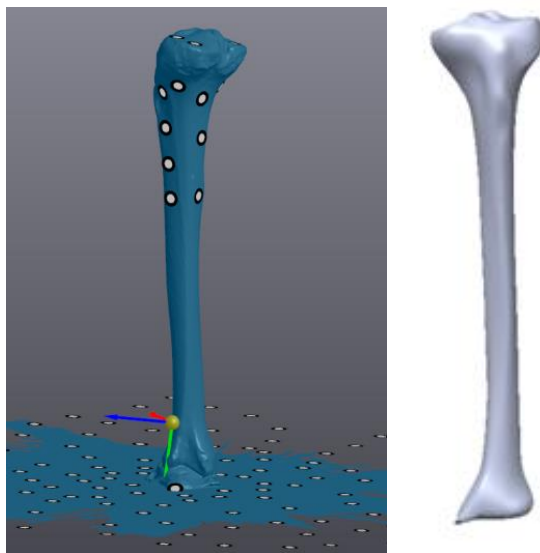
4.2 Modelarea osului tibial folosind SolidWorks și tehnici de scanare 3D

Metoda de lucru și mijloacele utilizate

Am realizat modelul virtual, al unui os tibial cu lungimea de 320mm, având o grosime a osului cortical (învelisul de substanță osoasă compactă) cuprinsă între 0,8mm la capete, adică în zona proximală (spre genunchi) și în zona distală (spre gleznă), respectiv 4mm în zona centrală a osului tibial.

Am început cu scanarea unui os tibial real, Figura 4.2, cu un scanner 3D de tipul ExaScan [9] și am obținut o suprafață complexă 3D, Figura 4.10 a), pe care am transformat-o într-un corp solid. Rezultatul scanării are o fidelitate foarte bună, datorită numărului mare de suprafețe ale plasei (mesh-uri) obținute [9]. Dar tocmai această multitudine de suprafețe ne-a creat dificultăți în analiza cu element finit a ansamblului tibie - implant de genunchi.

De aceea, am decis că trebuie să realizăm modelul virtual al osului tibial, folosind tehnici CAD de modelare în programul SolidWorks [10, 11]. Dar acest lucru este foarte greu de realizat, datorită complexității formei osului tibial (numeroase suprafețe neregulate, cu profil complex). Pentru a reuși, ne-am folosit de suprafața obținută prin scanare 3D, pe care am prelucrat-o în programul CATIA, Figura 4.10.b [9], și am denumit-o *model de referință*.



a) **Figura 4.10. Suprafață 3D a osului tibial, obținută prin scanare:**
b)
a) scanare neprelucrată,
b) scanare prelucrată în CATIA

Utilizarea *modelului de referință* ușurează foarte mult modelarea osului tibial. În cele ce urmează, vom folosi termenul *model în lucru* pentru modelul virtual pe care trebuie să îl realizăm.

Am stabilit axele osului tibial atât pentru *modelul de referință*, cât și pentru *modelul în lucru*, pentru a lucra în corespondență, Figura 4.11.

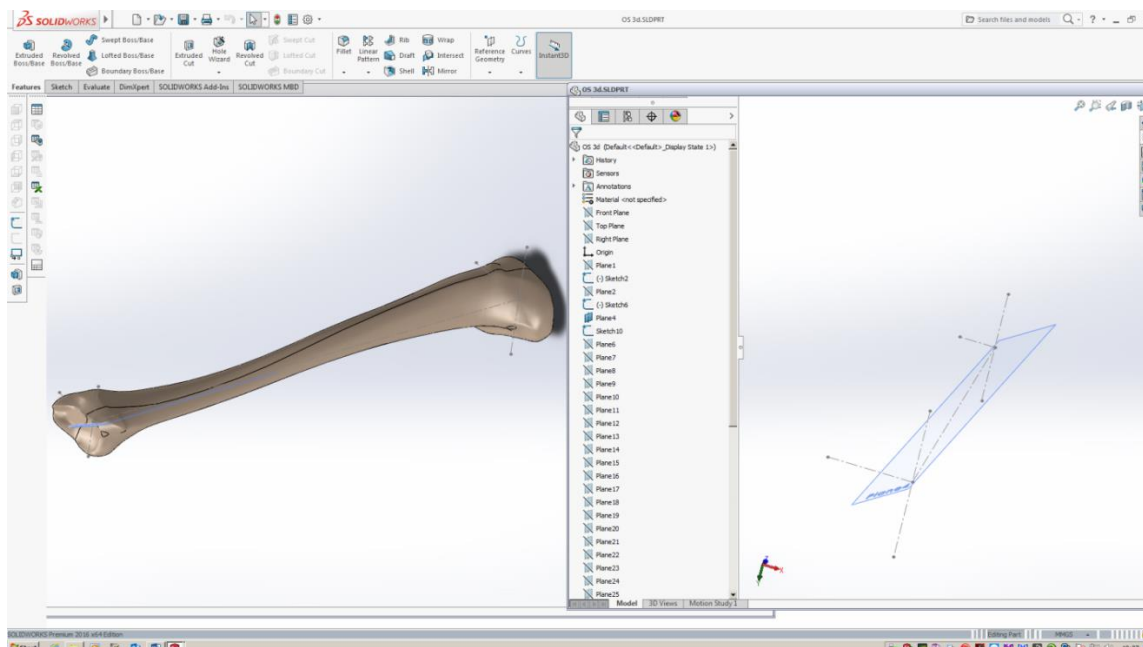


Figura 4.11. Alegerea planurilor și axelor de lucru

(Model de referință în partea stânga, model în lucru în partea dreaptă)

Am secționat *modelul de referință* cu planuri succesive, paralele, având o distanță între ele de 10 mm (am feliat osul, secționându-l transversal).

În Figura 4.17, se poate observa realizarea fiecărei schițe pe fiecare plan al *modelului în lucru* până la lungimea sa finală de 320 mm și felierea atât a *modelului de referință* cât și a *modelului în lucru*, fără capetele osului tibial, deoarece ele nu sunt necesare la realizarea ansamblului os – implant de genunchi (medicul îndepărtează capul osului tibial afectat de necroză și abia apoi fixează implantul).

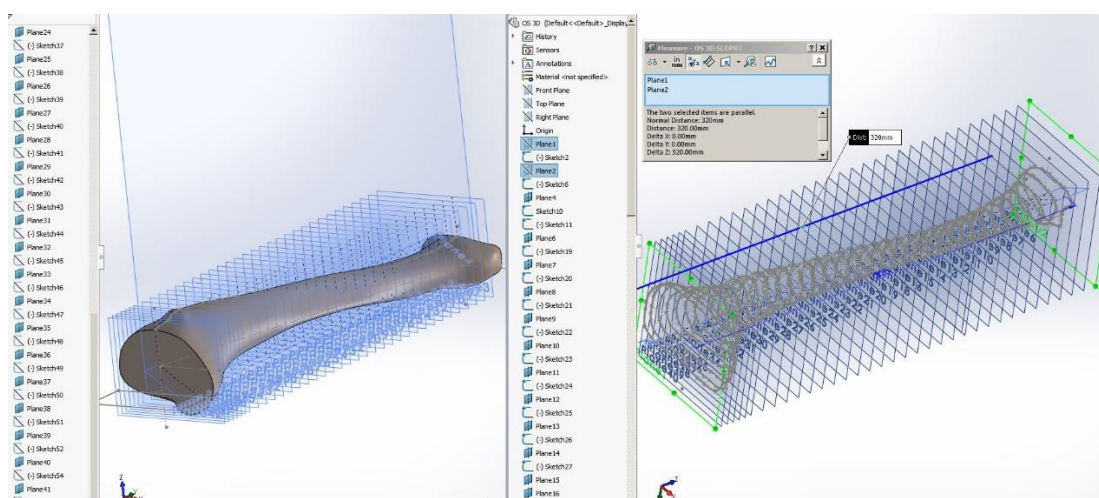


Figura 4.17. Secționarea tibiei până la lungimea sa finală de 320mm - Modelul de referință în partea stânga, modelul în lucru în partea dreaptă

În *modelul de referință* am ales 3 repere osoase pentru ghidare (liniile 1, 2, 3 Figura 4.18), după teoria celor 3 coloane, de-a lungul suprafeței exterioare a osului tibial. Acestea ne sunt necesare ca linii de ghidare longitudinale pentru comanda Loft, cu ajutorul căreia vom construi osul la *modelul în lucru*.

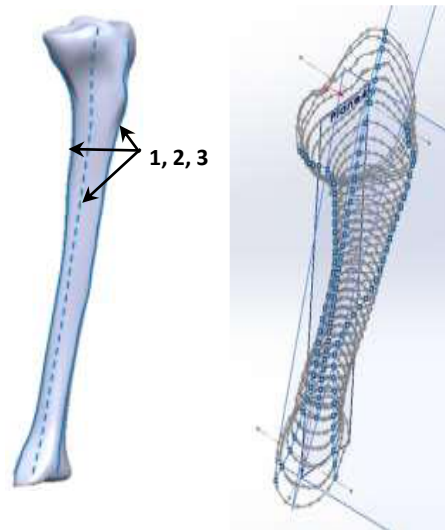


Figura 4.18. Cele trei curbe reprezentative (1, 2, 3) care definesc suprafața tibială (*model de referință* în partea stângă, *model în lucru* în partea dreaptă)

În *modelul de referință*, am creat câte un plan pentru fiecare nervură, plan pe care am deschis câte o schiță și am desenat cu ajutorul comenzii Spline linia de ghidare a aceluia plan, suprapusă peste nervură.

Cu ajutorul comenzii Loft, am realizat modelarea 3D a osului, Figura 4.24.

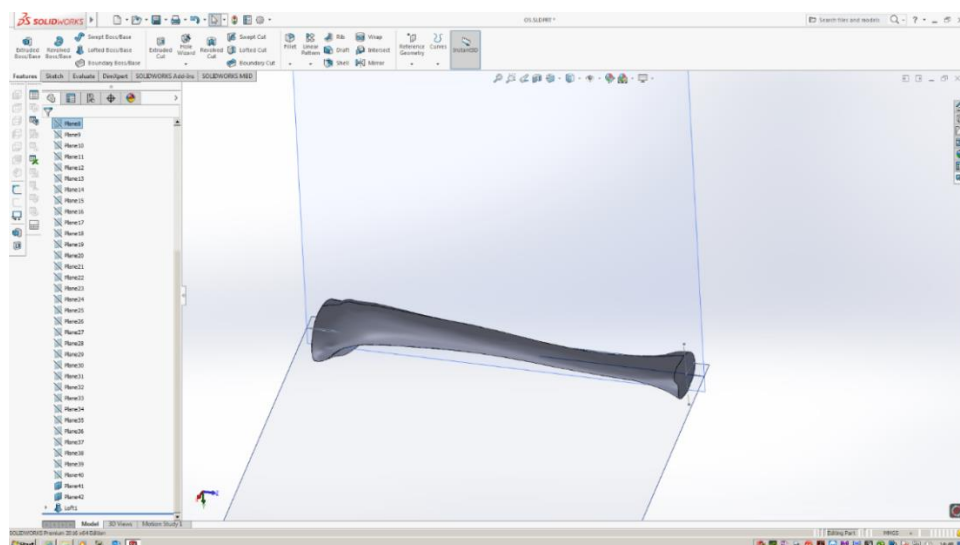


Figura 4.24. Modelul 3D al osului tibial

Am obținut până în acest moment osul tibial 3D ca un corp solid (plin). Pentru a realiza analiza cu element finit, este necesar să atribuim modelului obținut proprietăți de

material distincte [12], funcție de zona osului, ținând cont de următoarele aspecte, Figura 4.25: oasele lungi (cum este cazul tibiei) sunt formate dintr-un înveliș de substanță osoasă compactă, au în centru un canal medular (cu măduvă), iar la cele două extremități (spre genunchi și spre gleznă) au câte un bloc de substanță spongioasă, înconjurat de un strat de substanță compactă [13,14].

În acest sens, vom împărți modelul 3D obținut, în 3 părți.

- învelișul - căruia îi atribuim proprietăți de os compact / cortical
- partea proximală (dinspre genunchi) - căreia îi atribuim proprietăți de os spongios
- partea distală (dinspre gleznă) - căreia îi atribuim proprietăți de os spongios

Modelarea învelișului:

Pentru a putea realiza modelarea primei părți (învelișul), am realizat, în fiecare schiță (în fiecare plan în care am feliat osul) cu ajutorul comenzii *Offset entites* o dublare a curbei de contur inițială, creând astfel grosimea necesară osului compact (0,8mm în epifiza proximală și distală, respectiv 4mm în diafiză).

Pentru a putea realiza modelarea 3D a învelișului, am folosit comanda Cut-loft.

Am selectat curbele de contur și liniile de ghidare pe care le-am desenat în Pasul 1

În Figura 4.31 este prezentată o vedere a modelului 3D al învelișului, iar în Figura 4.32 este prezentată o secțiune longitudinală prin înveliș.

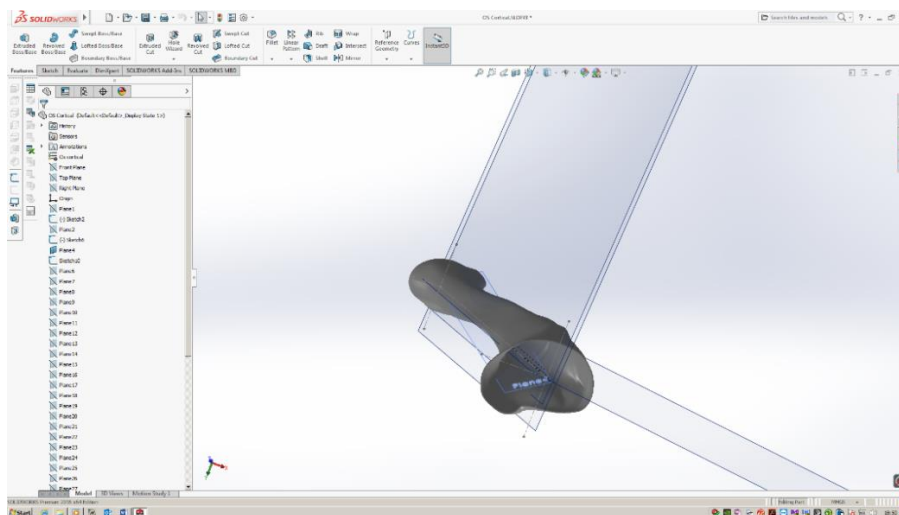


Figura 4.31. Modelul 3D al învelișului

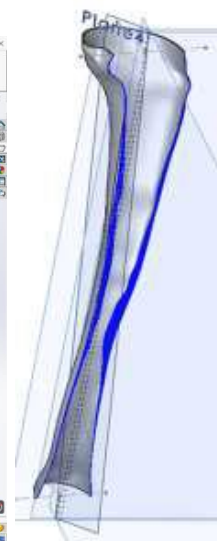
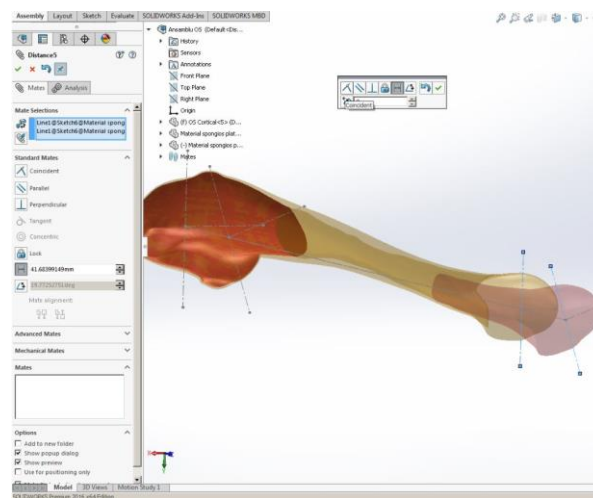


Figura 4.32. Secțiune longitudinală prin înveliș

Modelarea părții proximale (dinspre genunchi):

Pentru realizarea părții proximale, care va primi proprietăți de os spongios și care se găsește în interiorul învelișului compact, ne folosim de schițele construite pentru înveliș, atât în ceea ce privește curbele de contur din secțiunile transversale, construite cu *Offset entites*, cât și în ceea ce privește liniile de ghidare construite cu *Offset entites*.

Pentru obținerea modelului virtual al osului tibial, se deschide un fișier de ansamblu în care se inserează modelele 3D create (înveliș, parte proximală și parte distală), Figura 4.42.



A rezultat modelul 3D al tibiei, alcătuit din 3 părți: înveliș, partea proximală (dinspre genunchi) și partea distală (dinspre gleznă). Au fost necesare mai multe părți, pentru a le putea atribui proprietăți distincte, Figura 4.43.

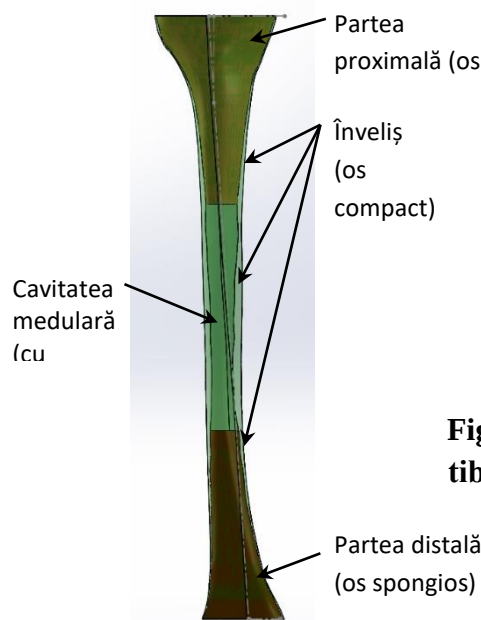


Figura 4.43. Modelul virtual al tibiei, obținut prin asamblarea celor 3 părți

4.3 Modelarea componentelor implantului de genunchi

❖ Componenta tibială

Pentru obținerea modelului virtual al *Componentei tibiale*, am creat o schiță în Top Plane în care am desenat după modelul real, schița platoului componentei tibiale. Cu ajutorul comenzii Boss-Extrude, am extrudat schița completă creată anterior cu o lungime de 7mm.

Pentru crearea piciorului ce se va monta în Osul tibial, am creat mai multe schițe în mai multe planuri, cu ajutorul cărora am extrudat acest model. Acest picior este la un unghi de 85 de grade față de planul platoului și are o lungime de 45 de mm. În Figura 4.50, se poate observa modelul virtual 3D al *Componentei tibiale*.

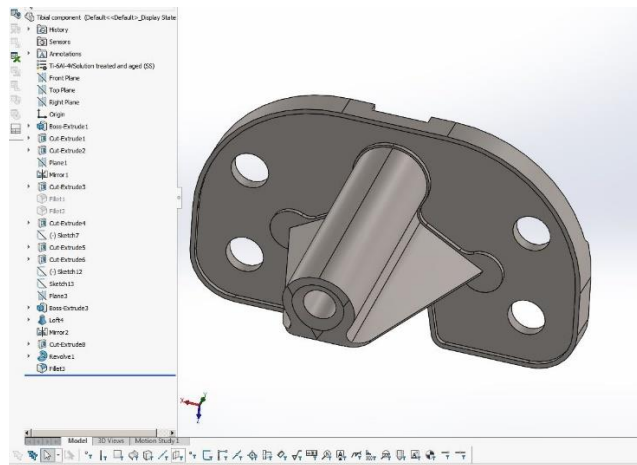


Figura 4.50. Componenta tibială

❖ Insertul de polietilenă

Pentru obținerea modelului virtual al *Insertului de polietilenă* am creat o schiță în Top Plane folosindu-mă de schița creată anterior pentru platoul componentei tibiale, și am extrudat-o cu ajutorul comenzii Boss-Extrude pe o lungime de 30 de mm.

Am creat forma concavă în care va sta femurul la o distanță de 16 mm de exteriorul part-ului, la aceleași dimensiuni ca și insertul de polietilenă real. Cea de-a doua formă am creat-o cu ajutorul comenzii Mirror. Această comandă a copiat forma creată anterior.

Pentru forma din mijlocul piesei, ce separă cei doi condili, am creat un plan pe mijlocul part-ului în care am desenat schița formei. Și cu ajutorul comenzii Boss-Extrude am extrudat forma. În Figura 4.55 este prezentat modelul 3D al insertului de polietilenă, finalizat.

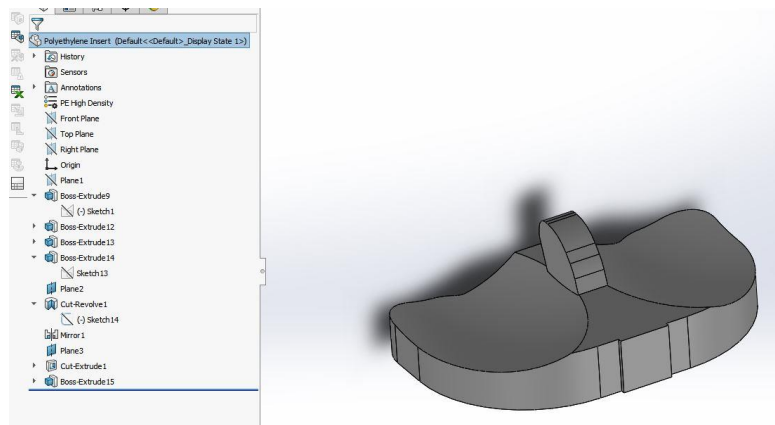


Figura 4.55. Insertul de polietilenă

❖ Componenta femurală

Componenta femurală am realizat-o creând o schiță în Front Plane cu forma brută, după piesa reală, la aceleași dimensiuni și am extrudat această schiță cu ajutorul comenzii Boss-Extrude pe lungimea de 70 de mm.

Am creat un plan pe mijlocul piesei în care am creat o schiță, pentru a putea extrage materialul, creând astfel furca ce se va așeza pe insertul de polietilenă.

În Figura 4.60 este prezentat modelul 3D al componentei femurale.

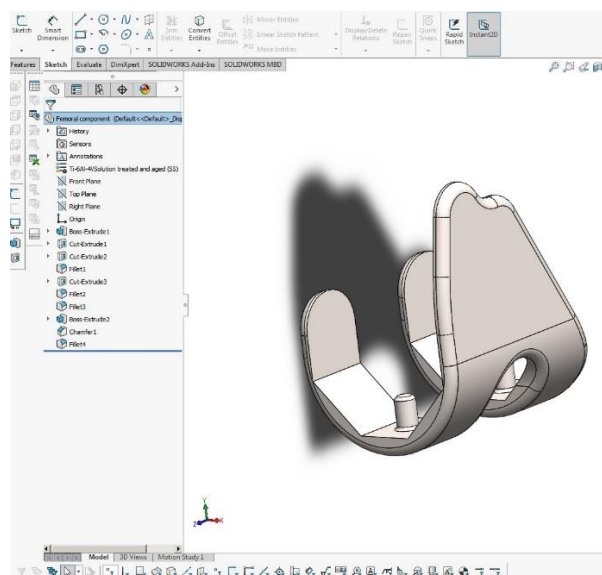


Figura 4.60. Componenta femurală

❖ Extensia tibială

Modelul 3D al extensiei tibiale l-am creat desenând o schiță similară cu piesa reală, la lungimea de 80 de mm. Cu ajutorul comenzii Revolve, am creat modelul 3D al acestui part.

În Figura 4.63 este prezentat modelul 3D al extensiei tibiale cu lungimea de 80mm.

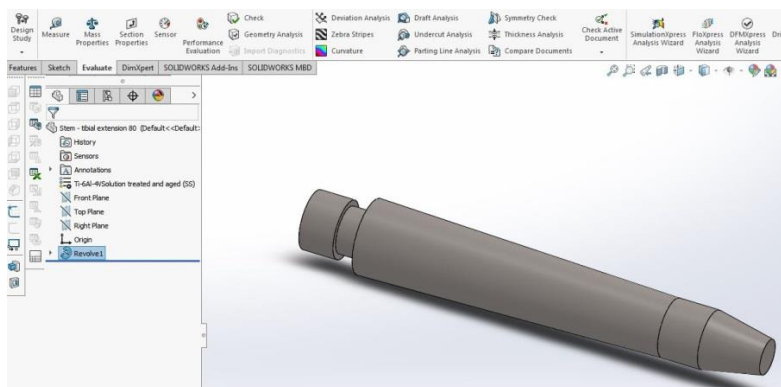


Figura 4.63. Extensie tibială

Etapa următoare este prelucrarea părții proximale (găurirea acesteia) în vederea introducerii componentei metalice tibiale. Componenta tibială se fixează în osul tibial cu ajutorul așa-numitului *ciment*, pe care va trebui să îl modelăm. De aceea, vom proceda astfel:

- vom crea un part denumit Cement plin, cu care vom găuri (prelucra) partea proximală (partea dinspre genunchi)
- vom găuri partul Cement plin și îl vom salva cu numele Cement gol, în care vom introduce componenta metalică tibială.

4.4. Modelarea cimentului folosit pentru fixarea implantului de genunchi și prelucrarea tibiei în vederea introducerii implantului

Pentru obținerea modelului virtual al *Cimentului plin*, am extras schițele din componenta metalică tibială, urmând aceiași pași cu ajutorul cărora am modelat osul 3D, Figura 4.64.

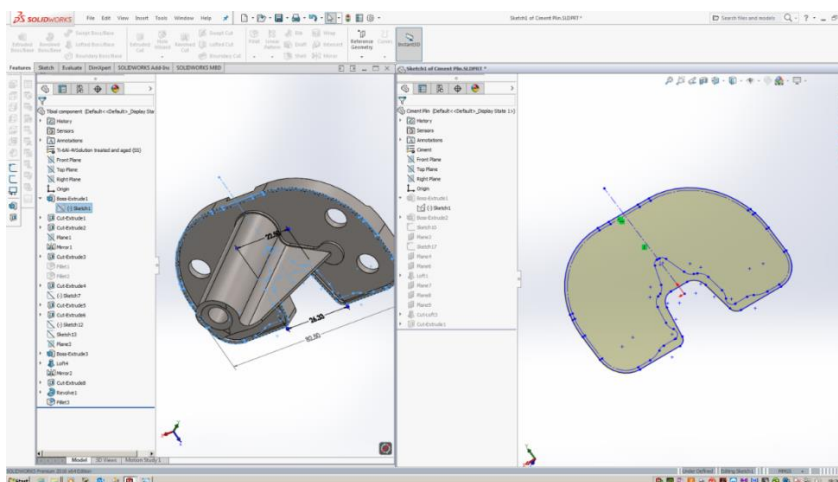


Figura 4.64. Modelarea piesei Cement

Componenta metalică tibială în partea stângă, cimentul în partea dreaptă

În vederea creării unei forme cât mai detaliată, am copiat schița din componenta metalică tibială și am deschis o schiță pe platoul creat mai sus, pe care cu ajutorul comenzii Offset Entites de 1mm, am dublat forma pentru o extragere mai mare de material, în vederea umplerii acestuia cu partul ciment gol ce va fi creat ulterior. Am creat linii de ghidare și le-am fixat cu ajutorul comenzii "Pierce" urmând aceeași pași ca mai sus, pentru o cât mai bună asemănare între piese.

Cu ajutorul comenzii Loft, am selectat cele două schițe și cele trei linii de ghidare, pentru a putea crea forma Cimentului 3D, pe care am salvat-o sub numele de Ciment Plin, Figura 4.70.

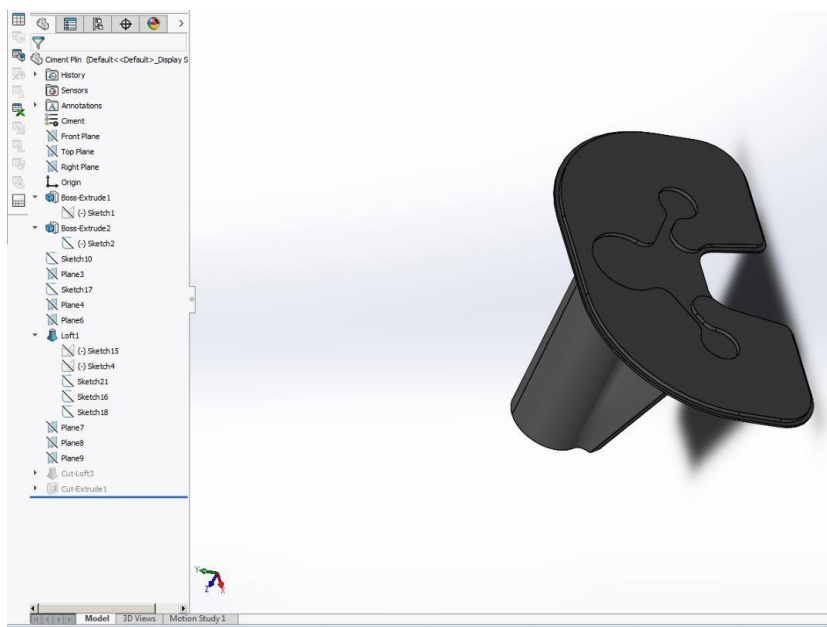


Figura 4.70. Ciment Plin 3D

Scopul proiectării piesei Ciment Plin 3D este pentru a o folosi în vederea prelucrării piesei Partea proximală prelucrată.

Acestă prelucrare s-a realizat astfel:

Am deschis piesa cu numele Parte proximală și am salvat-o sub numele de Partea proximală prelucrată și cu ajutorul comenzii Insert Part, am introdus piesa Cimentul Plin 3D.

După ce am introdus Cimentul Plin 3D, ca să putem constrânge cele două piese, ne folosim de comanda Insert – Features – Move/Copy ce ne va permite ulterior selectarea constrângerilor sau a legăturilor. Următorul pas este activarea și folosirea comenzii Insert-Features-Intersect pentru a putea extrage materialul dintre cele două piese

Următorul pas este activarea și folosirea comenzii Insert-Features-Intersect pentru a putea extrage materialul dintre cele două piese.

Se selectează cele două piese și se bifează prima opțiune *Create intersecting regions*. Folosind *Cap planar openings on surfaces*, programul ne permite să selectăm regiunile pe care vrem să le excludem prin intersectare. Deselectăm regiunea care vrem să fie exclusă și păstrăm doar piesa care va fi salvată sub numele Parte proximală prelucrată, Figura 4.74.

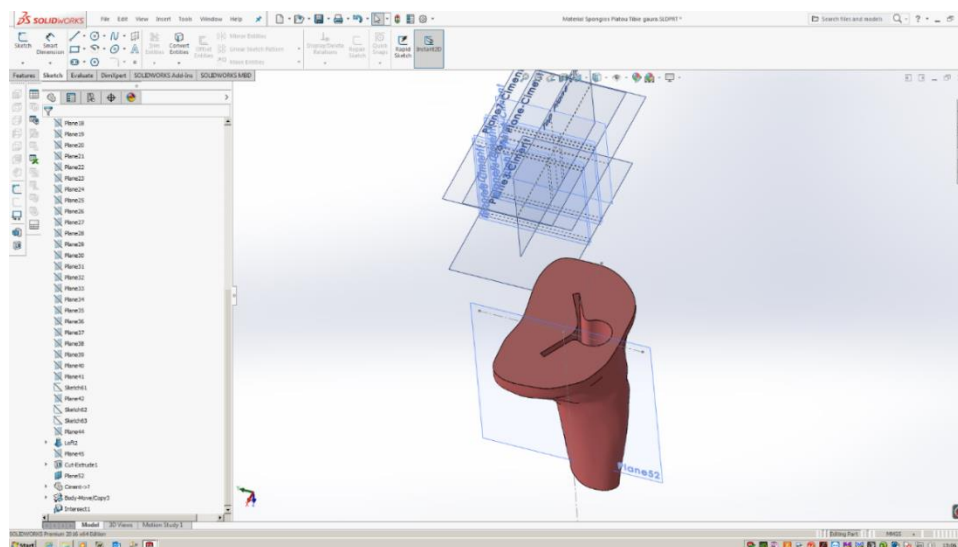


Figura 4.74. Extragerea materialului

Pentru obținerea modelului virtual al cimentului care fixează componenta metalică tibială de osul spongios, m-am folosit de componenta tibială, pe care am salvat-o sub numele de Componentă tibială pentru ciment, în care cu ajutorul comenzii Boss-Extrude, am umplut gaura în care se înfiletează extensia tibială, în vederea extragerii materialului din viitoarea piesă. Am folosit piesa Cimentul Plin 3D și am salvat-o sub numele de Ciment Gol 3D și cu ajutorul comenzii Insert – Part, am introdus componenta tibială pentru ciment 3D, în vederea prelucrării cu ajutorul comenzii Insert-Features-Combine.

Am selectat tipul de operațiune Subtract, am selectat corpul principal care va rămâne, și anume Ciment Gol 3D, și am selectat corpul care trebuie adăugat în acesta, și anume componenta tibială pentru ciment, formându-se cu ajutorul comenzii Combine, modelul 3D al partului Ciment Gol, Figura 4.78.

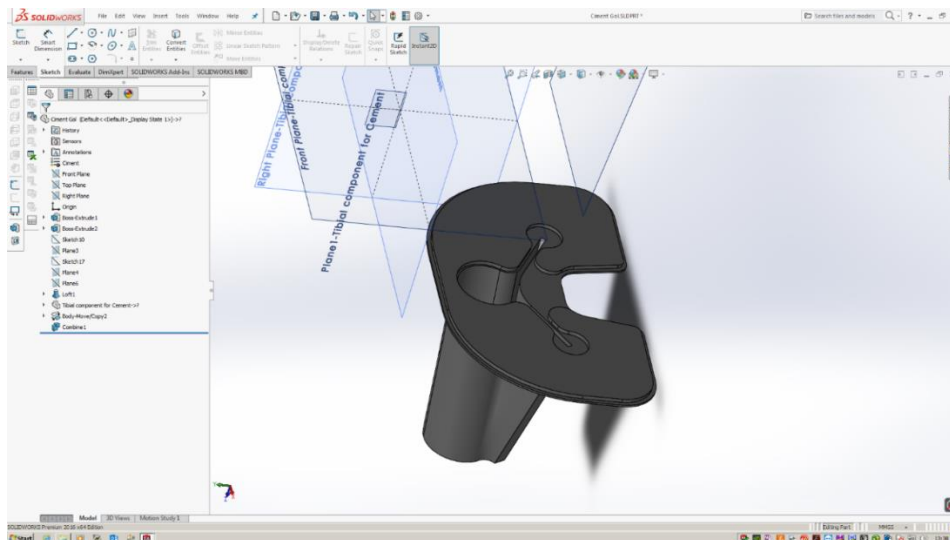


Figura 4.78. Componenta tibială, prelucrată

4.5 Asamblarea componentelor în vederea formării sistemului tibie – implant de genunchi

Pentru obținerea modelului virtual al osului tibial protezat, deschidem un fișier de ansamblu în care vom insera modelele 3D create și impunem constrângerile de tip axă-axă, plan-plan, plan-axă, coincidență, tangență, distanță. Se obține astfel ansamblul os tibial – implant de genunchi, Figura 4.81.

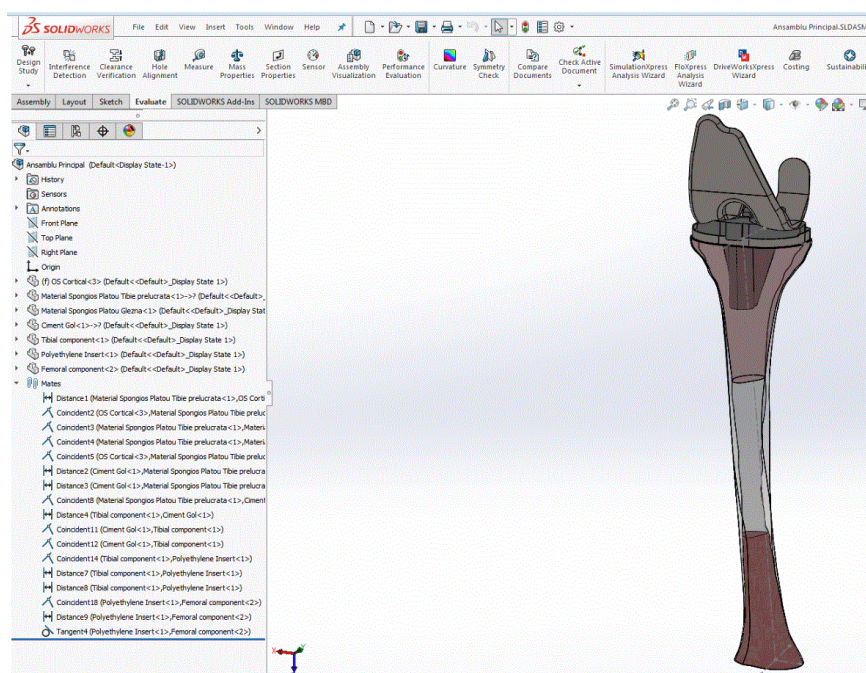


Figura 4.81. Ansamblul os tibial – implant de genunchi

5. STUDIAREA COMPORTAMENTULUI MECANIC AL ANSAMBLULUI TIBIE – IMPLANT DE GENUNCHI

5.1 Alegerea rețelei de discretizare în vederea analizei cu element finit, atribuirea condițiilor inițiale și a proprietăților de material

Etapa 1 – Atribuirea proprietăților de material

În cele ce urmează, am atribuit proprietăți de material fiecărei părți din care este alcătuit ansamblul os tibial – implant de genunchi, pe care l-am realizat [19]. Aceste proprietăți sunt preluate din literatura de specialitate, fiind folosite de cercetătorii din domeniu.

Pentru învelișul osos, am atribuit proprietăți de **os cortical (compact)**, Figura 5.1, cunoscute în literatura de specialitate: modulul lui Young $E=18000\text{N/mm}^2$, coeficientul lui Poisson $\nu=0,3$, densitatea $\rho=1800\text{kg/m}^3$, rezistența la tracțiune 140N/mm^2 , rezistența la compresiune 159N/mm^2 , modulul de forfecare 692N/mm^2 și limita de curgere 40N/mm^2 .

Pentru partea proximală și distală a osului tibial, adică partea dinspre genunchi și partea dinspre gleznă, am atribuit proprietăți de **os spongios**, Figura 5.2: modulul lui Young $E=700\text{N/mm}^2$, coeficientul lui Poisson $\nu=0,2$, densitatea $\rho=600\text{kg/m}^3$, rezistența la tracțiune $0,05\text{N/mm}^2$, rezistența la compresiune $0,01\text{N/mm}^2$, modulul de forfecare 583N/mm^2 și limita de curgere $0,01\text{N/mm}^2$.

Pentru cimentul cu care se fixează implantul în os, am atribuit următoarele proprietăți, Figura 5.3: modulul lui Young $E=2150\text{N/mm}^2$, coeficientul lui Poisson $\nu=0,48$, densitatea $\rho=1100\text{kg/m}^3$, rezistența la tracțiune $3,1\text{N/mm}^2$ și limita de curgere $0,05\text{N/mm}^2$.

În ceea ce privește materialele din care sunt confecționate componentele implantului de genunchi, am ales acele materiale folosite în mod uzual de către producătorii de profil, menționate în cataloagele acestora.

Pentru insertul din **polietilenă**, care este parte componentă a implantului de genunchi, am selectat din lista de materiale *Polietilena de înaltă densitate*, Figura 5.4 și au fost atribuite implicit următoarele proprietăți mecanice: modulul lui Young $E=1070\text{N/mm}^2$, coeficientul lui Poisson $\nu=0,41$, densitatea $\rho=952\text{kg/m}^3$, rezistența la tracțiune $22,1\text{N/mm}^2$ și modulul de forfecare $377,2\text{N/mm}^2$.

Ținând cont că cele 3 componente metalice din care este alcătuit implantul de genunchi (componenta tibială, componenta femurală și extensia tibială) sunt realizate din aliajul **Ti-6Al-4V**, am selectat acest aliaj din lista de materiale și au fost atribuite implicit următoarele proprietăți, Figura 5.5: modulul lui Young $E=104800\text{N/mm}^2$, coeficientul lui

Poisson $\nu=0,31$, densitatea $\rho=4428 \text{ kg/m}^3$, rezistența la tracțiune 1050 N/mm^2 și limita de curgere $827,38 \text{ N/mm}^2$.

5.2 Analiza cu element finit a ansamblului os sănătos – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os sănătos – implant de genunchi cu extensie tibială

În cadrul analizei, ansamblul va fi supus la solicitarea de compresiune în regim static, la oboseală pentru solicitarea de compresiune și la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar.

Așa cum se cunoaște din literatura de specialitate [14], la operația primară de înlocuire a genunchiului natural, se recomandă utilizarea unui implant în configurație standard, adică fără extensie tibială, deoarece, în cazul punerii încă de la început a extensiei tibiale, există următoarele riscuri:

- are loc în timp o pierdere (rezecție) osoasă, ceea ce conduce la slăbirea implantului și necesitatea înlocuirii lui
- extensia tibială, fiind fixată în os, îndepărtarea acesteia în vederea înlocuirii cu o altă extensie, va conduce la lezarea osului, care este și așa afectat de pierderea osoasă din jurul extensiei.

Vom analiza în cele ce urmează efectul pe care l-ar avea extensia tibială pusă încă de la operația primară, pentru a stabili dacă ea aduce beneficii atât de mari încât să echilibreze riscurile menționate mai sus.

❖ 5.2.1 Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static

Ansamblul este supus unei solicitări de compresiune cu o forță de 2100N pe direcția axului longitudinal tibial.

❖ Tensiuni

Din analiza cu element finit efectuată se constată că introducerea extensiei tibiale în implant va produce o depresurizare a platoului tibial osos pe care se așează componenta tibială (de la 7,4MPa la 0,3MPa) și va crește tensiunile asupra componentei tibiale (de la 0,12MPa la 0,2MPa la capătul acesteia) distribuindu-le în jos, în lungul axului tibial, valoarea maximă rămânând la nivelul insertului de polietilenă, care are rolul meniscului lateral natural al genunchiului.

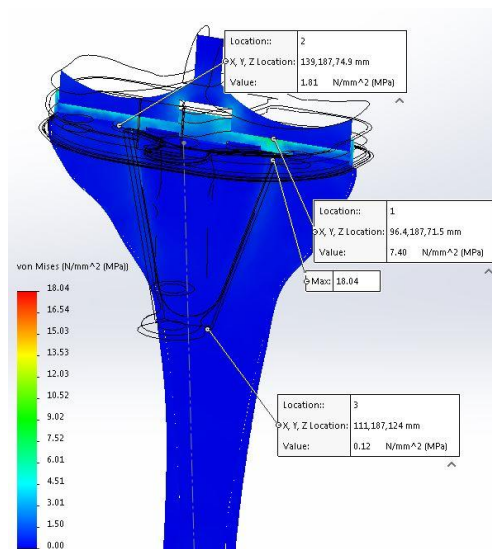


Figura 5.17. Distribuția tensiunilor în varianta fără extensie tibială

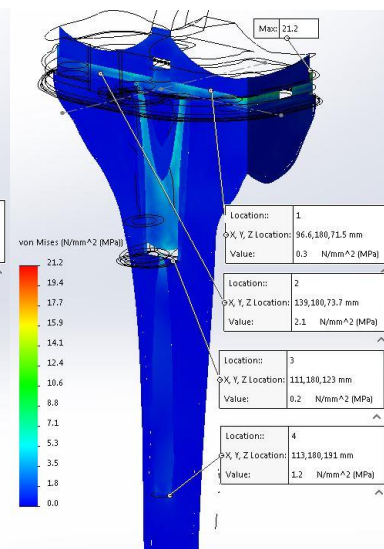


Figura 5.18. Distribuția tensiunilor în varianta cu extensie tibială

❖ Deplasări

Deplasările generale cele mai mari sunt la nivelul insertului de polietilenă, indicând faptul că acesta, ca și meniscul lateral, preia din deplasările survenite. Rezultate asemănătoare au obținut și autorii A. Henderson, J. Schmidt, H. Ploeg [11].

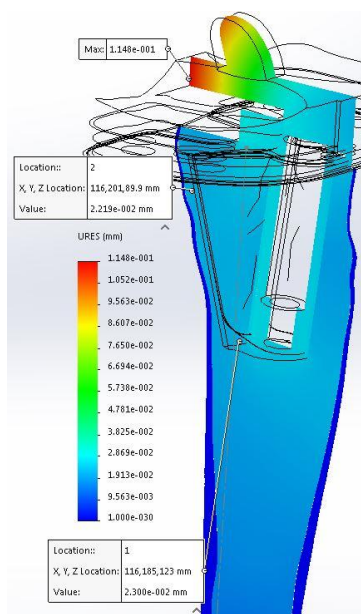


Figura 5.19. Distribuția deplasărilor în varianta fără extensie tibială

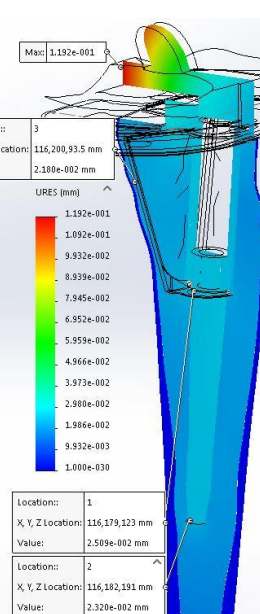


Figura 5.20. Distribuția deplasărilor în varianta cu extensie tibială

❖ Presiune de contact

În varianta cu extensie tibială, valoarea maximă a presiunii de contact, 8,33MPa este în locul în care componenta tibială se assemblează cu extensia tibială, Figura 5.24 și ea scade progresiv la 0 în capătul extensiei. Se constată că în varianta cu extensie tibială, se

ridică presiunea de pe platoul osos și de pe fețele triunghiulare ale componentei tibiale întrucât ea este preluată de extensia tibială și distribuită în lungul axei tibiale și în osul cortical.

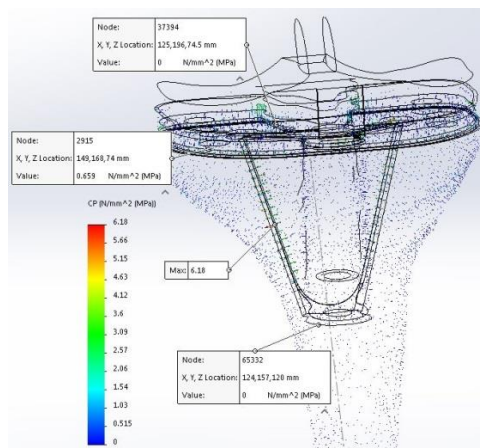


Figura 5.23. Presiunea de contact în varianta fără extensie tibială

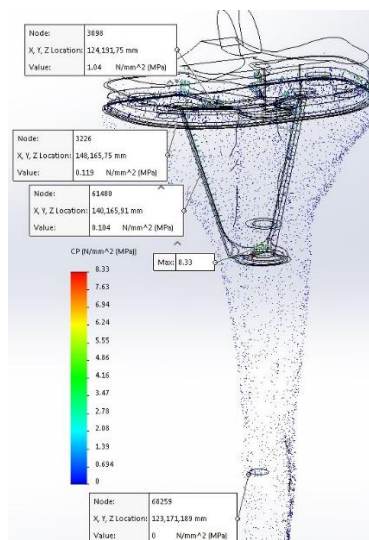


Figura 5.24. Presiunea de contact în varianta cu extensie tibială

❖ Coeficient de siguranță

Coeficientul de siguranță este prezentat ca raport între limita de curgere a materialului și tensiunea maximă la solicitarea statică de compresiune. Se constată că în varianta fără extensie tibială, coeficientul de siguranță are valoarea 3, iar în varianta cu extensie tibială, coeficientul de siguranță atinge valori de la 2,45 în vârful extensiei tibiale, la 3,54 pe platoul tibial și 5 în capătul componentei tibiale. Prin urmare, în ambele situații, coeficientul de siguranță are valori normale, dar introducerea extensiei tibiale a condus la creșterea acestuia, așa cum era de așteptat.

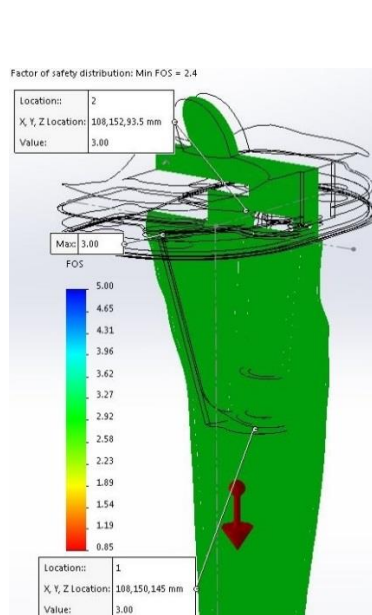


Figura 5.25. Coeficientul de siguranță în varianta fără extensie tibială

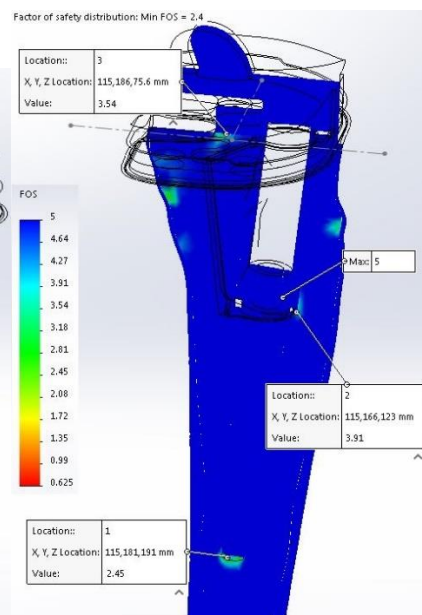


Figura 5.26. Coeficientul de siguranță în varianta cu extensie tibială

❖ Concluzii

Concluziile care se desprind din analiza efectuată sunt următoarele:

Introducerea extensiei tibiale nu aduce avantaje notabile privind reducerea tensiunilor, a deplasărilor, a presiunii de contact și creșterea coeficientului de siguranță, deci nu aduce o îmbunătățire semnificativă a situației, comparativ cu neajunsurile pe care le provoacă extensia tibială, printre care amintim:

- are loc în timp o pierdere (resecție) osoasă, ceea ce conduce la slăbirea implantului și necesitatea înlocuirii lui
- extensia tibială, fiind fixată în os, îndepărtarea acesteia în vederea înlocuirii cu o altă extensie, va conduce la lezarea osului, care este și așa afectat de pierderea osoasă din jurul extensiei.

Prin urmare, întrucât tensiunile, deplasările, presiunea de contact, coeficientul de siguranță au valori similare în ambele variante, este de optat pentru varianta fără extensie tibială în cazul în care proprietățile osului sunt bune, iar necesitatea implantării nu provine din îmbolnăvirea acestuia.

❖ 5.2.2 Studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune

Oboseala este o modificare structurală permanentă, localizată, progresivă, care apare în materialele supuse unor tensiuni alternante. Ea poate avea ca rezultat fisurarea sau ruperea materialului după un număr suficient de cicluri. Admițând că un om efectuează aproximativ 2000 cicluri/zi x 365 zile, adică 730.000 de cicluri pe an, am supus ansamblul la un număr 10.000.000 cicluri pe care am estimat că le realizează pacientul implantat în timp de aproximativ 14 ani.

Se constată că, atât în varianta cu, cât și în varianta fără extensie tibială, zona în care apare cel mai repede oboseala este în partea de jos a tibiei, spre gleznă, lucru confirmat și de practică, deoarece osul tibial se rupe cel mai frecvent deasupra gleznei.

Concluzia analizei cu element finit efectuată este că introducerea extensiei tibiale nu conduce la îmbunătățiri semnificative a rezistenței la oboseală, în situația în care osul are proprietăți mecanice bune (os sănătos).

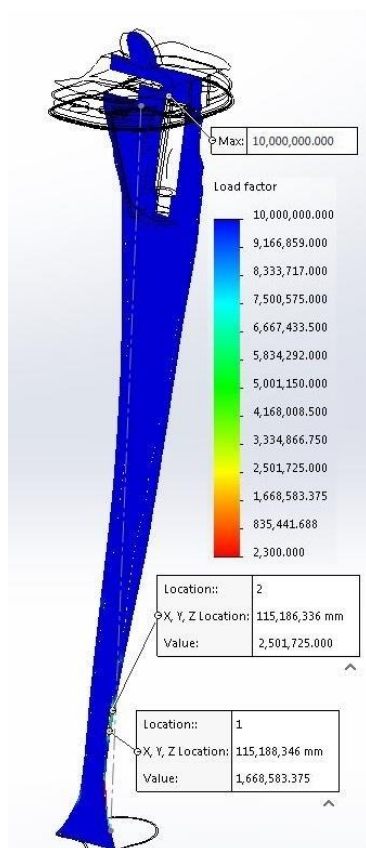


Figura 5.29. Rezistența la oboseală în varianta fără extensie tibială

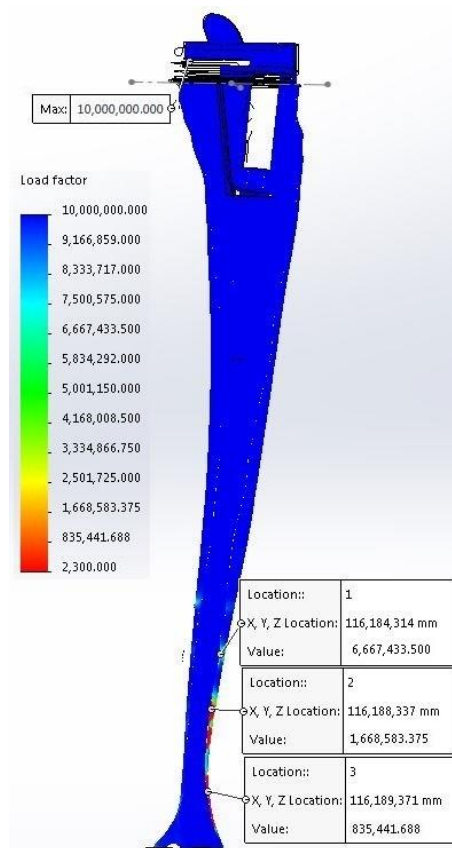


Figura 5.30. Rezistența la oboseală în varianta cu extensie tibială

❖ 5.2.3 Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar

❖ Tensiuni

Au fost culese date în același punct sub insertul de polietilenă și se constată că valoarea tensiunii în varianta fără extensie tibială este de 1,138MPa, respectiv 0,2MPa, în varianta cu extensie tibială.

Se poate concluziona că introducerea extensiei tibiale în implant va reduce tensiunile la nivelul componentei tibiale și le va distribui în jos, în lungul axului tibial.

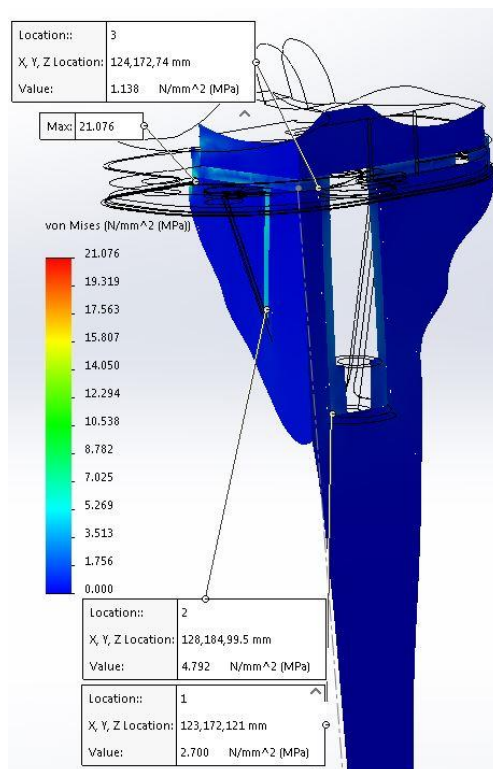


Figura 5.34. Tensiunile în varianta fără extensie tibială

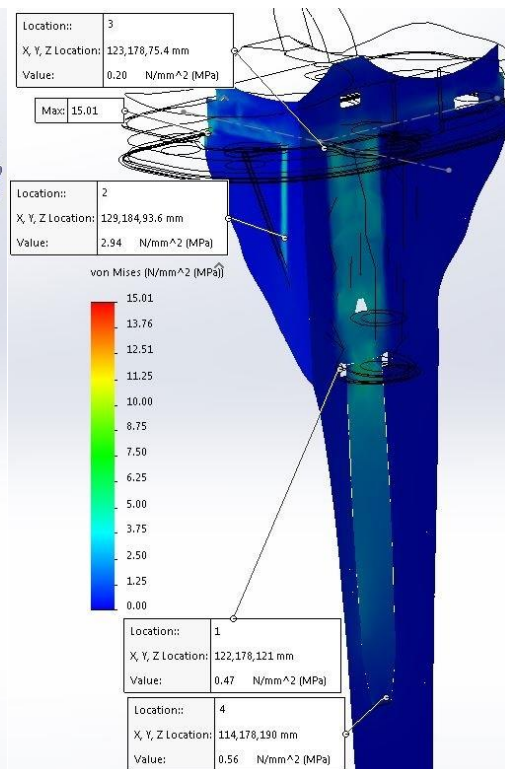


Figura 5.35. Tensiunile în varianta cu extensie tibială

❖ Deplasări

Deplasările generale cele mai mari sunt în partea de sus a insertului de polietilenă și se poate observa că odată cu introducerea extensiei tibiale, aceste deplasări scad, dar nu semnificativ.

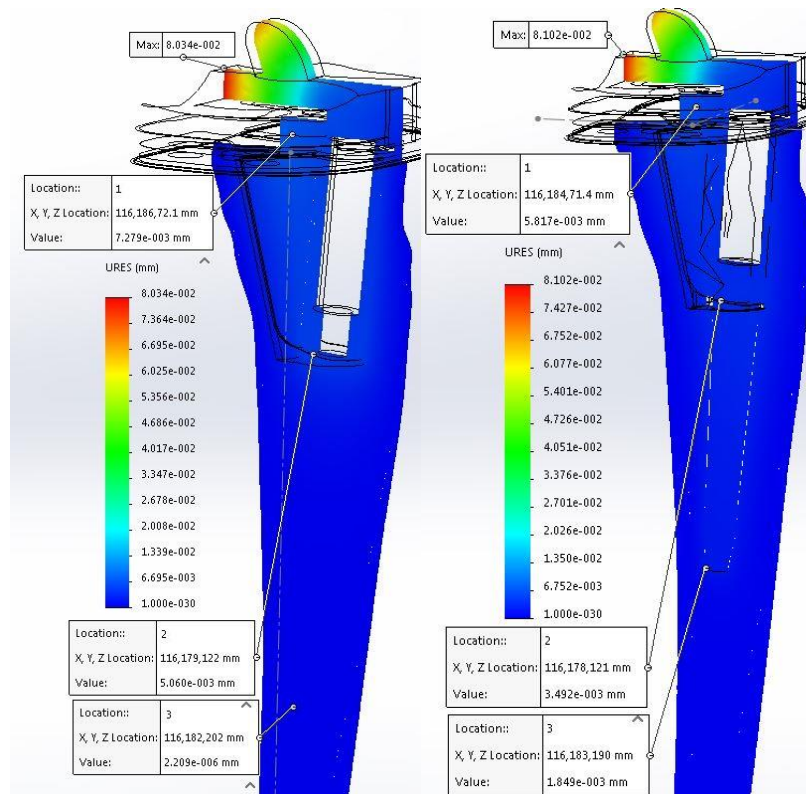


Figura 5.36. Distribuția deplasărilor în varianta fără extensie tibială **Figura 5.37 Distribuția deplasărilor în varianta cu extensie tibială**

❖ Concluzii:

- Tensiunile măsurate în aceleași puncte sunt ușor mai mici în varianta cu extensie tibială. Toate valorile înregistrate sunt sub limita admisibilă a materialului.
- Deplasările generale maxime cât și cele pe axa z au valori apropiate în ambele cazuri. Deplasările măsurate în aceleași puncte au valori ușor mai mici în varianta cu extensie tibială.

5.3 Analiza cu element finit a ansamblului os degradat – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os degradat – implant de genunchi cu extensie tibială

5.3.1. Atribuirea proprietăților mecanice

În acest subcapitol, este analizat comportamentul mecanic al osului tibial implantat, în situația în care motivul implantării a fost tocmai îmbolnăvirea oaselor și a articulațiilor (osteoporoză, osteoartrită, necroză aseptică), care a condus la necesitatea înlocuirii genunchiului natural. În acest caz, osul în care se fixează implantul are proprietăți mecanice inferioare osului sănătos, fiind numit în cele ce urmează os degradat.

Proprietățile osului spongios degradat în care se fixează implantul sunt după cum urmează: modulul lui Young $E=1000\text{N/mm}^2$, coeficientul lui Poisson $\nu=0,2$, modulul de forfecare 3000N/mm^2 , densitatea $\rho=400\text{ kg/m}^3$, rezistența la tracțiune $1,1\text{N/mm}^2$, rezistența la compresiune $1,7\text{N/mm}^2$ și limita de curgere $1,1\text{ N/mm}^2$.

În cadrul analizei, ansamblul va fi supus la solicitarea de compresiune în regim static, la oboseală pentru solicitarea de compresiune și la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar.

Fixarea implantului pe platoul osului tibial se face cu ajutorul unui așa-numit ciment de fixare, care a fost modelat 3D și face parte din ansamblul analizat, iar fixarea extensiei tibiale se face prin presare în osul cortical.

5.3.2. Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static

❖ Tensiuni

În urma analizei cu element finit, cele mai mari tensiuni înregistrate sunt la contactul dintre componenta tibială și insertul de polietilenă în varianta fără extensie tibială, iar în varianta cu extensie tibială, la spatele insertului de polietilenă.

În concluzie, introducerea extensiei tibiale în implant va produce o depresurizare a platoului tibial osos pe care se așează componenta tibială (de la 4,4MPa la 1,51MPa), va reduce tensiunile asupra componentei tibiale (de la 0,26MPa la 0,229MPa la capătul acesteia) și le va distribui în jos în lungul axului tibial, valoarea maximă rămânând la nivelul insertului de polietilenă, care are rolul meniscului lateral natural al genunchiului.

Aceeași concluzie a aparținut și altor autori [11], și anume aceea că introducerea extensiei tibiale diminuează tensiunile în zona medie proximală a componentei protetice tibiale și le distribuie către vârful extensiei.

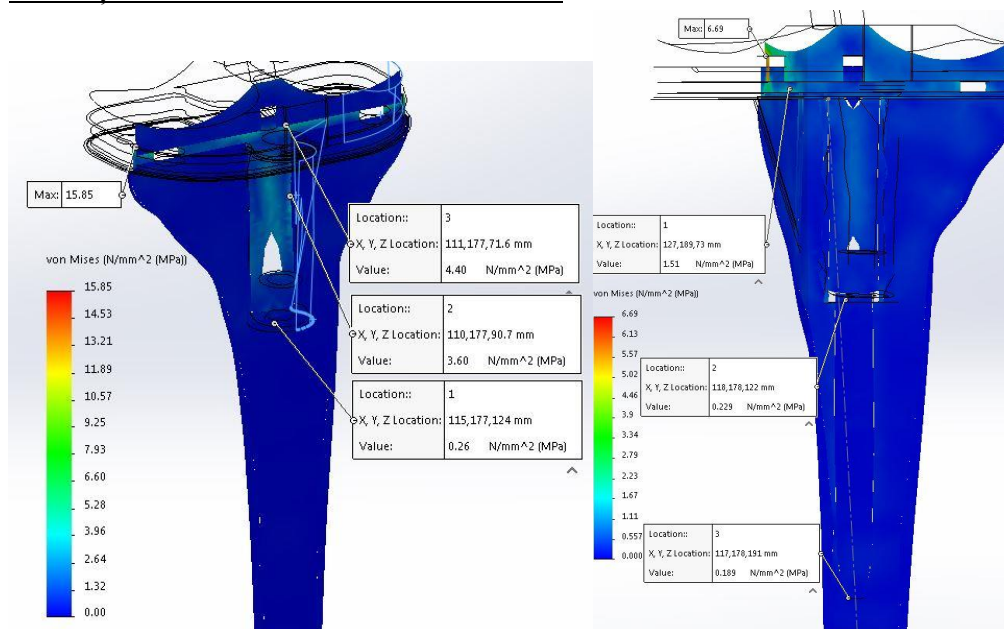


Figura 5.43. Distribuția tensiunilor în varianta fără extensie tibială

Figura 5.44. Distribuția tensiunilor în varianta cu extensie tibială

❖ Deplasări

Deplasările generale cele mai mari sunt la nivelul insertului de polietilenă și au valoarea 0,1047mm în varianta fără extensie tibială, Figura 5.45, respectiv 0,0645mm în

variantea cu extensie tibială, Figura 5.46, indicând faptul că acesta, ca și meniscul lateral, preia din deplasările survenite. Rezultate asemănătoare au obținut și autorii A. Henderson, J. Schmidt, H. Ploeg [11].

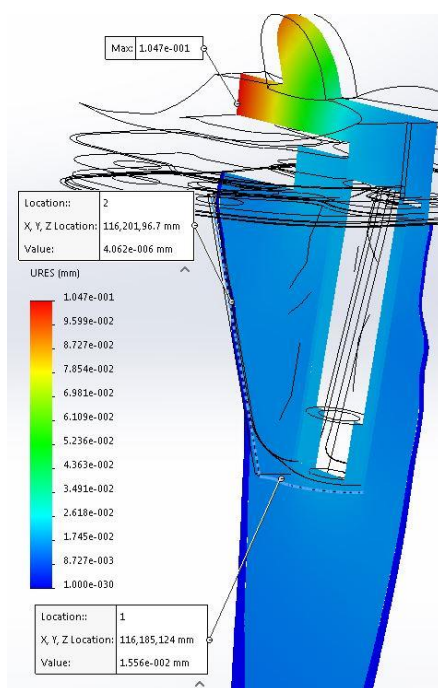


Figura 5.45. Distribuția deplasărilor în varianta fără extensie tibială

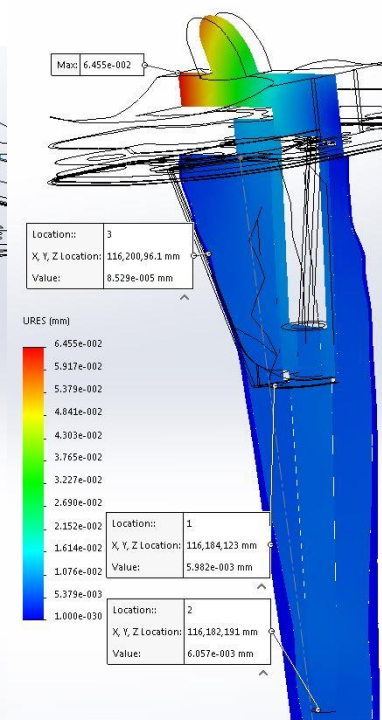


Figura 5.46. Distribuția deplasărilor în varianta cu extensie tibială

❖ Presiune de contact

În ceea ce privește presiunea de contact, se constată că în varianta cu extensie tibială, se ridică presiunea de pe platoul osos și de pe fețele triunghiulare ale componentei tibiale întrucât ea este preluată de extensia tibială și distribuită în lungul axei tibiale și în osul cortical.

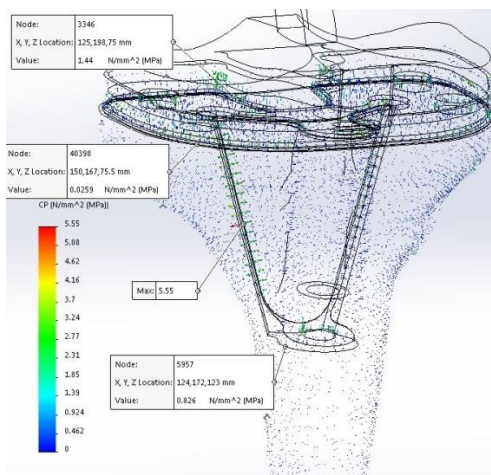


Figura 5.51. Presiunea de contact în varianta fără extensie tibială

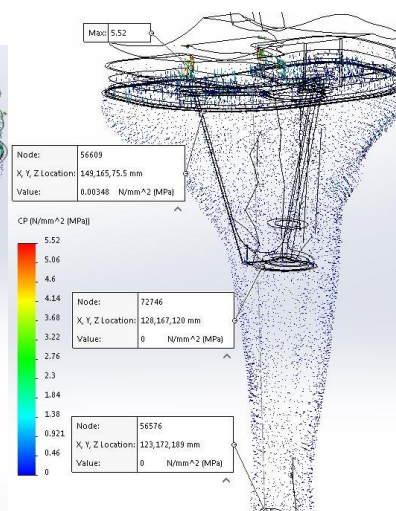


Figura 5.52. Presiunea de contact în varianta cu extensie tibială

❖ Coeficient de siguranță

Se constată că în varianta fără extensie tibială, coeficientul de siguranță atinge valori de la 1,7 la 3, iar în varianta cu extensie tibială, coeficientul de siguranță atinge valori de la 1,79 la 5. Prin urmare, în ambele situații, coeficientul de siguranță are valori normale, dar introducerea extensiei tibiale a condus la creșterea acestuia.

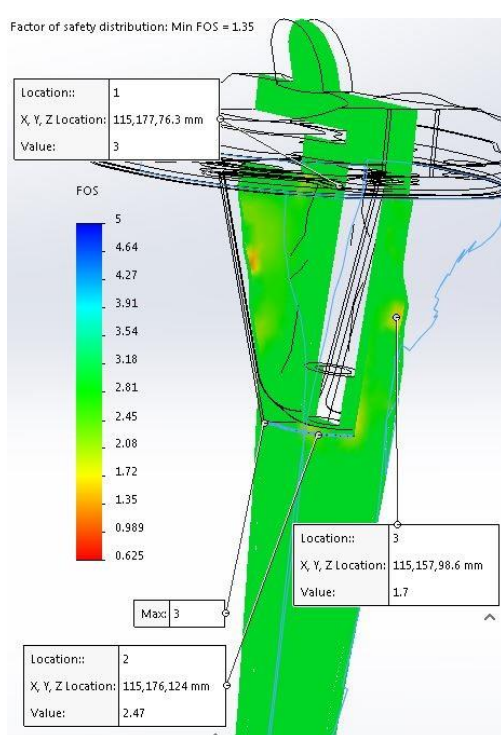


Figura 5.53. Coeficientul de siguranță în varianta fără extensie tibială

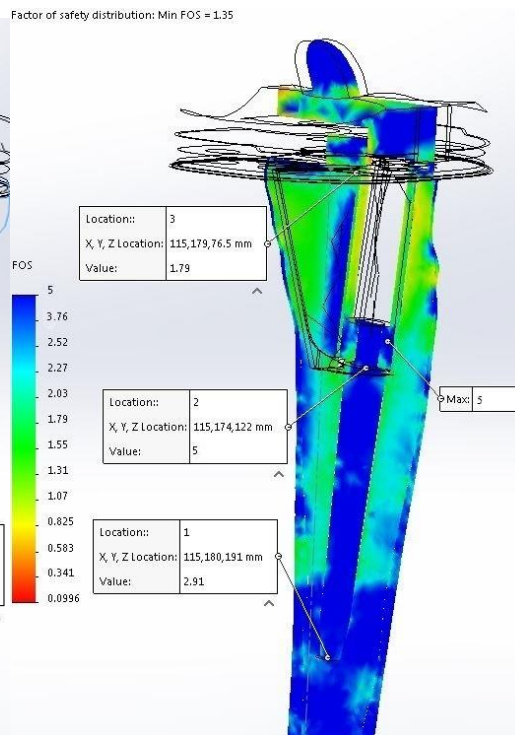


Figura 5.54. Coeficientul de siguranță în varianta cu extensie tibială

❖ Concluzii:

Concluziile care se desprind din analiza efectuată sunt următoarele:

- Prin introducerea extensiei tibiale, tensiunile scad, deplasările generale și cele pe axa z scad, sporind stabilitatea implantului.
- Prin introducerea extensiei tibiale, se diminuează presiunea de pe platoul osos și de pe fețele triunghiulare ale componentei tibiale, întrucât ea este preluată de extensia tibială și distribuită în jos, în lungul axei tibiale și în osul cortical.
- Prin introducerea extensiei tibiale, coeficientul de siguranță crește.

5.3.3. Studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune

Materialul unei piese aflate în exploatare, care este supusă variației ciclice a sarcinilor mecanice, se poate degrada în timp chiar dacă tensiunile introduse sunt mai mici

decât limita de curgere. Se poate ajunge la amorsarea unei microfisuri, propagarea acesteia și, în final, la ruperea respectivei piese.

Durata de viață la oboseală este dată de numărul de cicluri de solicitare după care se produce ruperea. Admițând că un om efectuează aproximativ 2000 cicluri/zi x 365 zile, adică 730.000 de cicluri pe an, am supus ansamblul la un număr 10.000.000 cicluri pe care am estimat că le realizează pacientul implantat în timp de aproximativ 14 ani.

Se poate observa că, odată cu introducerea extensiei tibiale, se diminuează suprafața pe care este avariata insertul de polietilenă și oboseala se instalează după un număr de cicluri dublu decât în varianta fără extensie.

Faptul că insertul de polietilenă este prima componentă a implantului care se uzează, este confirmat și de practica medicală. Într-adevăr, cei mai mulți pacienți implantați care s-au întors la medic au avut insertul de polietilenă uzat, cu particule fine desprinse din el, care au produs inflamare și durere în zona implantului, fiind necesară operația de revizie pentru reimplantare.

În consecință, pentru detectarea din timp a modificărilor sau fisurilor ce pot surveni în materialul implantului, este necesar ca pacienții să efectueze periodic un control clinic și radiologic.

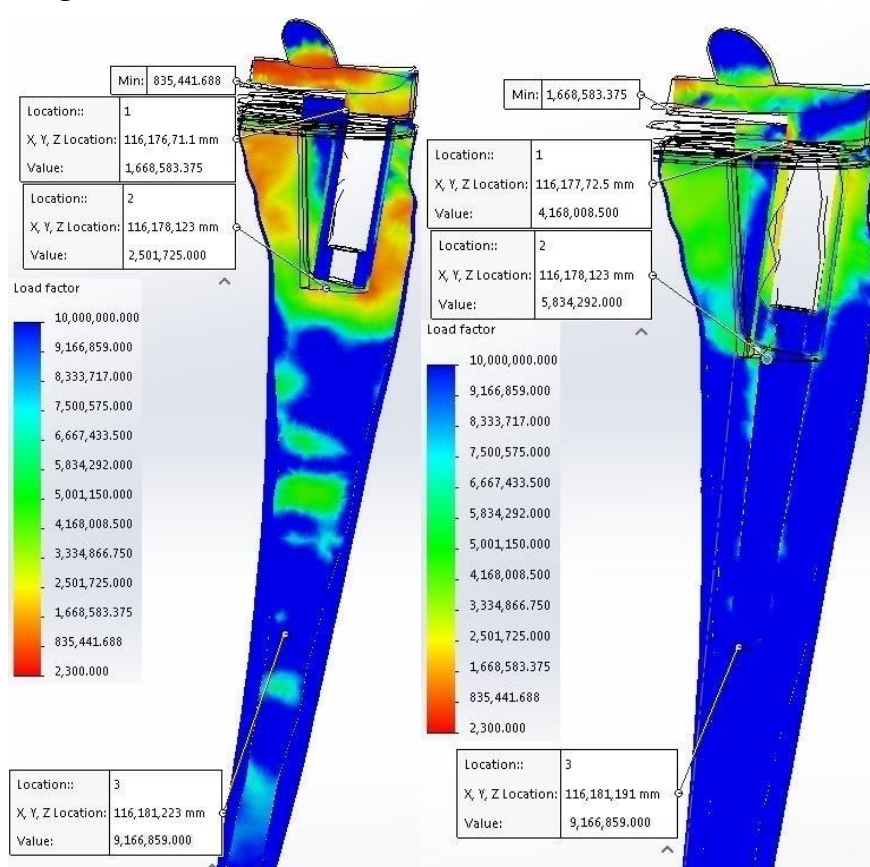


Figura 5.55. Rezistența la oboseală, în varianta fără extensie tibială

Figura 5.56. Rezistența la oboseală, în varianta cu extensie tibială

❖ Concluzii

Concluzia cea mai importantă este că introducerea extensiei tibiale conduce la dublarea rezistenței la oboseală a ansamblului os-implant.

5.3.4. Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar

❖ Tensiuni

În varianta fără extensie tibială, tensiunea maximă apare la contactul dintre insertul de polietilenă și componenta tibială, iar în varianta cu extensie tibială, tensiunea maximă apare la contactul dintre componenta tibială și cimentul de pe osul spongios, deci coboară spre os, datorită extensiei.

Valorile tensiunilor maxime în ambele cazuri sunt foarte apropiate între ele și se află sub valoarea tensiunii admisibile a materialelor în care apar.

Se poate concluziona că introducerea extensiei tibiale în implant va reduce tensiunile la nivelul componentei tibiale și le va distribui în jos, în lungul axului tibial.

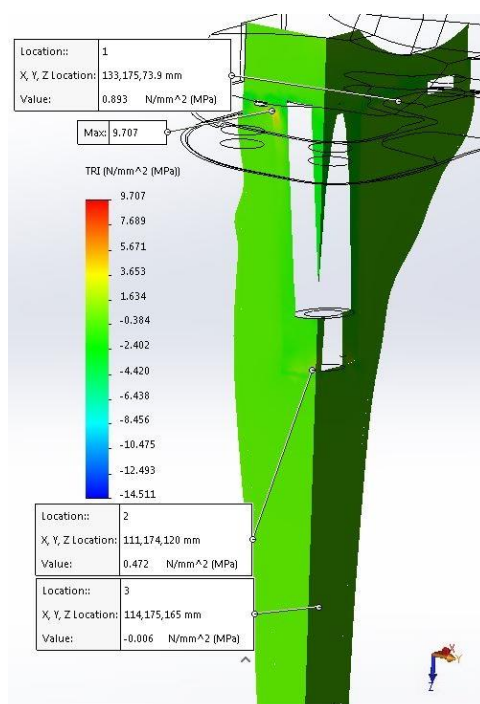


Figura 5.58. Tensiunile în varianta fără extensie tibială

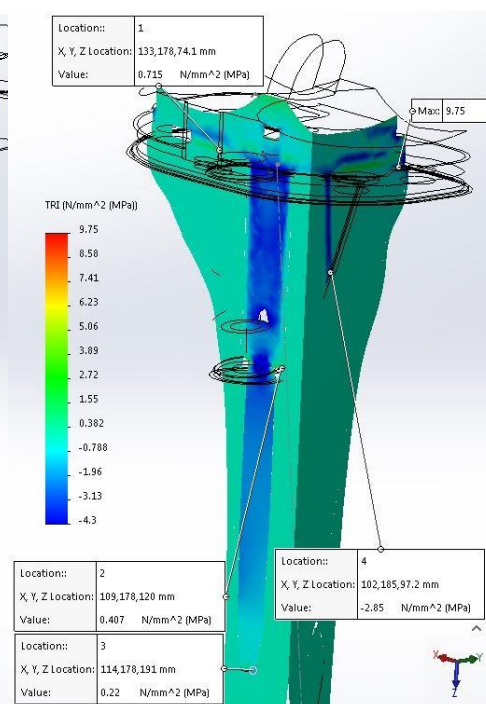


Figura 5.59. Tensiunile în varianta cu extensie tibială

❖ Deplasări

Deplasările generale cele mai mari sunt în partea de sus a insertului de polietilenă atât în varianta fără extensie tibială, cât și în varianta cu extensie tibială.

Rezultate similare au obținut și autorii A. Henderson, J. Schmidt, H. Ploeg [11].

Se constată că deplasările scad odată cu introducerea extensiei tibiale.

❖ Concluzii

Concluziile privind solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar sunt:

- Tensiunile maxime au valori apropiate în ambele cazuri. Tensiunile măsurate în aceleași puncte sunt ușor mai mici în varianta cu extensie tibială. Toate valorile înregistrate sunt sub limita admisibilă a materialului.

- Deplasările generale maxime cât și cele pe axa z au valori apropiate în ambele cazuri. Deplasările măsurate în aceleași puncte au valori ușor mai mici în varianta cu extensie tibială.

5.4 Analiza comparativă și interpretarea rezultatelor obținute

- ❖ În Tabelul 5.7 au fost sintetizate valorile tensiunilor, ale deplasărilor, ale presiunii de contact și ale coeficientului de siguranță, atât pentru osul sănătos, cât și pentru osul degradat, atât în varianta fără extensie tibială, cât și în varianta cu extensie tibială.

Tabel 5.7 – Tabel centralizator privind comportamentul mecanic la solicitarea de compresiune în regim static:

Os sănătos fără extensie tibială									
Tensiuni		Deplasări generale		Deplasări pe axa z		Presiune de contact		Coeficient de siguranță	
Min. MPa	Max. MPa	Min. mm	Max. mm	Min. mm	Max. mm	Min. MPa	Max. MPa	Min.	Max
1,5	18,04	0,0095	0,1148	0,0095	0,115	0,515	6,18	2,4	3
Os sănătos cu extensie tibială									
Tensiuni		Deplasări generale		Deplasări pe axa z		Presiune de contact		Coeficient de siguranță	
Min. MPa	Max. MPa	Min. mm	Max. mm	Min. mm	Max. mm	Min. MPa	Max. MPa	Min.	Max
1,8	21,2	0,0099	0,1192	0,0097	0,117	0,694	8,33	2,4	5
Os degradat fără extensie tibială									
Tensiuni		Deplasări generale		Deplasări pe axa z		Presiune de contact		Coeficient de siguranță	
Min. MPa	Max. MPa	Min. mm	Max. mm	Min. mm	Max. mm	Min. MPa	Max. MPa	Min.	Max
1,32	15,85	0,0087	0,1047	0,00869	0,1045	0,46	5,55	1,35	3
Os degradat cu extensie tibială									
Tensiuni		Deplasări generale		Deplasări pe axa z		Presiune de contact		Coeficient de siguranță	
Min. MPa	Max. MPa	Min. mm	Max. mm	Min. mm	Max. mm	Min. MPa	Max. MPa	Min.	Max
0,55	6,69	0,0053	0,0645	0,00493	0,0638	0,46	5,52	1,35	5

- ❖ În Tabelul 5.8 au fost sintetizate valorile numărului minim de cicluri de solicitare la compresiune, cicluri alternant – simetrice la care în anumite puncte începe să apară fenomenul de oboseală, atât pentru osul sănătos, cât și pentru osul degradat, atât în varianta fără extensie tibială, cât și în varianta cu extensie tibială.

Tabel 5.8 – Tabel centralizator privind numărul minim de cicluri de solicitare la compresiune la care în anumite puncte începe să apară fenomenul de oboseală:

Os sănătos fără extensie tibială		
Număr cicluri		
Min.	Punctul 1	Punctul 2
1.668.583	1.668.583	2.501.725
Os sănătos cu extensie tibială		
Număr cicluri		
Min.	Punctul 1	Punctul 2
835.441	6.667.433	1.668.583
Os degradat fără extensie tibială		
Număr cicluri		
Min.	Punctul 1	Punctul 2
835.441	1.668.583	2.501.725
Os degradat cu extensie tibială		
Număr cicluri		
Min.	Punctul 1	Punctul 2
1.668.583	4.168.008	5.834.292

- ❖ În Tabelul 5.9 au fost sintetizate valorile maxime și valorile în anumite puncte reprezentative ale tensiunilor și ale deplasărilor, atât pentru osul sănătos, cât și pentru osul degradat, atât în varianta fără extensie tibială, cât și în varianta cu extensie tibială.

Tabel 5.9 - Tabel centralizator privind rezistența la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar:

Os sănătos fără extensie tibială								
Tensiuni			Deplasări generale			Deplasări pe axa z		
Max. MPa	Punctul 1 MPa	Punctul 2 MPa	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm
21,07	2,7	4,792	0,0803	0,00727	0,00506	0,0795	0,00590	0,00491
Os sănătos cu extensie tibială								
Tensiuni			Deplasări generale			Deplasări pe axa z		
Max. MPa	Punctul 1 MPa	Punctul 2 MPa	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm
15,01	0,47	2,94	0,0810	0,005817	0,00349	0,0791	0,00436	0,00325
Os degradat fără extensie tibială								
Tensiuni			Deplasări generale			Deplasări pe axa z		
Max. MPa	Punctul 1 MPa	Punctul 2 MPa	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm
9,707	0,893	0,472	0,08024	0,005955	0,003801	0,0792	0,004675	0,003761
Os degradat cu extensie tibială								
Tensiuni			Deplasări generale			Deplasări pe axa z		
Max. MPa	Punctul 1 MPa	Punctul 2 MPa	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm	Max. mm	Punctul 1 mm	Punctul 2 mm
9,750	0,715	0,407	0,08353	0,005149	0,002534	0,0823	0,003578	0,002366

6. CONCLUZII GENERALE ȘI CONTRIBUȚII PROPRII. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

❖ CONCLUZII GENERALE

În cadrul fiecărui capitol din teză, au fost prezentate concluzii specifice, iar în urma centralizării, a analizării și a interpretării tuturor rezultatelor obținute, s-a realizat o vedere de ansamblu asupra întregului pachet de date, care a condus la următoarele concluzii generale:

Prezenta lucrare aduce contribuții în acest sens, prin faptul că studiază comportamentul mecanic al unui os tibial protezat cu implant de genunchi și, în urma rezultatelor obținute, stabilește oportunitatea folosirii extensiei tibiale în funcție de proprietățile mecanice ale osului în care se va fixa implantul, sprijinind astfel actul medical decizional.

Studiile din literatura de specialitate efectuate în cadrul tezei, precum și practica medicală arată că dacă la operația de înlocuire a genunchiului natural (numită operație primară) se pune un implant de genunchi cu extensie tibială (o tijă care intră în canalul cu măduvă al osului tibial), atunci, după câțiva ani, apare fenomenul de pierdere osoasă din cauza distribuției anormale a sarcinii pe osul gazdă, urmată de uzura și slăbirea implantului. Acestea conduc, pe termen lung, la detașarea implantului din suportul osos, necesitând astfel implantarea unei noi proteze.

Prin urmare, este de evitat folosirea implantului de genunchi cu extensie tibială, fiind de preferat folosirea implantului în configurație standard (fără extensie tibială). Totuși, există situații în care este oportun a se folosi extensia tibială. Deci problema care se pune este următoarea: la operația primară de înlocuire a genunchiului natural, în ce situație este necesară folosirea unui implant în configurație standard și în ce situație se impune, totuși, folosirea extensiei.

Practica medicală afirmă că utilizarea extensiei tibiale este necesară în situația în care oasele prezintă diformități de tip varus – valgus (picioare în O sau în X), prezintă proprietăți mecanice alterate față de cele ale osului sănătos (osteoporoză, osteoartrită) sau prezintă fracturi. Dar aceste concluzii, desprinse numai din practica medicală, au nevoie de o validare științifică, bazată pe un aparat de calcul matematic.

În acest sens, prezenta teză de doctorat validează din punct de vedere științific următoarele concluzii:

- Dacă osul este sănătos, deci are proprietăți mecanice bune (de ex. atunci când înlocuirea genunchiului natural a fost necesară din motive de accident rutier), atunci nu este necesar a se folosi extensia tibială la operația primară, deoarece beneficiile pe care le aduce sunt mai mici decât consecințele negative pe termen lung, descrise mai sus, culese din literatura de specialitate

- Dacă osul are proprietăți mecanice degradate (de ex. os afectat de osteoporoză), atunci este necesar a se folosi extensia tibială la operația primară, deoarece ea aduce avantaje substanțiale privind creșterea duratei de viață a implantului până când va fi necesară înlocuirea acestuia

Aceste concluzii s-au desprins din următoarele activități desfășurate în cadrul tezei:

- ❖ Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static. Analiza cu element finit a stării de tensiuni, deformații, presiune de contact, coeficient de siguranță.

În urma studiului, a rezultat că, în cazul osului sănătos, introducerea extensiei tibiale nu aduce o diminuare a tensiunilor, a deplasărilor, a presiunii de contact (a se vedea Tabelul 5.7.), pe când în cazul osului degradat, valorile arată că introducerea extensiei tibiale aduce o diminuare la jumătate a tensiunilor și a deplasărilor și o ușoară reducere a presiunii de contact.

- ❖ Analiza cu element finit a comportamentului mecanic la oboseală privind solicitarea de compresiune.

Valorile obținute (a se vedea Tabelul 5.8.) au arătat că, în cazul osului cu proprietăți mecanice bune (osul sănătos), introducerea extensiei tibiale nu aduce o creștere în toate punctele analizate a rezistenței la oboseală. În schimb, în cazul osului degradat, valorile arată că introducerea extensiei tibiale conduce la dublarea numărului minim de cicluri la care se instalează fenomenul de oboseală în anumite puncte reprezentative, deci conduce la creșterea semnificativă a rezistenței la oboseală.

- ❖ Studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic liniar. Analiza cu element finit a stării de tensiuni și deformații.

Analizând datele centralizate în Tabelul 5.9, se constată că atât în cazul osului sănătos, cât și în cazul osului degradat, introducerea extensiei tibiale nu aduce modificări reprezentative privind starea de tensiuni și deformații.

❖ CONTRIBUȚII PROPRII

Principalele contribuții proprii aduse în prezenta lucrare, în ordinea în care au fost prezentate în lucrare, sunt:

- **Selectarea și sintetizarea unui număr mare de lucrări științifice privind studiul comportamentului mecanic al implanturilor ortopedice de genunchi**
- **Determinarea unor proprietăți de material ale osului și cartilajului, utile activității de cercetare privind realizarea de materiale sintetice cu proprietăți similare celor naturale.** Au fost identificați compușii cristalini din os, folosind difractometrul de raze X, a fost determinată rigiditatea și microduritatea cartilajului prin procedeul de nanoindentare, a fost analizată topografia suprafeței cartilajului prin tehnici de microscopie cu forță atomică, a fost stabilită morfologia și compoziția elementală a osului tibial și a cartilajului, prin tehnici de microscopie electronică SEM
- **Stabilirea unor concluzii utile privind alegerea optimă a implantului ortopedic de genunchi, în sensul stabilirii oportunității de a folosi extensia tibială la**

prima operație de montare a implantului de genunchi, în funcție de proprietățile osului în care va fi fixat implantul și corelarea acestor concluzii cu cele rezultate din practica medicală. Acest lucru a fost realizat prin:

- Modelarea virtuală a ansamblului os tibial – implant de genunchi: prezentarea metodei reverse engineering pentru modelare prin scanare 3D, modelarea osului tibial folosind SolidWorks și tehnici de scanare 3D, modelarea componentelor implantului de genunchi, modelarea cimentului folosit pentru fixarea implantului de genunchi și prelucrarea virtuală a tibiei în vederea introducerii implantului; asamblarea componentelor
 - Studierea comportamentului mecanic al ansamblului tibie – implant de genunchi: atribuirea proprietăților de material, alegerea rețelei de discretizare, analiza cu element finit a ansamblului os sănătos – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os sănătos – implant de genunchi cu extensie tibială (studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static, studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune, studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic linear)
 - Analiza cu element finit a ansamblului os degradat – implant de genunchi fără extensie tibială și a ansamblului os degradat – implant de genunchi cu extensie tibială (studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim static, studiul rezistenței mecanice la oboseală pentru solicitarea de compresiune, studiul comportamentului mecanic la solicitarea de compresiune în regim dinamic linear)
 - Analiza comparativă și interpretarea rezultatelor obținute.
- **Stabilirea unor direcții viitoare de cercetare**

❖ DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

Câteva dintre direcțiile pe care ar putea fi continuată activitatea de cercetare din cadrul tezei sunt:

- studiul comportamentului mecanic al osului tibial implantat în situația în care acesta are diformități de tip varus – valgus (picioare în O sau în X)
- studiul comportamentului mecanic al osului tibial implantat, în funcție de gradul de osteoporoză de care este afectat osul
- stabilirea lungimii optime a extensiei tibiale pentru diferite grade de osteoporoză, pentru diferite grade de diformități și pentru diferite lungimi ale osului tibial

Mulțumesc colectivului de cercetare al Universității de Medicină și Farmacie CAROL DAVILA din București, Prof. dr. Ștefan Cristea, Ș.l. dr. Cosmin Panțu, Dr. specialist ortoped Ștefan Cuculici, pentru consultanța acordată în vederea validării rezultatelor tezei, în conformitate cu practica medicală curentă.

Lista cu lucrările științifice publicate

Articole științifice:

1. “X-RAY DIFFRACTION AND NANOINDENTATION CHARACTERIZATION OF BONE TISSUE AFFECTED BY SEVERE OSTEOARTHRITIS”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Cristina Mihaela Nicolescu, Marius Bumbac, Simona Mihai, Anca Irina Gheboianu, Ștefan Cuculici, Ștefan Cristea, Cosmin Panțu; Journal of Science and Arts, No. 1 (42), pp. 265-274; © (2018) – revistă ISI
https://apps.webofknowledge.com/Search.do?product=WOS&SID=C5Wlv3ltTWQL3Q5t1Wz&search_mode=GeneralSearch&prID=f3254d50-fa4d-4c62-80ff-8728d92a48ea
2. “USING 3D SCANING TECHNIQUES IN ORTHOPEDIC SYSTEMS MODELING”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Simona Mihai, Ștefan Cuculici, Ștefan Cristea, Cosmin Panțu, Alexis-Daniel Negrea, Mihai-Octavian Zdrafcu, Dorin-Dacian Leț; The Scientific Bulletin of VALAHIA University – MATERIALS and MECHANICS – Nr. 13 (year 17) 2017, pp. 41-47
<https://www.degruyter.com/downloadpdf/j/bsmm.2017.15.issue-13/bsmm-2017-0016/bsmm-2017-0016.pdf>
3. “MODELLING THE TIBIAL BONE USING CAD TECHNIQUES, STARTING FROM THE 3D SCAN MODEL”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Simona Mihai, Alexis-Daniel Negrea, Gheorghită Tomescu; International Journal of Mechatronics and Applied Mechanics; Editura Springer, 2018, Issue 3; pp. 217-223
https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-96358-7_16
4. “MODELING OF A TIBIAL BONE-KNEE IMPLANT ASSEMBLY IN ORDER TO ANALYSE ITS MECHANICAL BEHAVIOR“ **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Ștefan Cuculici; The International Joint Conference on Materials Science and Mechanical Engineering (CMSME 2019), Phuket, Thailand, Jan. 18-20 2019, ID Paper: MS026 - acceptat spre publicare

5. “ANALYSIS OF THE STATIC AND DYNAMIC MECHANICAL BEHAVIOR OF A TIBIAL BONE-KNEE IMPLANT ASSEMBLY WITHOUT A TIBIAL EXTENSION”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP - ICOMECYME 2019, Proceedings of the International Conference of Mechatronics and Cyber - MixMechatronics, Editor Springer, pp. 194–205, Chapter DOI:10.1007/978-3-030-26991-3_18

Rapoarte de cercetare din cadrul tezei de doctorat cu titlul “Studii și cercetări privind proprietățile de material și comportamentul mecanic al osului tibial protezat. Contribuții privind alegerea optimă a implantului ortopedic de genunchi”

1. STUDIUL ACTUAL PRIVIND IMPLANTURILE ORTOPEDICE DE GENUNCHI. SOLUȚII CONSTRUCTIVE (susținut în septembrie 2017)
2. MODELAREA ANSAMBLULUI TIBIE – IMPLANT DE GENUNCHI ÎN VEDEREA STUDIERII COMPORTAMENTULUI MECANIC, ÎN REGIM STATIC ȘI DINAMIC (susținut în iulie 2018)
3. STUDIAREA COMPORTAMENTULUI MECANIC, ÎN REGIM STATIC ȘI DINAMIC AL ANSAMBLULUI TIBIE – IMPLANT DE GENUNCHI (susținut în aprilie 2019)

❖ **SIMPOZIONUL CERCETĂRILOR DOCTORALE iunie 2018:**

- ✓ MODELLING THE TIBIAL BONE USING CAD TECHNIQUES, STARTING FROM THE 3D SCAN MODEL”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Simona Mihai, Alexis-Daniel Negrea, Gheorghița Tomescu;

INFORMAȚII PERSONALE



Constantin Mihai Bălașa

 Bulevardul Eroilor, 130115 Târgoviște (România)

 (+40)763 607 156

 knolte_mike@yahoo.com

Sexul Masculin | Data nașterii 09/05/1988 | Naționalitatea română

EXPERIENȚA PROFESIONALĂ

01/11/2010–30/10/2011

Asistent inginer

Cromsteel Industries S.A, Târgoviște (România)

Pregătirea desenelor pentru producție.

01/11/2011–30/11/2017

Inginer proiectant echipamente industriale

SC Klinkby SRL, Târgoviște (România)

Proiecte consultant:

- Dezvoltarea cilindrilor speciali
- Desene 3D ale cilindrilor
- Calculul rezistenței cilindrului
- Sfaturi pentru selectarea tipului de cilindru, inclusiv alegerea ambalajului, acoperirea, materialele necesare.

01/12/2017–Prezent

Inginer proiectant echipamente industriale

MacArtney Hydraulics, Lemvig (Danemarca)

Dezvoltarea și fabricarea de cilindri hidraulici speciali pentru industrie și companii offshore, care solicită o proiectare, calitate și finisare superioară a produsului finit.

EDUCAȚIE ȘI FORMARE

2003–2007

Certificat de absolvire a liceului , Diploma de Bacalaureat

Grupul Școlar Voievodul Mircea, Târgoviște (România)

Profil Real

Specializare: Matematică - Informatică

2007–2011

Licență, Inginerie Mecanică

Universitatea Valahia - Facultatea de Ingineria Materialelor, Mecatronică și Robotică, Târgoviște (România)

Specializare: Echipamente pentru procese industriale

2014–2016 **Master**

Universitatea Valahia - Facultatea de Ingineria Materialelor, Mecatronică și Robotică, Târgoviște (România)

Specializare: Echipamente și instalații pentru industria materialelor de construcții

2016–Prezent **Doctorand**

Școala Doctorală, Universitatea Valahia, Târgoviște (România)

COMPETENȚE PERSONALE

Limba(i) maternă(e) română

Limbile străine

ÎNȚELEGERE		VORBIRE		SCRIERE
Ascultare	Citire	Participare la conversație	Discurs oral	
engleză	B2	B2	B2	B2
daneză	A1	A1	A1	A1
italiană	A1	A1	A1	A1

Niveluri: A1 și A2: Utilizator elementar - B1 și B2: Utilizator independent - C1 și C2: Utilizator experimentat
Cadru european comun de referință pentru limbi străine

Competențe organizaționale/manageriale

Disponibilitate la program de lucru prelungit, capacitate de lucru în condiții de stres și termene limită, capacitate de adaptabilitate, negociere, sociabil, atent la detalii, spirit de inițiativă și cooperare, integru, sincer, loial, disciplinat, serios atât din punct de vedere personal cât și profesional.

Competențele digitale

AUTOEVALUARE				
Procesarea informației	Comunicare	Creare de conținut	Securitate	Rezolvarea de probleme
Utilizator independent	Utilizator experimentat	Utilizator independent	Utilizator experimentat	Utilizator independent

Competențele digitale - Grilă de auto-evaluare

Atestat de competențe profesionale
Inițiere în PHP

O bună stăpânire a suită de programe de birou (Sisteme de operare Microsoft Windows, Pachetul Microsoft Office, etc.)

Programe de proiectare : AutoCad, Autodesk Inventor, SolidWorks, Catia v5.

Aptitudini de instalare sisteme, reînaltare, configurare sisteme, instalarea oricărui program, asamblare sisteme.

Alte competențe Curs de prim ajutor.

Permis de conducere AM, B1, B, BE

List of published scientific articles

Scientific articles:

1. “X-RAY DIFFRACTION AND NANOINDENTATION CHARACTERIZATION OF BONE TISSUE AFFECTED BY SEVERE OSTEOARTHRITIS”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Cristina Mihaela Nicolescu, Marius Bumbac, Simona Mihai, Anca Irina Gheboianu, Ștefan Cuculici, Ștefan Cristea, Cosmin Panțu; Journal of Science and Arts, No. 1 (42), pp. 265-274; © (2018) – revistă ISI
https://apps.webofknowledge.com/Search.do?product=WOS&SID=C5Wlv3ltTWQl3Q5t1Wz&search_mode=GeneralSearch&prID=f3254d50-fa4d-4c62-80ff-8728d92a48ea
2. “USING 3D SCANING TECHNIQUES IN ORTHOPEDIC SYSTEMS MODELING”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Simona Mihai, Ștefan Cuculici, Ștefan Cristea, Cosmin Panțu, Alexis-Daniel Negrea, Mihai-Octavian Zdrafcu, Dorin-Dacian Leț; The Scientific Bulletin of VALAHIA University – MATERIALS and MECHANICS – Nr. 13 (year 17) 2017, pp. 41-47
<https://www.degruyter.com/downloadpdf/j/bsmm.2017.15.issue-13/bsmm-2017-0016/bsmm-2017-0016.pdf>
3. “MODELLING THE TIBIAL BONE USING CAD TECHNIQUES, STARTING FROM THE 3D SCAN MODEL”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Simona Mihai, Alexis-Daniel Negrea, Gheorghică Tomescu; International Journal of Mechatronics and Applied Mechanics; Editura Springer, 2018, Issue 3; pp. 217-223
https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-96358-7_16
4. “MODELING OF A TIBIAL BONE-KNEE IMPLANT ASSEMBLY IN ORDER TO ANALYSE ITS MECHANICAL BEHAVIOR“ **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Ștefan Cuculici; The International Joint Conference on Materials Science and Mechanical Engineering (CMSME 2019), Phuket, Thailand, Jan. 18-20 2019, ID Paper: MS026 - acceptat spre publicare

5. “ANALYSIS OF THE STATIC AND DYNAMIC MECHANICAL BEHAVIOR OF A TIBIAL BONE-KNEE IMPLANT ASSEMBLY WITHOUT A TIBIAL EXTENSION”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP - ICOMECYME 2019, Proceedings of the International Conference of Mechatronics and Cyber - MixMechatronics, Editor Springer, pp. 194–205, Chapter DOI:10.1007/978-3-030-26991-3_18

Research reports from the doctoral thesis entitled “Studies and researches on the material properties and mechanical behavior of the prosthetic tibial bone. Contributions regarding the optimal choice of the orthopedic knee implant”

1. THE CURRENT STAGE CONCERNING THE ORTHOPEDIC KNEE IMPLANTS. CONSTRUCTIVE SOLUTIONS (held in September 2017)
2. MODELING OF THE TIBIE ASSEMBLY - KNEE IMPLANT FOR THE STUDY OF MECHANICAL BEHAVIOR, STATIC AND DYNAMIC (held in July 2018)
3. STUDY OF THE MECHANICAL BEHAVIOR, STATIC AND DYNAMIC OF THE TIBIE ASSEMBLY - KNEE IMPLANT (held in April 2019)

❖ **THE SYMPOSIUM OF DOCTORAL RESEARCH June 2018:**

- ✓ MODELLING THE TIBIAL BONE USING CAD TECHNIQUES, STARTING FROM THE 3D SCAN MODEL”; **Mihai Constantin Bălașa**, Viviana FILIP, Simona Mihai, Alexis-Daniel Negrea, Gheorghița Tomescu;

PERSONAL INFORMATION

Constantin Mihai Bălaşa



 Bulevardul Eroilor, 130115 Târgovişte (Romania)

 (+40)763 607 156

 knolte_mike@yahoo.com

Sex Male | Date of birth 09/05/1988 | Nationality română

WORK EXPERIENCE

01/11/2010–30/10/2011

Engineering assistant

Cromsteel Industries S.A, Târgovişte (Romania)

Preparation of drawings for production.

01/11/2011–30/11/2017

Industrial tool design engineer

SC Klinkby SRL, Târgovişte (Romania)

Consultant projects:

- Development of special cylinders
- 3D drawings of the cylinders
- Calculation of cylinder strength
- Tips for selecting the type of cylinder, including the choice of packaging, coating, necessary materials.

01/12/2017–Present

Industrial tool design engineer

MacArtney Hydraulics, Lemvig (Denmark)

Development and manufacture of special hydraulic cylinders for industry and offshore companies making considerable demands on quality, design, good craftsman-ship as well as engineering.

EDUCATION AND TRAINING

2003–2007

High school graduation certificate, High School Diploma

High school Voievodul Mircea, Târgovişte (Romania)

Specialization: Mathematics - Computer Science

2007–2011

Bachelor's degree, Mechanical Engineering

Valahia University - Faculty of Materials Engineering, Mechatronics and Robotics, Târgovişte (Romania)

Specialization: Equipment for Industrial Processes

2014–2016

Master

Valahia University - Faculty of Materials Engineering, Mechatronics and Robotics, Târgovişte (Romania)

Specialization: Equipment and Installations for the Construction Materials Industry

2016–Present **PhD**
 Doctoral School, Valahia University, Târgovişte (Romania)

PERSONAL SKILLS

Mother tongue(s) Romanian

Foreign language(s)	UNDERSTANDING		SPEAKING		WRITING
	Listening	Reading	Spoken interaction	Spoken production	
English	B2	B2	B2	B2	B2
Danish	A1	A1	A1	A1	A1
Italian	A1	A1	A1	A1	A1

Levels: A1 and A2: Basic user - B1 and B2: Independent user - C1 and C2: Proficient user
 Common European Framework of Reference for Languages

Organisational / managerial skills Availability for extended working hours, ability to work under stress and deadlines, adaptability, negotiation, sociable, attentive to details, initiative and cooperation spirit, honest, sincere, loyal, disciplined, serious from the point of view both personally and professionally.

Digital skills

SELF-ASSESSMENT				
Information processing	Communication	Content creation	Safety	Problem-solving
Independent user	Proficient user	Independent user	Proficient user	Independent user

Digital skills - Self-assessment grid

Certified by professional competencies
 Introduction to PHP

Good command of the suite of office programs (Microsoft Windows operating systems, Microsoft Office package, etc.)

Design programs: AutoCAD, Autodesk Inventor, SolidWorks, Catia v5.

Skills for installing systems, reinstalling, configuring systems, installing any program, and assembling systems.

Other skills First aid class.

Driving licence AM, B1, B, BE