

**UNIVERSITATEA DIN CRAIOVA
FACULTATEA DE MECANICĂ
ȘCOALA DOCTORALĂ: Radu Voinea
DOMENIUL FUNDAMENTAL: Științe inginerești
DOMENIUL: Inginerie mecanică**



Rezumat

TEZA DE DOCTORAT

**CERCETĂRI PRIVIND BIOMECANICA
ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI UMAN
CU APLICAȚII ÎN PROTEZARE**

**Conducător științific:
Prof. univ. dr. ing. DANIELA TARNIȚĂ**

**Doctorand:
Drd. Dan Marian Calafeteanu**

**CRAIOVA
2017**

CUPRINS

	<i>Rezumat Teză</i>	
	<i>pag.</i>	<i>pag.</i>
1 Introducere, structura și obiectivele tezei	3	4
2 Elemente privind artroplastia de genunchi	5	7
2.1 Elemente de anatomia genunchiului uman	5	7
2.2 Elemente de biomecanică a articulației genunchiului uman		9
2.3 Osteoartrita genunchiului uman	6	11
2.4 Elemente de artroplastia genunchiului		13
3 Evaluări biomecanice ale articulației genunchiului uman normal, osteoarthritic și protezat	8	27
3.1 Introducere		
3.2 Protocol experimental	8	27
3.2.1 Echipament	8	28
3.2.1.1 DataLOG MWX8	9	29
3.2.1.2 Electrogoniometre	9	29
3.2.1.2.1 Montarea electrogoniometrului SG 150 la articulația genunchiului		29
3.2.1.2.2 Montarea electrogoniometrului SG 150 la articulația șoldului		30
3.2.1.2.3 Montarea electrogoniometrului SG 110A la articulația gleznei		30
3.2.1.3 Platforme de forță	9	30
3.2.1.3.1 Montarea platformelor de forță		31
3.2.2 Subiecți și pacienți	10	32
3.2.3 Testele experimentale	10	33
3.2.4 Etapele prelucrării datelor experimentale	11	34
3.2.5 Prelucrarea statistic a datelor experimentale		36
3.3 Rezultate	11	41
3.3.1 Rezultate subiecți sănătoși – Teste 1-3	11	41
3.3.2 Rezultate pacienți – Teste 1-3	13	44
3.3.3 Rezultate – Testele 4 și 5	13	49
3.3.4 Rezultate – Testele 6	15	56
3.4 Contribuții proprii		60
4 Simularea mersului unui manechin virtual, utilizand programul ADAMS	17	61
4.1 Introducere	17	61
4.2 Construirea modelului virtual al manechinului în Solid Works	18	61
4.3 Construirea modelului multibody al manechinului în ADAMS	18	64
4.3.1 Definirea modelului cinematic și a proprietăților masice	18	65
4.3.2 Parametrii de contact		69

4.3.3	Rezultate ale simulării mersului pe sol	19	70
4.4	Modelarea virtuală și simularea mersului pe scări	20	74
4.4.1	Rezultate	20	76
4.5	Concluzii		78
4.6	Contribuții proprii		78
5	Modelări și simulări numerice ale articulației genunchiului uman protezat cu proteză clasică	21	79
5.1	Studii actuale privind modelarea virtuală a articulației genunchiului uman	21	79
5.2	Modelarea virtuală a protezei de genunchi clasice	22	87
5.2.1	Modele virtuale ale articulației genunchiului protezat cu înclinare în varus	23	89
5.2.2	Modele virtuale privind articulația genunchiului protezat cu înclinare în varus și înclinare antero-posterioară cu 5°.	24	92
5.2.3	Simulări numerice ale comportamentului genunchiului uman protezat cu înclinare în <i>varus</i> și înclinare antero-posterioară de 0° și 5°	25	95
5.3	Rezultate	25	102
5.4	Discuții	27	110
5.5	Concluzii	27	114
5.6	Contribuții proprii		114
6	Modelarea, simulări numerice și prototiparea noului model de endoproteză de genunchi	27	115
6.1	Studiu experimental preliminar	28	116
6.2	Etapele tehnicii operatorii pentru protezare	28	116
6.3	Modelul virtual al protezei propuse	31	126
6.4	Modele virtuale ale cazurilor de înclinare în <i>varus</i> pentru articulația genunchiului – proteză propusă	32	131
6.5	Simulări numerice și analize prin metoda elementelor finite ale ansamblului genunchi-proteză propusă	32	134
6.6	Rezultate obținute	33	137
6.6.1	Rezultate obținute pentru analizele cazului de 176°	33	138
6.6.2	Rezultate obținute pentru analizele cazului de 179°		145
6.7	Obținerea prototipului fizic al protezei prin Tehnologia Printării 3D		154
6.8	Contribuții proprii		158
7	Valorificare rezultate, contribuții originale și direcții viitoare de cercetare	35	159
7.1	Valorificare rezultate	35	159
7.2	Contribuții proprii	37	161
7.3	Direcții viitoare de cercetare	38	162
	Bibliografie	39	163
	Anexe		175

Cap.1. INTRODUCERE, STRUCTURA ȘI OBIECTIVELE TEZEI

Scopul și obiectivele acestei teze au ca punct de plecare necesitatea practică a dezvoltării unui model optimizat de proteză de genunchi, referindu-ne în mod particular la endoprotezarea genunchiului, pornind de la datele culese din literatură de specialitate care pun în evidență, pe de o parte, o creștere statistică a incidenței patologiei articulare a genunchiului și, pe de altă parte, o serie de neajunsuri constatate în practică medicală ale modelelor existente de proteză de genunchi, traduse clinic printr-o rată încă ridicată a complicațiilor ce survin acestei proceduri chirurgicale.

La nivel mondial se fac cercetări susținute pentru îmbunătățirea proiectării și fabricației endoprotezelor pentru genunchi, cercetări dezvoltate pe mai multe direcții: în privința materialelor constitutive, a concepției și proiectării, a modalității de fixare a implantului. Pe de altă parte din analiza literaturii de specialitate la nivel național se constată existența unei preocupări încă reduse privind domeniul endoprotezării articulației genunchiului.

Obiectivele acestei teze sunt reprezentate de studiul biomecanic și al protezării articulației genunchiului uman în vederea reducerii consecințelor medicale pe care deficiențele sau limitările constructive ale modelelor existente de proteză de genunchi le au asupra recuperării funcțiilor articulației genunchiului uman, în ideea de a reda sau de a îmbunătăți funcționalitatea acesteia. Pornind de la acest obiectiv general, prezenta lucrare are următoarele obiective specifice:

- studiul endoprotezării articulației genunchiului uman, a tipurilor existente de endoproteze de genunchi utilizate în momentul actual pentru reabilitarea articulației membrului inferior uman;
- realizarea unor evaluări biomecanice experimentale, cinematice și cinetostatice, pe eșantion de subiecți sănătoși și pe eșantion de pacienți cu genunchi osteoartrici, ale mișcărilor de flexie-extensie ale articulației genunchiului uman, în vederea obținerii unor parametri cinematici caracteristici și a compărării acestora;
- Modelarea 3D parametrică în SolidWorks a unui manechin virtual pe baza datelor antropometrice medii ale eșantionului de subiecți sănătoși și simularea mersului manechinului în mediul de simulare multibody ADAMS, în mai multe ipostaze: mers normal, urcare și coborare pe scări, în vederea obținerii computerizate a legilor de variație în timp ale forțelor de reacțiune cu solul, ale forțelor de legătură și momentelor din articulațiile membrelor inferioare ale manechinului.
- elaborarea modelului virtual parametrizat al unei proteze de genunchi clasice frecvent utilizate în endoprotezare, precum și a modelului virtual complex al ansamblului articulației protezate a genunchiului uman în vederea simulărilor numerice și analizelor cu element finit ale ansamblului articulației protezate pentru diferite unghiuri de înclinare în varus și pentru două cazuri de înclinare tibială antero-posterioară;
- elaborarea modelului virtual parametrizat optimizat al unui nou model de proteză de genunchi;
- simulări numerice și analize cu element finit ale modelelor virtuale ale protezei de genunchi propuse și a ansamblului articulației de genunchi protezate pentru șase unghiuri de înclinare în varus și pentru trei cazuri de înclinare tibială antero-posterioară în vederea studierii influenței acestor înclinări asupra comportamentului biomecanic al articulației protezate și, în mod special, al celor trei componente protetice;

- utilizarea tehnologiei prototipării rapide pentru obținerea prototipului noului model de proteză de genunchi, în vederea utilizării acestuia pentru implantarea experimentală pe oase de cadavru;
- stabilirea tehnicii chirurgicale de implantare a prototipului noului model de proteză de genunchi;

Metoda elementului finit va fi utilizată pentru modelarea și simularea ansamblului articulației protezate a genunchiului uman în vederea studierii comportamentului acesteia, pentru a studia tensiunile și transferul încărcării între implant și os, dar și între componentele protetice, utilizând elemente finite 3D.

Concordanța activităților de cercetare propuse în cadrul acestui proiect cu tendințele mondiale în domeniu este evidențiată și de bibliografia de specialitate. Astfel, cercetările privind materialele și proiectarea implanturilor/protezelor, a modalității de fixare a acestora, a optimizării tipo-dimensionale a acestora, au fost tratate și prezentate în lucrări de specialitate, fapt care confirmă actualitatea temei de cercetare propusă de această teză.

Cercetările din prezenta lucrare se vor face printr-o abordare interdisciplinară utilizând metodele ingineresti clasice și moderne, de calcul și experimentale.

Având la baza obiectivele prezentate, lucrarea este structurată în 7 capitole, urmate de bibliografie și anexe.

După o scurtă prezentare a scopului și obiectivelor prezentei teze de doctorat în **Capitolul 1, Capitolul 2** prezintă elemente de anatomie și biomecanică a articulației genunchiului uman, dar și principalele tipuri de endoproteze de genunchi utilizate pentru afecțiuni de tipul osteoartritei genunchiului.

Capitolul 3 este dedicat evaluării biomecanice experimentale a articulației genunchiului uman normal, osteoarthritic și protezat. În acest capitol este prezentată colectarea și prelucrarea datelor privind variația unghiurilor de flexie-extensie ale articulațiilor umane de la membrele inferioare și variația forțelor de reacțiune cu solul.

Au fost achiziționate datele experimentale pentru toate cele 6 articulații principale ale ambelor membre inferioare, pentru cele 6 teste experimentale pentru fiecare din cei 7 subiecți din eșantionul sanatos și pentru fiecare din cei 5 pacienți din eșantionul afectat de gonartroza, înainte de operația de protezare și, respective, la 4 luni după protezare: un total de 252 fișiere de date culese și prelucrate pt subiecți și un total de 360 fișiere de date culese și prelucrate pentru pacienți.

S-au obținut diagramele ciclurilor mișcărilor de flexie-extensie, au fost normalizate prin interpolare în softul SIMIMotion, în vederea prelucrării lor pentru toți subiecții și pentru toți pacienții (înainte și la 4 luni după operație), corespunzător fiecăruia din cele 6 teste, s-au obținut ciclurile medii la nivel de eșantion ale unghiului de flexie – extensie al genunchilor de la ambele membre inferioare.

Pentru toate testele s-au obținut și au fost sintetizate tabelar valorile maxime ale unghiurilor de flexie-extensie ale genunchiului drept și stâng, pentru fiecare subiect și pentru fiecare pacient.

S-au trasat diagramele forțelor de reacțiune cu solul pentru fiecare subiect și s-au trasat, prin normalizare și interpolare, ciclurile medii la nivel de eșantion, ale forțelor de reacțiune.

Capitolul 4 prezintă etapele elaborării modelelor virtuale tridimensionale ale componentelor unui manechin utilizat pentru studierea cinematicii și dinamicii mersului uman, realizate în mediul virtual de simulare ADAMS pornind de la datele colectate anterior.

Au fost determinate, prin interpolarea datelor experimentale culese, legile de mișcare pentru cele 6 articulații (glezna, genunchi și șold) ale celor două membre inferioare. În mediul de simulare multibody ADAMS, au fost obținute legile de variație în timp ale forțelor de reacțiune

cu solul, ale forțelor de legătură și momentelor din articulațiile membrelor inferioare ale manechinului.

În **Capitolul 5** este prezentată Elaborarea modelului virtual 3D al protezei de genunchi existente, des utilizate în ortopedie, utilizând mediul de modelare parametrizată ANSYS.

Au fost elaborate 12 modele virtuale 3D distincte ale ansamblului articulației genunchi-proteza, ce includ următoarele componente: femur, tibie și cele 3 componente ale protezei: componenta femurală, component tibială și insertul de polietilena, fiecare model virtual corespunzând câte unui ansamblu al articulației genunchiului protezat, cu unghiul de înclinare tibială antero-posterioară egal cu 0° , respectiv, egal cu 5° , și a unui set de 6 unghiuri de înclinare în varus, măsurate în plan frontal: 176° , 179° , 182° , 185° , 188° , 191° .

Au fost rulate 24 de analize statice cu elemente finite în mediul ANSYS (12 analize pentru o încărcare de 800 N și 12 analize pentru o încărcare de 2400 N), pentru fiecare analiză în parte obținându-se valorile maxime și hărțile de tensiuni și deplasări pentru fiecare din componentele articulației protezate, inclusiv pentru cele 3 componente ale ansamblului articulației genunchiului protezat.

Capitolul 6 prezintă modelarea virtuală tridimensională a unei noi proteze, optimizate, de genunchi, cu scopul de a restabili intervalul de flexie la un nivel cât mai apropiat de cel al genunchiului intact, precum și studiile și analizele statice cu metoda elementului finit a unui set de 30 de cazuri de articulație de genunchi protezată cu noua proteză, corespunzătoare setului de 6 unghiuri de înclinare în varus la 176° , 179° , 182° , 185° , 188° și 191° și înclinare tibială antero-posterioară de 0° , 3° și respectiv 5° , solicitate de două forțe diferite: 800N și 2400N.

Au fost elaborate 18 modele virtuale distincte ale articulației de genunchi protezate și sunt prezentate cele 18 rețele de noduri și elemente finite cu acuratețe ridicată. S-au obținut hărțile deplasărilor totale și laterale pentru întreg ansamblul, precum și hărțile de tensiuni maxime echivalente (von Mises) și ale valorilor maxime ale tensiunilor pentru componentele ansamblului proteză propusă – articulație genunchi: femur, tibie, proteză femurală, proteză tibială și insertul de polietilenă pentru toate cele 30 de analize efectuate.

Viabilitatea acestui nou model protetic a fost confirmată prin simulări și testări virtuale și experimentale. Au fost stabilite etapele tehnicii chirurgicale de implantare a protezei, și s-a studiat influența geometriei protezei propuse asupra mobilității articulației, prin studii experimentale pe oase de cadavru protezate cu prototipul fizic 3D al protezei propuse, obținut prin tehnologia Prototipării Rapide.

Capitolul 7 prezintă modul în care au fost valorificate rezultatele cercetărilor efectuate pentru aceasta teză, contribuțiile personale ale autorului, precum și direcțiile viitoare de cercetare în domeniul abordat.

Cap.2. ELEMENTE PRIVIND ARTROPLASTIA DE GENUNCHI

2.1. Elemente de anatomia genunchiului uman

Genunchiul uman este una dintre cele mai complexe articulații umane, prin numărul de componente, prin solicitările la care este supusă, prin geometria spațială complicată a componentelor și prin existența contactelor multiple între diferitele componente (Fig.2.3).

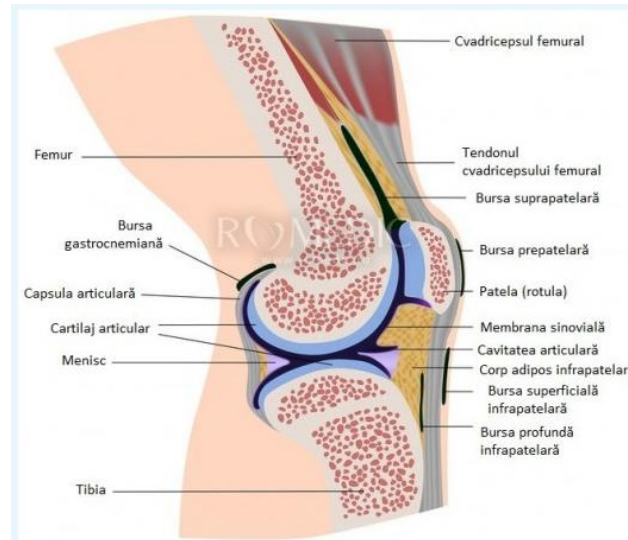


Fig. 2.3. Componentele genunchiului [WAN]

2.3. Osteoartrita genunchiului uman (Gonartroza) [DEN_1977]

Osteoartrita articulară, una dintre bolile cronice majore întâlnite de obicei la persoanele de vârstă medie și în vârstă, afectează un număr foarte mare de persoane. Această boală este însoțită de durere și poate duce la constrângeri legate de mobilitate, de invaliditate pe termen lung și de o morbiditate crescută. Organizația Mondială a Sănătății estimează că câteva sute de milioane de persoane suferă deja de boli osoase și articulare, inclusiv osteoartrita, cu creșteri importante așteptate datorită dublării numărului de persoane cu vârsta peste 50 de ani până în 2020. Se estimează că, datorită creșterii drastice a cazurilor de osteoartrita, până în 2030, în SUA, numărul total de artroplastii totale de șold va crește cu 572 000 (aproximativ 174%), în timp ce artroplastiile totale ale genunchiului vor crește cu 3,48 milioane de proceduri (aproximativ 673% între 2005 și 2030 [KUR_2007]. Gonartroza (osteoartrita genunchiului) este cea mai întâlnită formă de artrită, în special la persoanele în vârstă. Denumită de cele mai multe ori boala degenerativă a articulațiilor, afectează cartilagiile, adică țesuturile care acopera osul la capatul care se prinde în articulație. Rolul cartilajului este de a contribui la realizarea mișcării, dar și de a absorbi șocurile din timpul mișcării. La gonartroză, suprafața cartilajului se poate fisura, fapt care cauzează durerea, umflarea și pierderea mobilității articulațiilor (Fig.2.7).

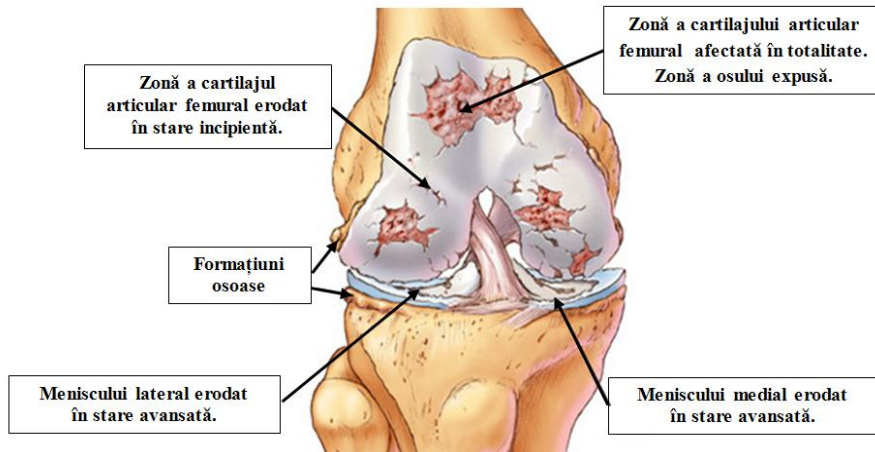


Fig. 2.7. Vedere anterioară a articulației genunchiului uman afectată de gonartroză în stadiul avansat [WAL]

Gonartroza articulației genunchiului este întâlnită mai des la femei, artroza primară constituind 70%, la bărbați mai des este prezentă artroza secundară (53%), Osteoartrita este a patra dintre cele mai frecvente cauze ale problemelor de sănătate la femei și cea de-a 8-a cauză cea mai frecventă la bărbați .

- Aproximativ 40% din totalul persoanelor peste 70 de ani sunt afectate de osteoartrita genunchiului.
- Aproximativ 80% din persoanele cu osteoartrita suferă de mobilitate limitată.
- Aproximativ 25% din aceste persoane nu mai pot efectua cele mai importante activități de bază ale vieții cotidiene.

Cauzele care pot conduce către gonartroza sunt:

- a. Deviația axelor mecanice ale femurului și tibiei în plan frontal
- b. Dezalinierea axelor genunchiului în plan sagittal
- c. Excesul de greutate
- d. Activități sportive excesive
- e. Traumatisme
- f. Cauze biologice
- g. Leziunile de menisc
- h. Instabilitate cauzată de leziunile ligamentelor genunchiului

Artroplastia prin endoprotezare este definită ca o intervenție chirurgicală reconstructivă cu înlocuire protetică a componentelor articulare și sacrificiu osos. Este o operație care constă în restaurarea mobilității articulare precum și a funcționării normale a ligamentelor, mușchilor și a celorlalte structuri periarticulare care realizează mișcarea articulației [BAC_1986], [SEO_2005], [SIS_2006], [WAL], [WAL_1991].

Scopurile artroplastiei prin endoprotezare sunt:

- alinarea suferinței bolnavului prin dispariția durerilor;
- recuperarea mobilității și stabilității articulare, cu corectarea diformităților existente.

Eficacitatea artroplastiei depinde de:

- 1) calitatea reconstrucției articulare și mecanice a articulației artificiale;
- 2) integritatea și echilibrul biomecanic al musculaturii periarticulare.

Endoproteza articulară trebuie să îndeplinească anumite caracteristici pentru a avea o bună eficiență [BAC_1986, SEO_2005, WLE]:

- a. biocompatibilitate;
- b. fixare eficientă, solidă și durabilă;
- c. funcționare mecanică cu frecare redusă între componentele protetice;
- d. design-ul componentelor protetice să reproducă cât mai exact articulația.

Obiectivele design-ului implantului protetic sunt următoarele:

- simplitatea design-ului și a inserției;
- conservabilitatea, caracterizată prin pierdere minimă de țesut osos;
- durabilitatea;
- costul;
- siguranța privind eșecul protezării;
- service-ul, caracterizat prin mărirea opțiunilor tehnice în chirurgia de revizie a componentelor protetice degradate.

Artroplastia genunchiului este o intervenție care se adresează pacienților care suferă, în general, de gonartroză. Obiectivele artroplastiei totale de genunchi sunt: redistribuirea sarcinilor care trebuie să fie cât mai uniformă, realinierea axială, ameliorarea durerii și optimizarea mobilității. Alinierea ambelor componente, atât femurală, cât și tibială, ține cont de restabilirea axului transversal al genunchiului care trebuie să fie paralel cu solul. Alinierea componentei

femorale în plan frontal trebuie să realizeze înclinația în valg a femurului distal. La nivel femural, marginile protezei trebuie să se suprapună marginilor tranșei de osteotomie.

Protezele de genunchi trebuie să îndeplinească mai multe criterii:

- funcționalitate cât mai aproape de normal;
- capacitate de transfer a forței de reacțiune articulară la nivelul osului subiacent;
- fixare cât mai bună a componentelor protetice;
- rezistența cât mai mare la uzură.

Cap.3 EVALUĂRI BIOMECANICE ALE ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI UMAN NORMAL, OSTEOARTHRTIC ȘI PROTEZAT

3.2. Protocol experimental

Primul obiectiv al acestui studiu este de a măsura variația unghiurilor de flexie-extensie ale articulațiilor umane de la genunchii celor doua membre inferioare în timp ce subiectul efectuează diferite teste, cum ar fi mersul pe sol pe un set de platforme de forță cu diferite viteze, urcarea-coborarea pe sacri. Seriile de date experimentale obținute vor fi introduse ca date de intrare în articulațiile unui manechin virtual și o simulare virtuală de mers pe jos se va realiza în software-ul de mediu ADAMS. Variația forțelor de reacțiune cu solul vor fi obținute prin date experimentale și prin simulare virtuală și vor fi comparate. Al doilea obiectiv presupune determinarea, prin simulare numerică, a forțelor de reacțiune dezvoltate în articulația genunchiului, în scopul de a efectua o analiză cu metoda elementului finit și de a obține hartile de tensiuni și deformații pentru articulațiile genunchiului normal (sanatos), pentru articulațiile osteoartrite și articulații protezate.

Măsurătorile au fost efectuate pe un eșantion format din 7 subiecți sănătoși care nu prezentau dureri sau afecțiuni musculo-scheletale și, respectiv, pe un eșantion format din 7 pacienți cu un grad ridicat de osteoartrită la unul din genunchi. În cazul pacienților, măsurătorile au fost facute înainte de operația de protezare și după operația de protezare. Cercetările au fost aprobate de Comitetul de etica al Universității din Craiova. Testele efectuate de subiecții sănătoși s-au realizat în Laboratorul de Cercetare în Biomecanica din cadrul Platformei de cercetare a Universității din Craiova, INCESA. Subiecții au fost echipați cu pantaloni scurți, încălțăminte cu talpă plată astfel încât să nu fie afectate activitatea și performanțele subiecților sau colectarea datelor. Evaluările biomecanice ale pacienților au fost realizate în Secția de Ortopedie-Traumatologie a Spitalului Județean de Urgență Craiova. Testele au fost efectuate cu o zi înainte de intervenția chirurgicală de protezare, urmând ca după 4 luni să se refacă testele pentru a se observa evoluția pacienților și impactul protezei asupra parametrilor cinematici ai mersului.

3.2.1.Echipament

Sistemul de achiziții și prelucrări de date utilizat este sistemul Biometrics [WBI] care este utilizat frecvent pentru analiză dinamică a mișcării, în cercetare, ca sisteme de evaluare și în programele de reabilitare clinică. *Echipamentul integrat pentru analiză complexă 3D a mișcării umane* este orientat pentru cercetări într-un număr mare de domenii variate cum ar fi: biomecanică, robotică, bioinginerie medicală, traumatologie, protezare, ergonomie, recuperare, medicina sportivă și performanță sportivă, biomecanica veterinară și farmacologie.

Un avantaj în utilizarea Biometrics îl reprezintă posibilitatea de utilizare simultană și de culegere a datelor de la un număr maxim de 24 de senzori diferiți, cum ar fi electrogoniometre și senzori EMG, simultan cu utilizarea platformelor de forță.

3.2.1.1.DataLOG MWX8 (Fig.3.1) reprezintă echipamentul dezvoltat de Biometrics Ltd pentru monitorizarea și achiziția de date în afara laboratorului. Permite achiziția de date atât în format analog cât și digital, colectarea datelor făcându-se prin conectarea unui conector al cablurilor de transfer la unul din cele 8 canale ale **DataLOG** și cel de-al doilea conector al cablului de transfer, la dispozitivul utilizat pentru preluarea datelor (Goniometre, platforme de forță, senzori EMG, accelerometre etc.).



Fig. 3.1. DataLOG Biometrics



Fig. 3.2. Electrogoniometre Biometrics [WBI]

3.2.1.2.Electrogoniometrele (Fig.3.2) sunt senzori care pot fi utilizați pentru a studia biomecanica articulațiilor umane, cum ar fi: glezne, genunchi, și alte articulații umane. Goniometrele din gama Biometrics sunt proiectate pentru măsurarea rapidă a mișcării articulațiilor corpului uman pe câte 2 direcții cu o precizie de $\pm 2^\circ$ pentru un interval măsurat de minim 90° .

3.2.1.3.Platforme de forță

Platformele de forță din sistemul Biometrics (Fig.3.4) se pot conecta direct prin Bluetooth la sistemele dataLINK și DATALog pentru achiziția datelor și analiză forței de reacțiune dintr-o gamă largă de aplicații. O platformă de forță constă dintr-un sandwich de 2 plăci metalice uniforme, cu 4 celule de sarcină montate între ele.



Fig. 3.4. Platforme de forță FP4 [WBI]

Platforme de forță sunt folosite în analiză mersului pentru a măsura forțele de reacțiune cu solul, la contactul dintre talpa și sol, atunci când subiectul merge pe ele. În Fig. 3.6 este prezentat montajul echipamentului pe subiecti, iar în Fig. 3.7 este prezentată Schema bloc a sistemului Biometrics de colectare și prelucrare date.

Întregul proces de colectare de date în timp real, vizualizarea digramelor și setării se realizează prin software-ul Biometrics DataLOG. Software-ul permite exportare/importarea de formate .txt ce pot fi utilizare ulterior.

Pentru culegerea datelor în timpul testelor experimentale efectuate pe eșantionul de subiecți și pe eșantionul de pacienți, s-au folosit:

- 2 electrogoniometre SG 150 pentru articulația genunchiului
- 2 electrogoniometre SG 150 pentru articulația șoldului.

- 2 electrogoniometre SG 110, pentru articulația gleznei.
- 6 platforme de forță FP 4 montate conform fig. 3.5.
- 3 dispozitive de achiziție de date prin wireless DataLOG, doua pentru cele 6 electrogoniometre (deci 12 achiziții de date simultan) și al 3-lea pentru cele 6 platforme de forță.



Fig. 3.6. Montaj echipament Biometrics

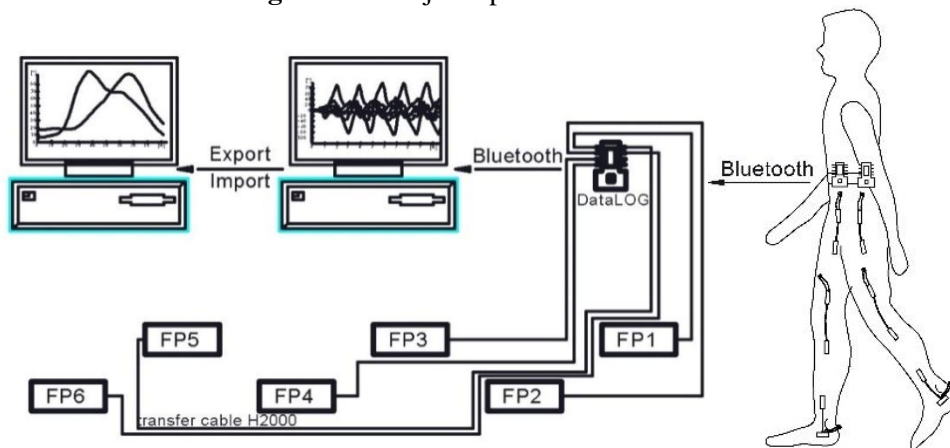


Fig. 3.7. Schema bloc sistem colectare-prelucrare date

3.2.2. Subiecți și pacienți

Au fost supuse evaluărilor biomecanice doua eșantioane: eșantionul format din 7 subiecți sanatosi și eșantionul format din 5 pacienți suferinzi de osteoartrită avansată.

3.2.3. Teste experimentale

Testele experimentale s-au desfășurat în Laboratorul de Biomecanică din cadrul Platformei de cercetare în științe aplicate, INCESA a Universității din Craiova, pentru eșantionul format din 7 subiecți sanatosi, și în cadrul Spitalului Clinic de Urgență din Craiova, pentru eșantionul de 5 pacienți, suferinzi de osteoartrită avansată.

Testele executate sunt:

- 1) Test 1 – mers pe sol pe platformele de forță aproximativ 10 m, timp de 25 sec.
- 2) Test 2 – mers pe sol pe platformele de forță aproximativ 10 m, timp de 20 sec.
- 3) Test 3 – mers pe sol pe platformele de forță aproximativ 10 m, timp de 15 sec.
- 4) Test 4 – urcare trepte (12 trepte)
- 5) Test 5 – coborâre trepte (12 trepte)
- 6) Test 6 – ridicare- așezare pe scaun

3.2.4. Etapele prelucrării datelor experimentale

Pentru obținerea diagramelor ciclurilor medii corespunzător fiecărui test, atât la nivel de individ, cât și la nivel de eșantion, se parcurg următorii pași:

1. Se colectează datele cu sistemul Biometrics, rezultând fișiere de date și grafice corespunzătoare fiecărui canal activ prin utilizarea softului Biometrics.
2. Se importă fișierele exportate în format .txt din programul Biometrics în programul SimiMotion.
3. Se editează modele de cicluri și faze necesare impartirii ulterioare a fișierelor importate.
4. Se imparte în cicluri și faze fișierul importat, pe bază modelelor editate la etapa anterioară.
5. Se selectează 7-8 cicluri consecutive ale diagramei respective, și se normalizează pentru obținerea ciclului mediu, fiind recomandată eliminarea prealabilă a primelor 2-3 cicluri și a ultimelor 2-3 cicluri de mers, adică a acelor cicluri cu mișcare tranzitorie, neuniformă, nerepresentativă pentru test.
6. Se normalizează ciclurile consecutive selectate. Pentru obținerea diagramelor se utilizează aplicația Cut Into Phase care extrage și normalizează fiecare ciclu de mers al fișierului importat.

3.3. Rezultate

3.3.1. Rezultate Subiecți sanatosi – Teste 1-3

Principali parametri cinematici obținuți în urma culegerii datelor corepunzătoare testelor 1-3, pentru toți subiecții sănătoși, se regăsesc în tabelele 3.3.-3.5 din teză.

Parcurgand etapele prelucrării datelor colectate în timpul testelor experimentale, au fost obținute ciclurile medii ale genunchiului stâng și ale celui drept pentru fiecare subiect sanatos și fiecare test. In fig. 3.12.-3.13. sunt prezentate diagramele ciclurilor medii corespunzătoare fiecărui genunchi (drept și stâng), precum și un grafic comparativ al celor doua cicluri medii, corespunzătoare testelor 1-5 executate de Subiectul 2. Grafice similare au fost obținute pentru fiecare test executat de fiecare subiect.

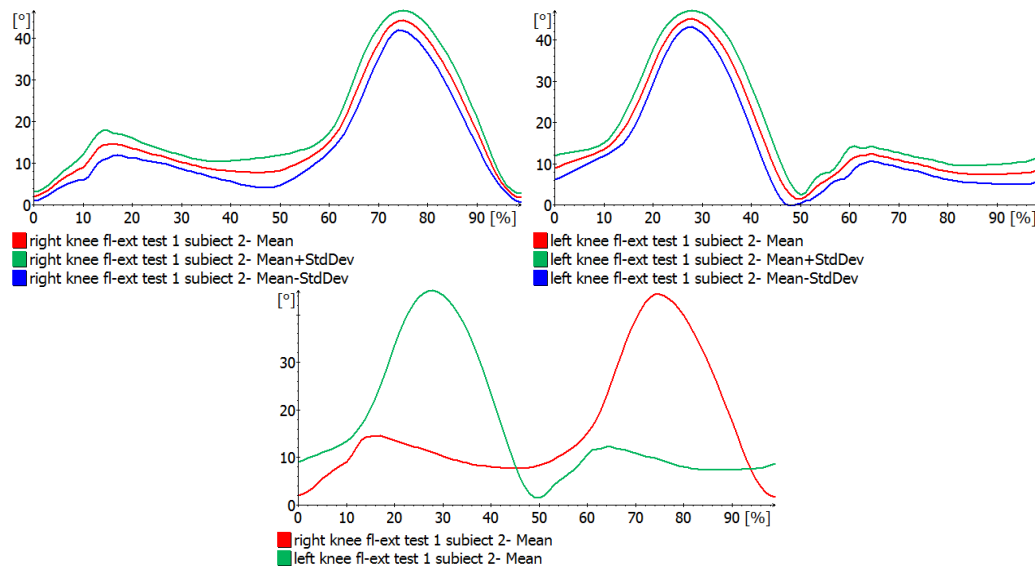


Fig. 3.12. Ciclul mediu pentru genunchiul drept și genunchiul stâng și comparația lor - Test 1, Subiect 2

În continuare, pentru fiecare test în parte, corespunzător fiecăruia din cei doi genunchi (drept și stâng), s-a determinat ciclul mediu normalizat la nivelul întregului eșantion de subiecți sanatosi, pornind, ca date de intrare, de la ciclurile medii normalizate ale unghiurilor de flexie-extensie ale fiecărui subiect din eșantion. În Fig. 3.14.-3.15. sunt prezentate ciclurile medii la nivel de eșantion pentru ambii genunchi, pentru Testul 3. În mod similar, au fost obținute ciclurile medii la nivel de eșantion pentru toate testele efectuate de subiecți și de pacienți.

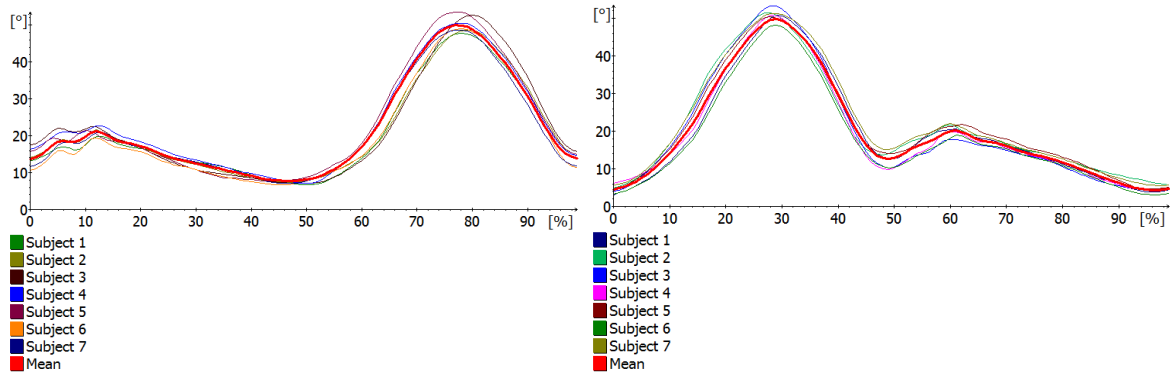


Fig. 3.14. Ciclul mediu (Test 3), la nivel de eșantion: a) genunchi drept; b) genunchi stâng

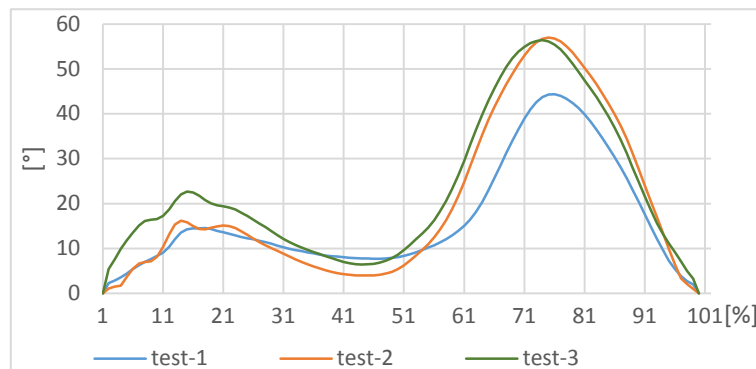


Fig. 3.15. Ciclurile medii la nivelul eșantionului de subiecți sanatosi pentru testele 1, 2 și 3.

Ciclul mediu al forțelor de reacțiune experimentale obținute la nivelul eșantionului de 7 subiecți sanatosi pe cele 6 platforme de forță (platformele 1, 3 și 5 – pentru piciorul drept și platformele 2, 4 și 6 pentru piciorul stâng), corespunzător testului 2 (mers normal) sunt prezentate în Fig. 3.17.

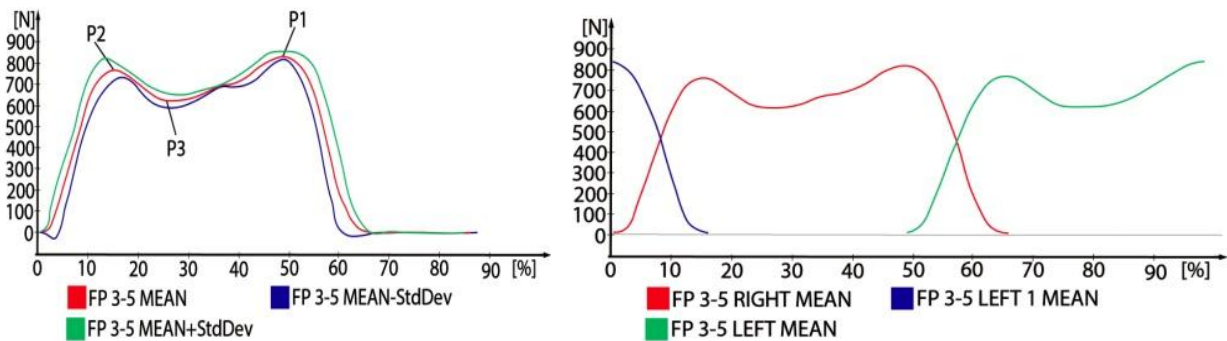


Fig. 3.17. a) Ciclul mediu al forțelor de reacțiune determinate experimental pentru piciorul drept; b) Ciclurile medii al forțelor de reacțiune experimentale pentru piciorul drept și piciorul stâng corespunzător unui ciclu complet al piciorului drept

Din Fig.3.16. și Fig. 3.17. a) și b), se poate observa ca valoarea maximă experimentală se înregistrează în al doilea punct de extrem, P1, și este 810 N, adică aproximativ 1.15 GCU (greutatea medie a corpului uman), unde $GCU = 700N$ în primul punct de extrem, P2, valoarea înregistrată este 780N, reprezentând 1.1 GCU, iar valoarea din punctual de minim (P3) este 650 N, adică 0.92 GCU. Rezultatele (valori și alura formei graficelor de variație ale forțelor de reacțiune) sunt similare cu cele obținute în lucrările [NUT_2008, MYL_2006] în care sunt raportate valori maxime cuprinse în intervalul [1,15 GCU;1,25 GCU] și valorile minime (corespunzătoare punctului P3) cuprinse în intervalul [0,82 GCU; 095 GCU].

3.3.2. Rezultate pacienți – Teste 1-3

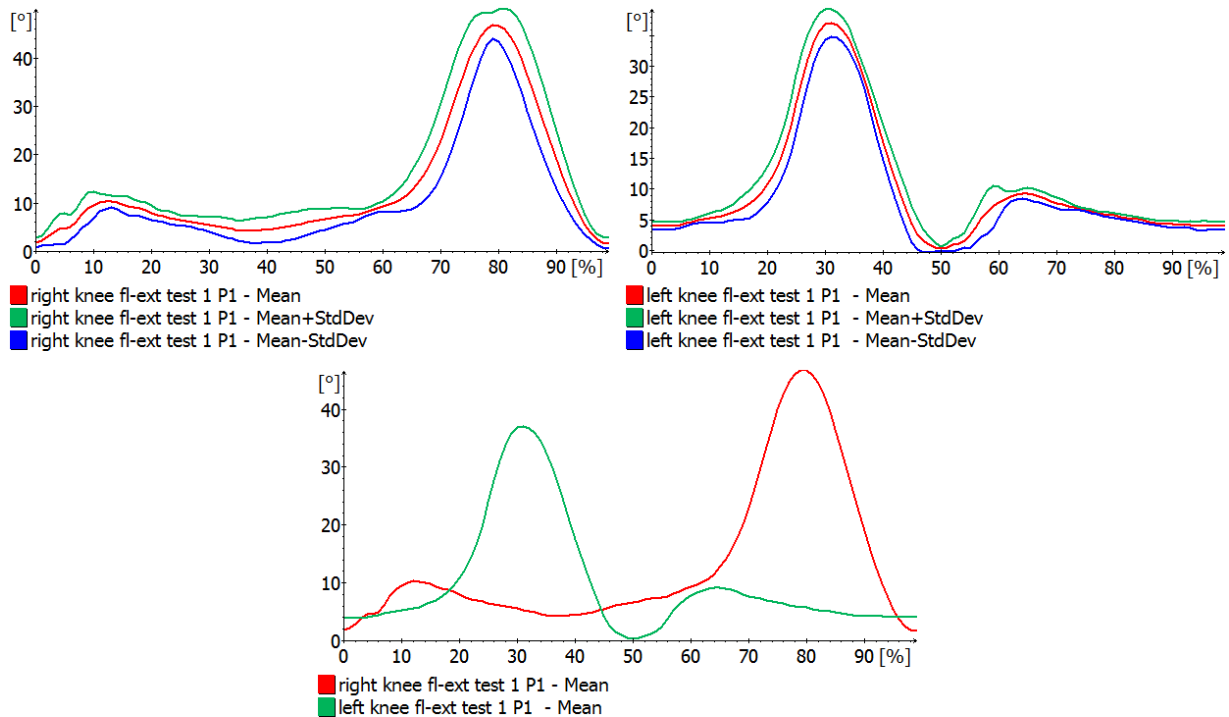


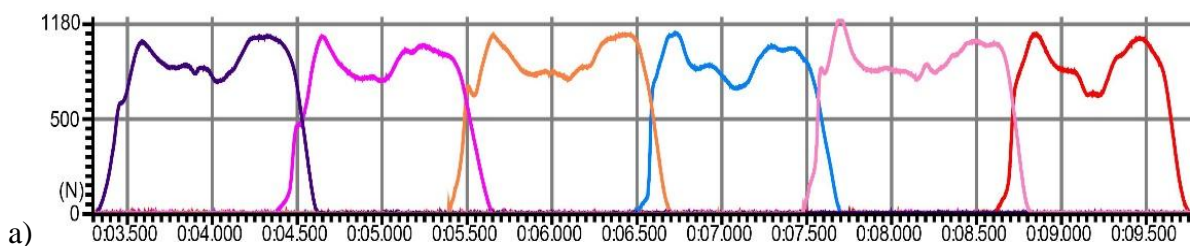
Fig. 3.19. Ciclul mediu pentru genunchiul drept și genunchiul stâng și comparația lor- Test 1, Pacient 1

Testele experimentale au fost refăcute de către cei 5 pacienți la 4 luni după operație, pentru a putea constata care sunt modificările în amplitudinea unghiului de flexie-extensie al genunchiului osteoartritic. Pacienții au executat cele 6 teste după o perioadă de 4 luni de la operația de protezare, timp necesar pentru a se atenua durerile specifice post-operatorii, precum și pentru a se parcurge un program de recuperare kineto-terapeutic.

3.3.3. Rezultate – Testele 4 și 5 -Urcarea și coborârea pe scări

Obiectivul acestui studiu este de a măsura, pe eșantionul celor 7 subiecți sănătoși și pe cel al celor 5 pacienți, forțele de reacțiune și variația unghiului de flexie-extensie a genunchilor de la ambele membre inferioare în timpul urcării și coborârii scârilor. Testul 4 (urcarea pe scări) consta în urcarea unei scări cu un număr de 12 trepte, având dimensiunile: înălțime = 0.18m, latime = 0.3m, lungime = 1.5m. Testul 5 consta în coborârea aceleiași scări cu 12 trepte.

Spre exemplificare, diagramele forțelor de reacțiune cu solul la coborârea pe scări, corespunzătoare Subiectului 1, obținute pentru cele șase platforme de forță sunt prezentate în Fig. 3.28. a) și diagramele corespunzătoare ale unghiurilor de flexie-extensie și de rotație în plan frontal, ale gleznei, genunchiului și șoldului de la piciorul drept, colectate cu sistemul de achiziție de date biometrics sunt prezentate în Fig. 3.28. b).



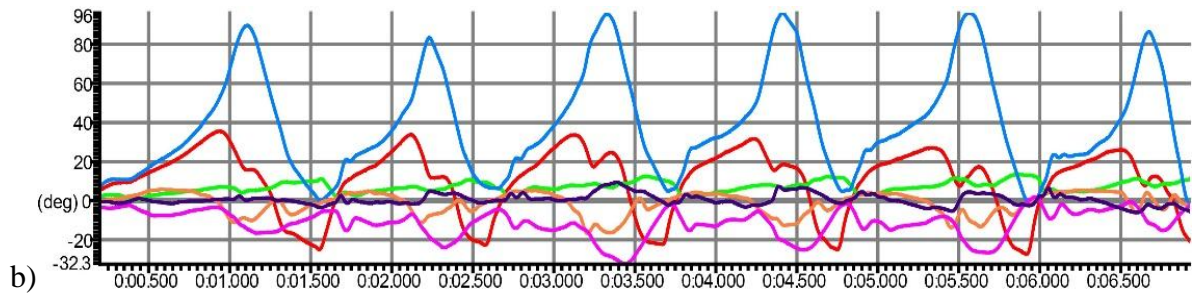


Fig. 3.28. Diagramele obținute prin Sistemul Biometrics la testul de coborâre pentru subiectul sănătos nr. 1: a) variația forțelor de reacțiune pentru șase platforme de forță; Variația unghiului de flexie-extensie și unghiului de rotire în plan frontal pentru glezna, genunchi și șold : b) pentru piciorul drept;

Pentru Testul de urcare pe scări, ciclul mediu de flexie-extensie pentru articulația genunchiului drept al subiectului sănătos nr.1 este prezentat în figura 3.29. a), în timp ce în Fig. 3.29. b) este prezentat ciclul mediu de flexie-extensie la nivelul întregului eșantion. în fig 3.31. a) și b) sunt prezentate aceleași tipuri de diagrame pentru pacientul nr.1 și pentru eșantionul de pacienți. Pentru Testul de coborâre pe scări, ciclul mediu de flexie-extensie pentru articulația genunchiului drept al subiectului sănătos nr.1 este prezentat în figura 3.30. a), în timp ce în Fig. 3.30. b) este prezentat ciclul mediu de flexie-extensie la nivelul întregului eșantion. în fig 3.32. a) și b) sunt prezentate aceleași tipuri de diagrame pentru pacientul nr.1 și pt eșantionul de pacienți.

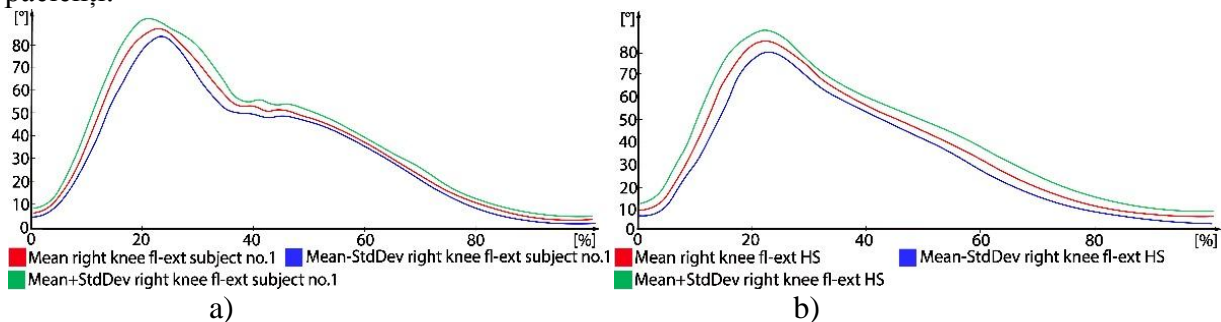


Fig. 3.29. Ciclu mediu de flexie-extensie pentru genunchiul drept la urcarea pe scări (test 4): a) pentru subiectul nr.1; b) pentru întregul eșantion de subiecți sanatosi

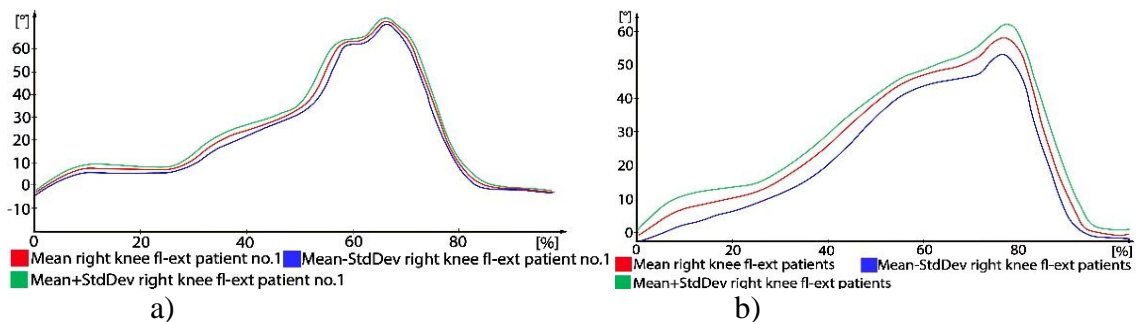


Fig. 3.32. Ciclu mediu de flexie-extensie pentru genunchiul drept OA la coborârea pe scări (Test 5): a) pentru pacientul nr.1; b) pentru întregul eșantion de pacienți.

În tabelele 3.9. și 3.10. sunt prezentate valorile maxime ale unghiurilor de flexie-extensie și ale forțelor de reacțiune corespunzătoare subiecților sanatosi, respectiv, pacienților.

Tabel 3.9. Valorile maxime ale flexie-extensie și ale forțelor de reacțiune

Subiect	Coborâre		Urcare	
	Max. unghi [°]	Max. forță de reacțiune [N]	Max. unghi [°]	Max. forță de reacțiune [N]
1	89	1180	88	1035
2	95	1082	92	942
3	95	1146	90	934
4	85	1144	85	1006
5	93	1116	90	925
6	88	1093	86	982
7	90	1096	87	951
Medium Cycle	90.71	1122.43	88.29	967.86

Tabel 3.10. Valorile maxime ale flexie-extensie și ale forțelor de reacțiune

Pacient	Coborâre		Urcare	
	Max. unghi [°]	Max. forță de reacțiune [N]	Max. unghi [°]	Max. forță de reacțiune [N]
1	68	1082	61	940
2	61	1044	56	910
3	66	860	60	765
4	63	982	59	844
5	65	1027	59	905
Medium Cycle	64.60	999.00	59.00	872.80

Testele experimentale au demonstrat că valorile maxime ale unghiului de flexie-extensie sunt mai mici cu aproximativ 20-26 de grade pentru genunchiul osteoartritic decât pentru genunchiul sănătos pentru ambele tipuri de teste: urcare și coborâre. Curbele de variație au alura similară pentru pacienți și pentru subiecții sănătoși. De asemenea, valorile unghiului de flexie-extensie sunt mai mari la coborâre decât la urcare pentru toți participanții la testele experimentale: și subiecții sănătoși, și pacienții.

Studiul a demonstrat că forța de reacțiune a solului de la începutul fazei de sprijin este mai mare decât la sfârșitul fazei de sprijin. În cazul pacienților cu osteoartrită, pentru greutate corporale similare, valorile forțelor de reacțiune sunt mai mici decât în cazul subiecților sănătoși. Explicăția constă în faptul că, din cauză durerii și a fricii pacientului, acesta așază piciorul pe treapta cu mult mai multă precauție, fără să producă socuri mai mari la contactul cu treapta).

Forma ciclului forțelor de reacțiune verticale s-a dovedit a se schimba doar ușor de la mersul normal la cel de urcare pe scări, dar s-a modificat în mod considerabil la coborârea scării, prezentând diferențe semnificative. Această constatare este în acord cu [STA_2005] și cu alți cercetători. Concluzia este că rezultatele experimentale obținute în această teză la testele de urcare și coborâre corespund, în mare măsură, rezultatelor obținute, la nivel internațional, de alți cercetători.

3.3.4. Test 6- Ridicare-așezare pe scaun

Activitatea de ridicare dintr-o poziție așezat este o condiție esențială pentru mersul pe jos și, prin urmare, pentru independența funcțională a unui individ [BUR_1985, HUG_1996, DEH_2007]. S-a raportat că persoanele care au dificultăți în ridicarea dintr-o poziție sezând în picioare au o probabilitate mai mare de a cădea în timpul mersului [HIR_2000]. Incapacitatea de a sta în picioare a fost legată de deces în rândul persoanelor în vârstă [LOR_2002, ROD_1989]. Ridicarea-așezarea pe scaun este o activitate zilnică complexă din punct de vedere biomecanic, care implică deplasarea tuturor segmentelor corpului. Pentru a se ridica de pe scaun o persoană are nevoie, simultan, de o mobilitate suficientă, de rezistența la nivelul membrelor inferioare (capacitate de generare a forței) și de echilibru pentru a permite mișcarea centrului de masă înainte și în sus, din poziția stabilă așezat în poziția de ortostatism (în picioare) pe o bază mică de sprijin [ROD_1989, HOD_1989].

La ridicarea de pe scaun este necesar să se dezvolte cupluri de forță adecvate în fiecare articulație a membrelor inferioare, pentru a menține stabilitatea persoanei, prin localizarea

componentei verticale a forței de reacțiune cu solul în aria de sprijin. În [HOD_1989], autorii au folosit o endoproteză de șold construită special și echipată cu traductoare de măsurare de presiune. Ei au aratat ca presiunea de contact în articulația șoldului în timpul unei mișcări de ridicare-așezare de pe scaun este mai mare decât cea în timpul mersului sau alergării usoare.

Scopul testului experimental de ridicare-așezare pe scaun este de a compara intervalul de variație și amplitudinea unghiului de flexie-extensie pentru genunchii subiecților din eșantionul sanatos și genunchii osteoartrici ai pacienților înainte și după operația de protezare. Toate persoanele din experiment au executat 15 cicluri consecutive de ridicare-așezare pe scaun.

Au fost obținute fișierele de date cu amplitudinile unghiulare ale flexiei- extensiei genunchiului în timpul mișcării de ridicare-așezare pe scaun pentru fiecare persoană din raportul generat de sistemul de achiziție. Pentru rezultate mai precise, având în vedere variabilitatea biologică naturală de la un ciclu de miscare la altul, dar și de la un individ la altul, pentru fiecare subiect s-au selectat 7 cicluri de ridicare-așezare pe scaun consecutive, eliminându-se primele patru și ultimele patru cicluri. Aceste fișiere de date reduse au fost introduse în softul SimiMotion și au fost normalizate prin interpolare și raportate pe abscisă la un interval scalat de la 0 la 100%. Pentru fiecare subiect, au fost obținute curbele unghiurilor de flexie corespunzătoare fiecărui ciclu precum și curba corespunzătoare ciclului mediu. În fig.3.40 este prezentat ciclul mediu de ridicare așezare pe scaun corespunzător pacientului 1. Grafice similare au fost obținute pentru toți pacienții și pentru toți subiecții sanatosi.

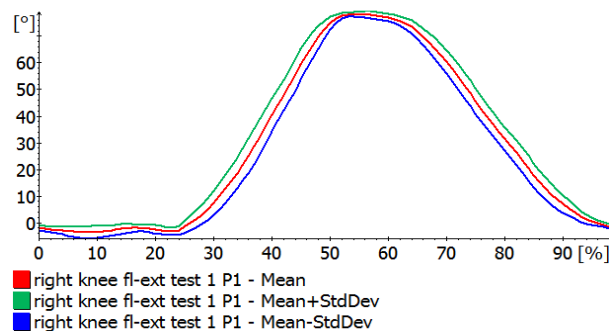


Fig. 3.40. Ciclul mediu de așezare+ridicare de pe scaun pentru pacientul nr.1

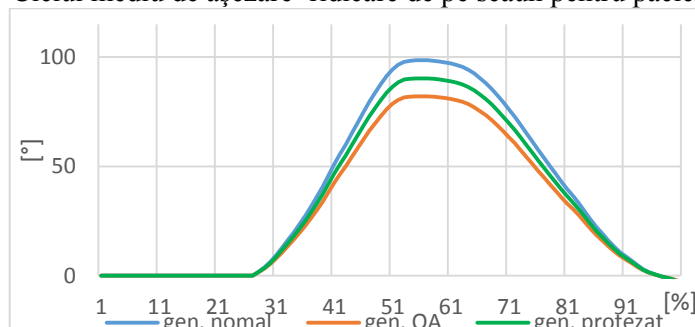


Fig 3.41. Ciclul mediu de flexie la nivel de eșantion, corespunzător testului de ridicare-așezare pe scaun pentru a) genunchiul normal, b) genunchiul osteoartritic (înainte de operație), c) genunchiul protezat (la 4 luni după operație)

În final, în tabelele 3.15- 3.18. sunt prezentate tabelar, în forma sintetică, valorile maxime și indicatorii statistici ai unghiului de flexie-extensie al ciclului mediu corespunzător fiecărui genunchi al fiecărui subiect și pacient pentru fiecare test.

Tabel 3.15. Valoarea maximă a unghiului de flexie –extensie al ciclului mediu corespunzător fiecărui genunchi al fiecărui subiect pentru fiecare test

Genunchi	Subiect 1		Subiect 2		Subiect 3		Subiect 4		Subiect 5		Subiect 6		Subiect 7		Media	
	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L
Test 1 [°]	45.2	45.5	51.5	50.4	54.1	52.7	48.1	51.8	54.4	49.2	46.7	47.8	51.1	50.2	50.16	49.65
Test 2 [°]	55.8	50.4	57.7	60.8	52.1	55.2	60.5	58.5	55.6	55.1	52.8	50.2	57.3	56.4	55.97	55.23
Test 3 [°]	57.4	56.7	58.3	60.7	60.4	60.5	59.8	60.3	62.8	60.7	56.5	52.7	55.1	57.4	58.61	58.43
Test 4 [°]	92.9	92.8	82.6	83.7	86.2	81.2	86.1	86.5	93.4	89.5	88.2	88.7	88.2	84.5	88.23	86.7
Test 5 [°]	93.4	93.5	83.4	84.2	88.3	89.3	89.8	89.7	96.1	94.8	91.3	91.5	89.3	91.8	90.23	90.68
Test 6 [°]	102.73	99.5	102.86	99.8	97.6	99.4	96.38	98.9	103.32	98.7	90.93	98.5	91.42	90.2	97.89	98.46

Tabel 3.17. Valoarea maximă a unghiului de flexie –extensie al ciclului mediu corespunzător fiecărui genunchi al fiecărui pacient pentru fiecare test

Genunchi	Pacient 1		Pacient 2		Pacient 3		Pacient 4		Pacient 5		Media	
	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L
Test 1 [°]	34.3	35.2	31.8	32.1	31.7	31.2	32.7	33.1	33.4	32.7	32.78	32.86
Test 2 [°]	37.1	36.3	34.2	35.1	33.2	35.4	36.1	37.6	37.2	36.2	35.56	36.12
Test 3 [°]	42.7	42.2	40.4	41.1	41.4	42.6	42.2	41.8	43.2	43.5	41.98	42.24
Test 4 [°]	58.2	56.8	60.1	58.4	59.2	57.8	58.8	58.9	59.7	59.1	59.2	58.2
Test 5 [°]	64.5	63.7	65.9	64.2	64.9	62.8	63.3	63.9	62.8	62.7	64.28	63.46
Test 6 [°]	84.3	88.78	78.12	81.5	86.22	82.1	87.72	82.7	79.2	83.1	80.90	84.84

Cap. 4 SIMULAREA MERSULUI UNUI MANECHIN, CU PROGRAMUL ADAMS

4.1. Introducere

Scopul acestui capitol îl constituie cercetările privind cinematica și dinamica mersului uman, realizate în mediul virtual de simulare ADAMS[MSC_2013]. Cercetările sunt concentrate pe mersul uman normal și rapid, precum și pe urcarea și coborârea scârilor. Pentru a îndeplini acest scop am parcurs etapele principale, descrise în continuare:

- am utilizat baza de date experimentale cu date cinematice și dinamice ale mersului măsurate cu senzori de tip electrogoniometru;

- pe baza dimensiunilor antropometrice medii corespunzător eșantionului de subiecți sănătoși utilizat în testele experimentale, am realizat în Solid Works un manechin virtual;

- am dezvoltat în ADAMS un model multibody al manechinului, în următoarele ipostaze: mers normal, urcare și coborâre scări.

- procesarea și analiza rezultatelor obținute.

Prin această simulare sunt determinate forțele și momentele care acționează asupra articulațiilor șoldului, genunchiului și gleznei

4.2. Construirea modelului virtual al manechinului în Solid Works

Modelul virtual al manechinului uman a fost dezvoltat în Solid Works, pe baza datelor antropometrice medii ale eșantionului de subiecți umani utilizat pentru analiza experimentală. În tabelul 1 sunt prezentate aceste date. Design-ul modelului manechinului în Solid Works este parametrizat, astfel încât în situația cercetărilor efectuate pe diferiți alți subiecți umani, datele manechinului pot fi modificate cu ușurință.

Forma finală a modelului virtual al manechinului este prezentată în fig.4.7.

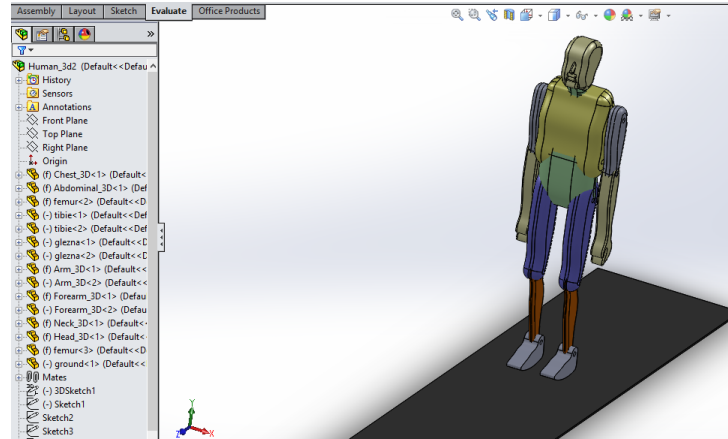


Fig. 4.7. Manechinul virtual în contact cu podeaua

4.3. Construirea modelului multibody al manechinului în ADAMS

4.3.1. Definirea modelului cinematic și a proprietăților masice

Pentru realizarea modelului multibody al manechinului în ADAMS, într-o primă etapă, modelul 3D al manechinului realizat în SolidWorks a fost transferat în baza de date a programului ADAMS, utilizând interfața de transfer de tip parasolid.

Cuplele din articulațiile șoldului, genunchiului și gleznei au fost definite în mod simplificat, considerându-le cuple de rotație.

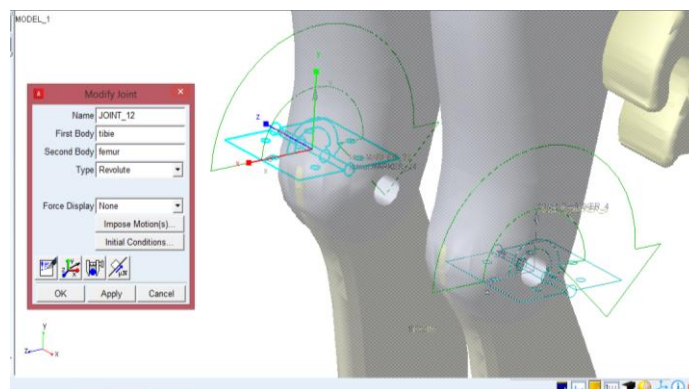


Fig. 4.10. Definirea cuplei cinemactice corespunzătoare genunchiului drept

În următoarea etapă, în fiecare dintre aceste 6 cuple, 3 pentru piciorul drept și 3 pentru piciorul stâng, au fost introduse legile de mișcare pe baza datelor culese experimental. Legile de mișcare din articulațiile membrelor inferioare au fost determinate pornind de la datele experimentale culese sub formă tabelară și introducerea lor în programul ADAMS, urmate de interpolarea acestora sub forma unor funcții SPLINE, de variație a unghiului de flexie-extensie

din cuplă în funcție de timp, folosind metoda Akima. Graficul de variație al funcției spline utilizată pentru definirea legii de mișcare din articulația genunchiului drept este dată în fig. 4.15.

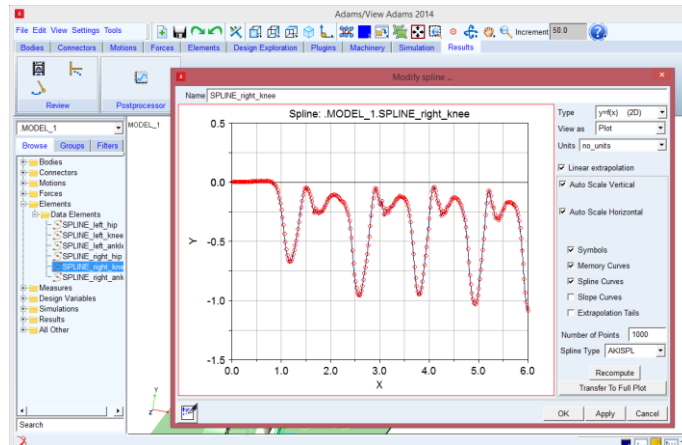


Fig.15.Funcția spline de variație a unghiului de flexie-extensie al genunchiului drept [rad], funcție de timp [s]

În mod asemănător au fost introduse datele experimentale pentru toate celelalte articulații de la piciorul drept și stâng și au fost determinate funcțiile Spline aferente.

În continuare am procedat la soluționarea modelului dinamic, utilizând solverul WSTIFF și algoritmul de integrare SI2 și rulând analiza dinamică asupra modelului multibody definitivat.

4.3.3. Rezultate ale simulării mersului pe sol

O primă parte a rezultatelor obținute prin simulări numerice în ADAMS o constituie traiectoriile unor puncte caracteristice, cum ar fi, de exemplu, traiectoriile efectuate de centrele de masă ale tălpii manechinului (fig. 4.19). În fig. 4.20 sunt prezentate câteva poziții succesive efectuate de manechin în timpul mersului.

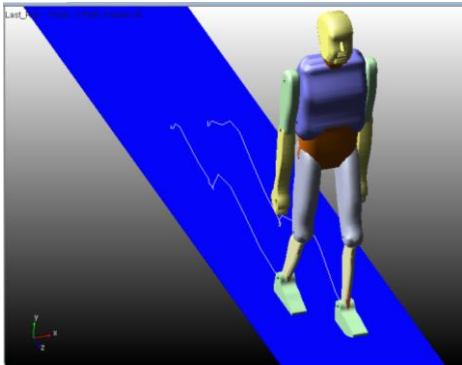


Fig.4.19.Trajectoriile centrelor de masă ale tălpii

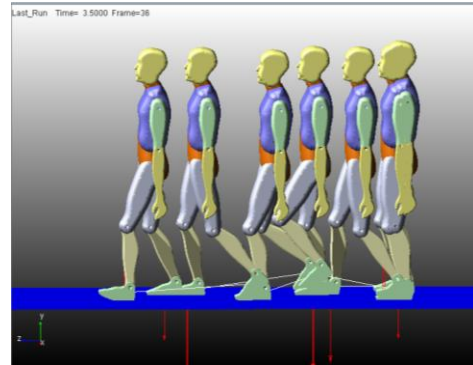


Fig.4.20. Poziții succesive ale manechinului

Cea de-a doua categorie de rezultate obținute o reprezintă rezultatele numerice, sub forma unor grafice de variație în timp a parametrilor cinematici sau dinamici ai manechinului biped, în timpul activității de pășire. Forțele de reacțiune cu solul obținute prin simularea numerică în ADAMS sunt prezentate în continuare. În fig.4.26 sunt prezentate reacțiunile obținute pentru piciorul drept și pentru piciorul stâng. Valorile forțelor de reacțiune cu solul și variația lor în timpul ciclului de mers sunt utile în vederea comparării lor cu rezultatele obținute experimental, în scopul validării modelului multibody din ADAMS. Dacă se compară aceste rezultate obținute prin simulare numerică în ADAMS cu cele obținute pe cale experimentală cu ajutorul platformelor de forță, se observă că acestea sunt asemănătoare, înregistrându-se diferențe mici.

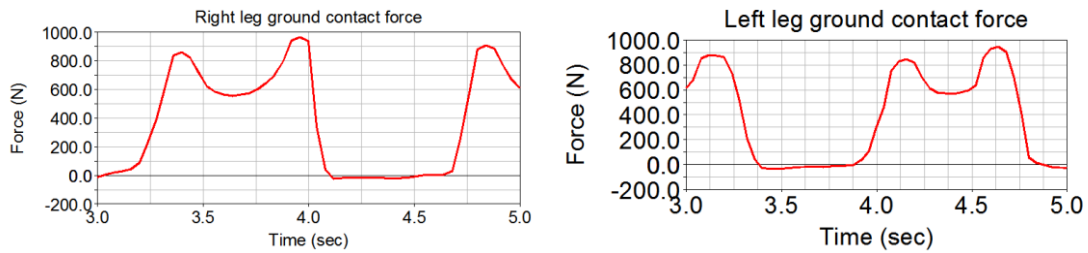


Fig. 4.26. Forțele de contact (reacțiunile cu solul) pentru piciorul drept și stâng al manechinului.

De asemenea, au fost obținute și forțele de reacțiune precum și momentele de torsiune din articulațiile piciorului: șold, genunchi și gleznă. Forțele de reacțiune verticale dezvoltate în genunchiul drept și stâng al manechinului sunt prezentate în fig.4.28. Diagrame similare sunt obținute și pentru celelalte articulații.

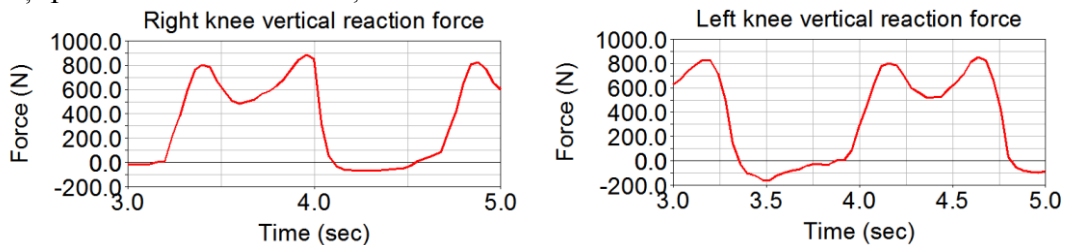


Fig.4.28. Forțele de reacțiune verticală din genunchiul drept și stâng calculate în simularea ADAMS

4.4 Modelarea virtuală și simularea mersului pe scări

În cadrul acestui paragraf, ne-am propus să realizăm modelarea și simularea mersului manechinului virtual în ipostaza urcării pe scări, pornind de la datele biomecanice experimentale culese și de la ciclul mediu determinat la nivel de eșantion atât pentru urcarea, cât și pentru coborârea pe scări a subiecților sănătoși. Legile de mișcare determinate experimental, pentru fiecare din articulațiile piciorului uman au fost definite cu ajutorul funcțiilor spline, și apoi au fost introduse, ca legi de mișcare, în articulațiile manechinului. În mod similar sunt introduse legile de mișcare în cele 3 articulații ale piciorului stâng. Modelul dinamic obținut în ADAMS este prezentat în fig.4.33.

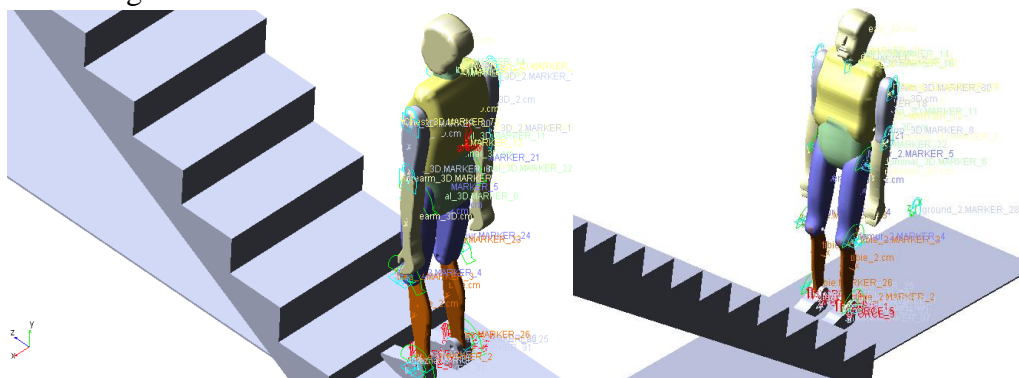


Fig. 33. Modelul dinamic al manechinului realizat în ADAMS.

4.4.1. Rezultate

Un prim set de rezultate obținute îl constituie legile de variație în timp ale forțelor de reacțiune cu solul ale membrilor inferioare și ale forțelor de legătură din articulațiile membrilor inferioare. Variația forțelor de reacțiune obținute pentru ambele picioare la contactul dintre talpă

și sol la testul de urcare a scării, utilizând simularea în ADAMS, este prezentată în fig.4.34, iar forțele de reacțiune verticală din articulația genunchiului piciorului drept și stâng sunt prezentate în fig.4.37.

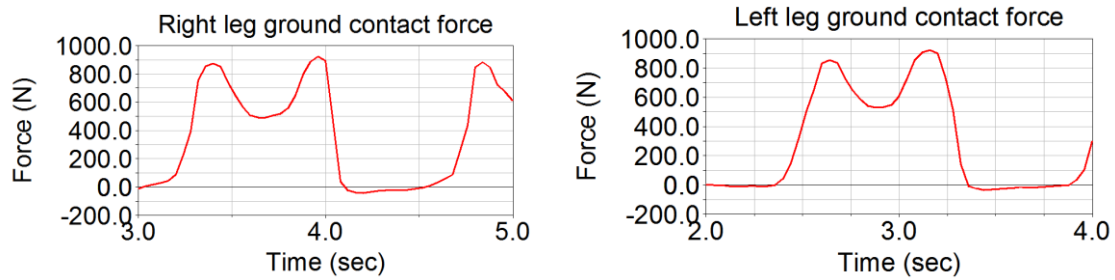


Fig.4.34. Legile de variație ale forțelor de reacțiune cu solul la urcarea scării.

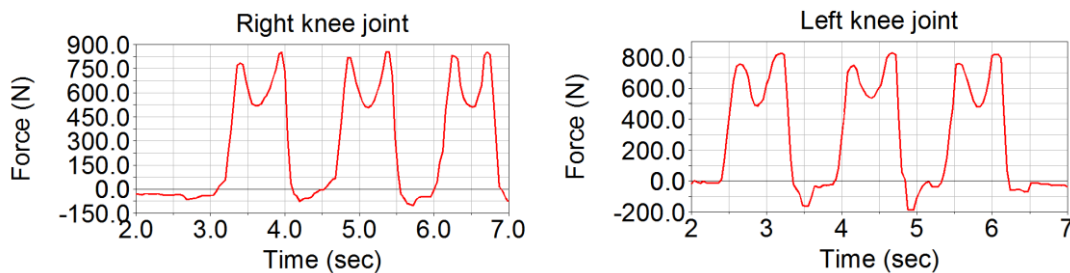


Fig.4.37. Forțele de reacțiune verticală din articulația genunchiului piciorului drept și stâng.

Dacă analizăm variația forței de reacțiune cu solul obținută pe cale experimentală cu platformele de forță și prin simulare numerică în ADAMS, se observă o variație asemănătoare, valoarea maximă de 900 N apare atunci când călcâiul atinge podeaua scării și degetele de la picior apasă pe sol. Deasemenea, au fost obținute și graficele de variație ale momentului de torsiune corespunzătoare fiecărei articulații. Pentru articulația genunchiului, valoarea maximă a momentului de torsiune are valori cuprinse între 35-38 Nm, iar pentru șold, valorile maxime ale momentelor sunt cuprinse în intervalul 40-48 Nm. Valorile momentelor de torsiune sunt mai mari la coborârea scării decât la urcarea acestora. Rezultatele obținute sunt comparabile cu cele obținute de alți cercetători în studiile lor [PRO_2007, STA_2005, RIE_2002].

Analizând variația forțelor de reacțiune și a momentelor din articulațiile piciorului, se constată că alura lor este similară cu cea a variației forțelor de reacțiune cu solul stabilite experimental. Aceste aspecte și concluzii validează corectitudinea modelării virtuale a manechinului și confirmă posibilitatea preluării forțelor din articulații în vederea utilizării lor în diferite analize cu element finit ale acestora.

Cap.5. MODELARI ȘI SIMULARI NUMERICE ALE ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI UMAN PROTEZAT CU PROTEZA CLASICĂ

5.1. Studii actuale privind modelarea virtuală a articulației genunchiului uman

La ora actuală, pe piață există mai multe programe software avansate ce pot analiza datele tomografice și pot crea modele virtuale spațiale. Există multiple lucrări care abordează construcția componentelor articulației genunchiului pornind de la imagini obținute prin metoda Rezonanței magnetice nucleare (RMN). [PEN_2005, FER_2006], [BAH_2011], [MOH_2011], [YAN_2009], [VID_2008], [CAT_2013].

5.2. Modelarea virtuală a protezei de genunchi clasice

Pentru realizarea modelului virtual al protezei de genunchi s-a folosit aplicația DesignModeler, un preprocesor al programului Ansys Workbench 15.07.

S-a pornit de la un model fizic existent al unei proteze clasice des utilizate în artroplastia totală de genunchi (Fig. 5.16). Aceasta este constituită din 3 componente: a) componenta femurală, ce se aplică pe capatul distal al femurului, b) componenta tibială, ce se aplică pe capătul proximal al tibiei, iar peste aceasta din urmă se poziționează c) insertul de polietilenă.



Fig. 5.16. Proteza clasică pentru articulația genunchiului uman.

Modelarea virtuală a protezei de genunchi s-a realizat pornind de la dimensiunile reale ale protezei. Se pornește, de asemenea, de la modelul geometric virtual existent al articulației genunchiului uman sanatos, elaborat de dl ing.dr. M Catana cu care am colaborat în timpul cercetărilor realizate pentru elaborarea tezei, urmând ca, pe baza acestui model existent, să dezvolt modelul existent de proteză de genunchi, ansamblul articulație-proteză pentru diferite cazuri de înclinări în varus. Totodată, pe baza rezultatelor obținute va fi elaborat un model nou de endoproteza de genunchi îmbunătățit ce va fi propus în cadrul tezei.

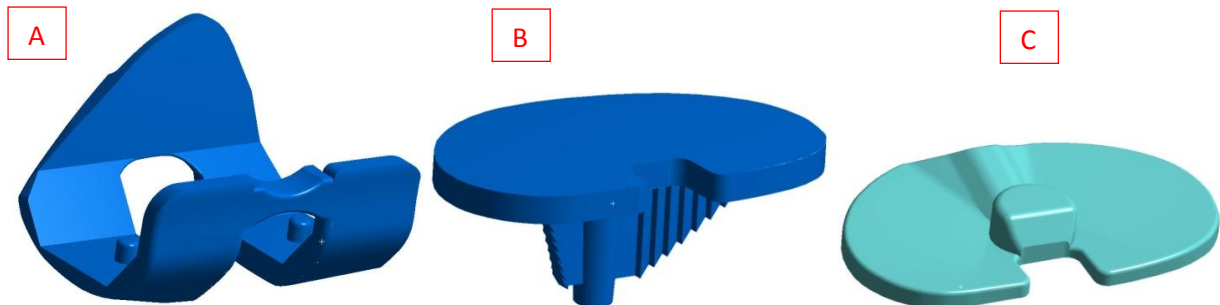


Fig. 5.19. Componentele protezei de genunchi: **A** – Femurală; **B** – Tibială; **C** – Insert de polietilenă.

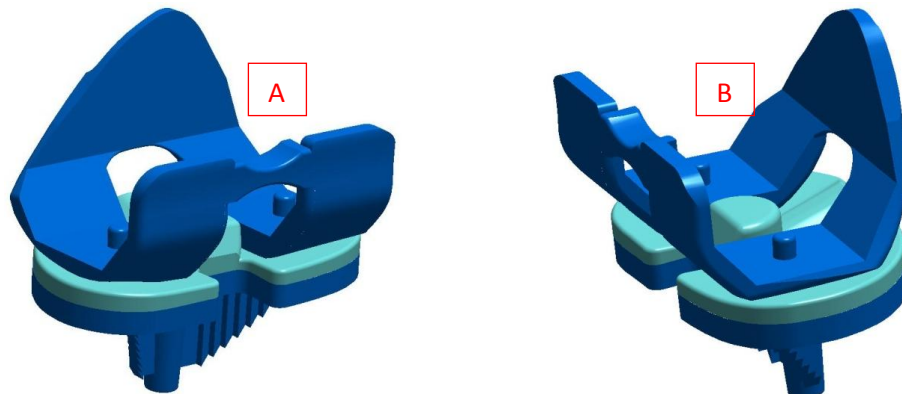


Fig. 5.20. Modelul virtual al protezei de genunchi. **A** - Vedere isometrică spre stanga. **B** - Vedere isometrică spre dreapta.

5.2.1. Modele virtuale ale articulației genunchiului protezat cu înclinare în varus.

Au fost dezvoltate 6 modele virtuale 3D ale ansamblului articulației genunchiului protezat ce includ următoarele componente: femur, tibie, precum și proteza cu cele 3 componente ale sale. Fiecare model virtual corespunde câte unui ansamblu al articulației genunchiului protezat, pornind de la unghiul de valgus biologic dintre tibie și femur, egal cu 176° , considerat normal și crescând cu 3° , 6° , 9° , 12° și 15° , adică, obținându-se unghiurile finale între axe de: 176° , 179° , 182° , 185° , 188° și 191° .

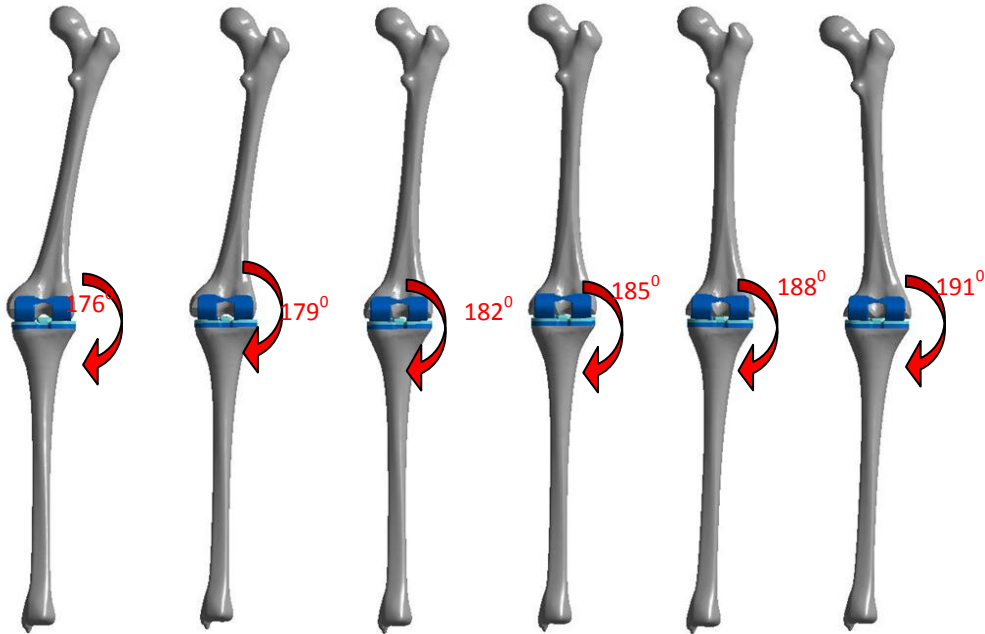


Fig. 5.23. Cele 6 cazuri dezvoltate pentru modelul virtual ansamblu articulație-proteza cu înclinare în varus la 176° , 179° , 182° , 185° , 188° și 191° .

În urma realizării modelului virtual al protezei s-a urmărit o poziționare exactă peste capetele oaselor, fiind eliminate eventuale penetrări sau gap-uri. Au fost eliminate mici tesituri sau suprafețe subțiri în vederea realizării unei rețele de noduri și elemente de bună calitate.

Mai jos sunt prezentate imagini pentru modelele virtuale ale articulației genunchiului protezat cu înclinare în varus (Fig. 5.24. – 5.29.).

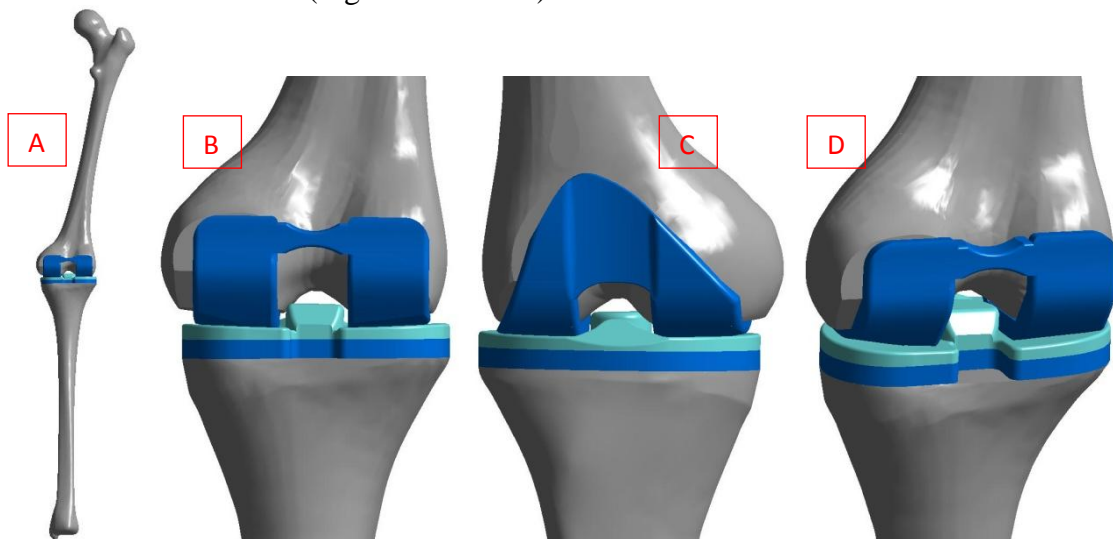


Fig. 5.24. Ansamblul articulație-proteza la 176° . A – Ansamblul total; B – Imagine anterioară; C – Imagine posterioară; D – Imagine isometrică;

5.2.2. Modele virtuale privind articulația genunchiului protezat cu înclinare în varus și înclinare antero-posterioară cu 5°.

Modelele virtuale ale articulației genunchiului uman au fost analizate prin metoda cu elemente finite pentru a studia zona de contact tibiofemorală, stresul și deplasările dezvoltate în articulația genunchiului uman sub diferite solicitări. Modelarea virtuală a articulației genunchiului uman a fost abordată în mai multe articole [KUB_2009, DON_2002, TAR_2014, TAR_2014, YAN_2001, MAT_1999]. Un mare beneficiu al analizei cu elemente finite constă în flexibilitatea proceselor de modelare care pot controla cu precizie condițiile de încărcare, mișcare, limită și modificări structurale în studiile parametrice ale răspunsului comun. Efectele pantei antero-posterioare tibiale dezvoltate în timpul rezecției tibiale în artroplastia totală a genunchiului au fost studiate ca un factor important în biomecanica genunchiului protezat și a rezultatului post-operator [SHE_2014, CAL_2015].

În studiul nostru, varianta unghiului de înclinare tibială antero-posterioară de 0° și, respectiv, 5° a fost aleasă pentru analiză deoarece companiile care ofera astfel de proteze oferă ambele variante de instrumente chirurgicale complete pentru artroplastia genunchiului total.

Observațiile clinice arată că în cazul pantei tibiale de 5° este mai ușor să fie montate de către chirurghi componentele protezei genunchiului în timpul artroplastiei totale de genunchi și, în același timp, postoperator, mișcarea de flexie este îmbunătățită (unghiul de flexie crește).

Obiectivul acestui studiu este de a investiga efectele acestei înclinări tibiale antero-posterioare asupra valorilor și distribuției tensiunilor de contact din cele trei componente ale protezei totale de genunchi, utilizând analiza cu elemente finite și simulările numerice pe modelul virtual. Studiul de față are drept scop compararea valorilor tensiunilor de contact și ale comportamentului celor trei componente protetice pentru 24 de cazuri diferite: pentru fiecare caz de înclinare în varus, sunt analizate două încărcări diferite (800 N și 2400 N) în două subsituații diferite: unghi de înclinare antero-posterioară de 0° și 5°.

Au fost dezvoltate 6 modele virtuale 3D pentru articulația genunchiului protezat cu înclinare în varus și înclinare antero-posterioară cu 5°, modele ce includ următoarele componente: femur, tibie și proteza cu cele 3 componente.

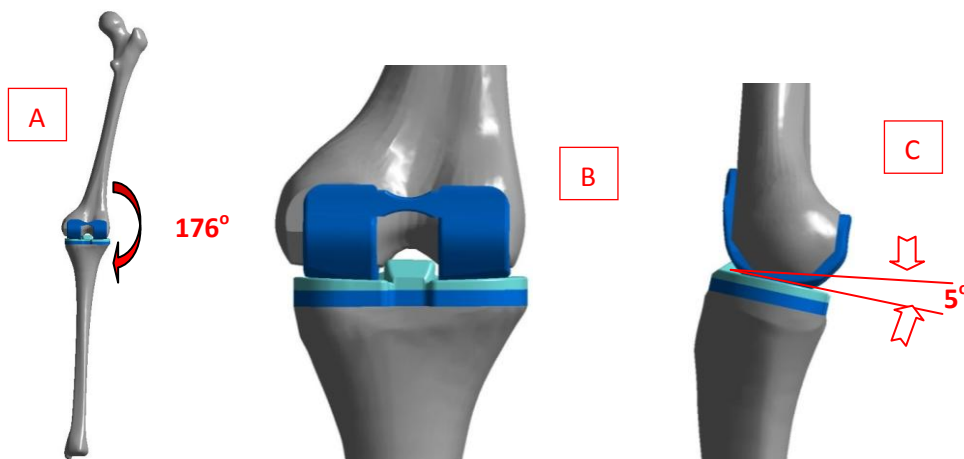


Fig. 5.24. Articulatia genunchiului uman protezat la 176° cu înclinare antero-posterioară de 5°. A - Ansamblul articulat-proteza; B - Imagine anterioară; C - Imagine laterală;

5.2.3. Simulări numerice ale comportamentului genunchiului uman protezat cu înclinare în varus și înclinare antero-posterioară de 0° și 5°

Folosind software-ul AnsysWorkbench 15.07, simulările numerice și analizele FEM au fost prelucrate pentru cele opt cazuri de ansambluri de proteză articulară-proteză cu panta antero-

posteroară de 0° și, respectiv, 5° . În continuare este prezentată elaborarea analizei statice neliniare pentru modelul geometric al articulației genunchiului uman protezat (176°) cu înclinare antero-posteroară de 0° și a modelului geometric al articulației genunchiului uman protezat (176°) cu înclinare antero-posteroară de 5° . Discretizarea modelului geometric în noduri și elemente a fost realizată cu elemente de tip hexaedru de tipul Solid186 și tetraedru de tipul Solid 187, ambele fiind elemente solide cu nod pe mijloc. Nodurile pe mijloc sunt necesare pentru o aproximare mai bună a rezultatelor și acuratețea acestora. Pentru o discretizare eficientă, pentru această analiză s-au folosit elemente cu dimensiuni de 1mm, respectiv 1.5 mm pentru zonele de maxim interes.

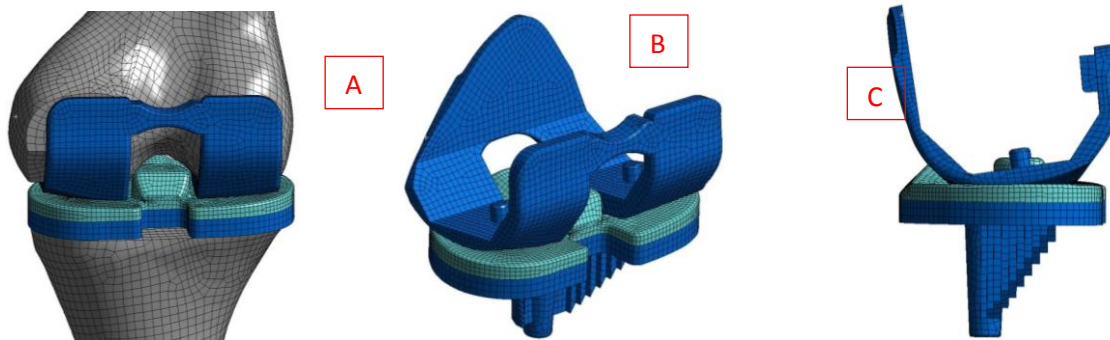


Fig. 5.34. A -Imagine locală a rețelei de noduri și elemente creată pentru întreg modelul; B –Imagine Isometrică a rețelei de noduri și elemente creată pentru proteză; C -Imagine Laterală a rețelei

5.3. Rezultate

Au fost rulate 24 de analize cu element finit, pentru fiecare caz studiat în parte, pentru care au fost obținute, ca rezultate, hărțile de distribuție ale tensiunilor von Mises și ale deplasărilor totale și axiale (dupa axa x) valorile maxime ale tensiunilor echivalente von Mises, valorile maxime ale deplasărilor totale și cele laterale. Aceste seturi de rezultate au fost evidențiate la nivelul întregului ansamblu cât și, individual, la nivelul fiecărei componente, prezentând interes tensiunile și deplasările componentelor protezei.

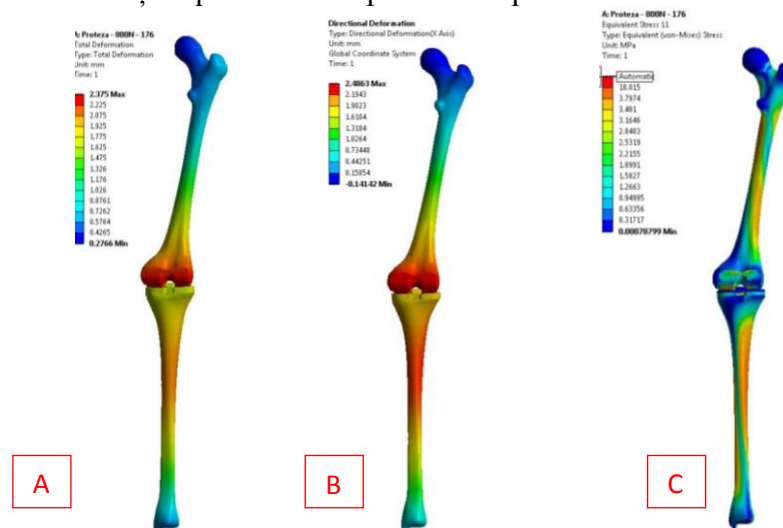


Fig. 5.38. Valori ale deplasării totale (A), laterale (B) și a tensiunii maxime echivalente pentru întregul ansamblu (C) pentru modelul ansamblului articulație-proteză la 176° .

Tensiunile maxime echivalente (von Mises) pentru insertul de polietilenă (Fig. 5.42A), pe proteza tibială (Fig. 5.42B) și proteza femurală (Fig. 5.42C) pentru ansamblul articulație-proteză la 176° cu înclinare antero-posteroară de 0° și tensiunile maxime echivalente (von Mises) pentru

insertul de polietilenă (Fig. 5.43A), pe proteza tibială (Fig. 5.43B) și proteza femurală (Fig. 5.43C) pentru ansamblul articulație-proteză la 176° cu înclinare antero-posterioară de 5° . Imaginile reprezintă vederi de sus “Top” și de jos “Bottom” a rezultatelor.

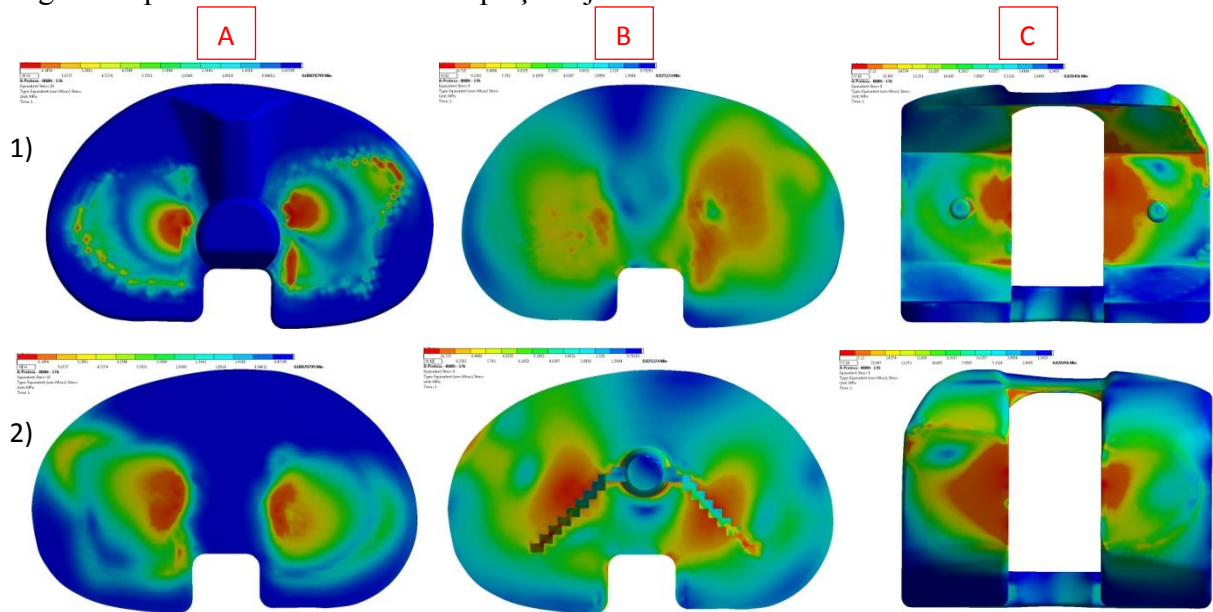


Fig. 5.42. Harta de distribuție a tensiunilor maxime echivalente (Von Mises) obținute în insertul de polietilenă (A), proteza tibială (B) și proteza femurală (C) pentru ansamblul articulație-proteză la 176° ; **1** – Imagini de sus; **2** – Imagini de jos

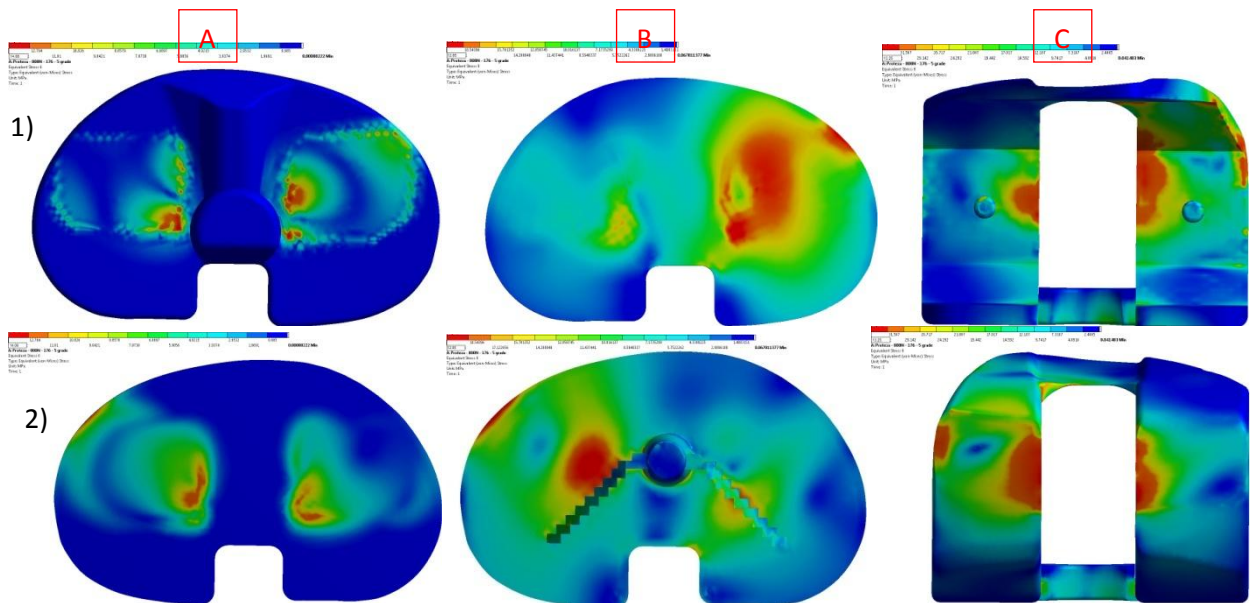


Fig. 5.43. Harta de distribuție a tensiunilor maxime echivalente (Von Mises) obținute în insertul de polietilenă (A), proteza tibială (B) și proteza femurală (C) pentru ansamblul articulație-proteză la 176° ce prezintă înclinare antero-posterioară de 5° ; **1** – Imagini de sus; **2** – Imagini de jos.

În aceeași manieră au fost determinate hărțile de tensiuni pentru toate **cele 24 de cazuri** cu încărcare de 800N, respectiv, de 2400N: **12 modele** pentru ansamblul articulație-proteză cu înclinare în varus la 176° , 179° , 182° , 185° , 188° și 191° înclinare antero-posterioară de 0° și **12 modele** pentru ansamblul articulație-proteză cu înclinare în varus la 176° , 179° , 182° , 185° , 188° și 191° ce prezintă înclinare antero-posterioară de 5° . în total, au fost rulate **24 de analize ale**

starilor de tensiuni și deformații și au fost obținute hărțile de tensiuni, respectiv, hărțile deplasărilor pentru fiecare componentă a ansamblului articulației genunchiului protezat.

5.4. Discuții

Rezultatele și distribuția valorilor tensiunilor de contact pe zona de contact sunt similare cu cele obținute de Szivek în [SZI_1996]. Având în vedere că analiza cu elemente finite a fost rulată respectând condiții similare (materiale omogene și izotrope, același tip de proteză, același tip de material, aceleași condiții pe contur) rezultă ca valorile obținute pentru tensiunile von Mises în analizele cu element finit din acest studiu sunt similare, cu diferențe mai mici decât 1-2%. Pentru o forță de compresiune egală cu 2400N, respectiv, de 800 N, cum sunt cele utilizate în analizele noastre, pentru un unghi de valgus normal, fiziologic, de 176° și pentru un unghi de 0° flexie, au fost obținute următoarele valori maxime pentru tensiunile von Mises, asemănătoare cu cele din [SZI_1996].

Analizând rezultatele obținute prin simulări numerice, se observă că, pe măsură ce unghiul de înclinare în varus crește, valorile tensiunilor von Mises cresc pentru toate componentele protezei. În toate cazurile, valorile tensiunii pe cele trei componente ale protezei sunt similare, cu mici diferențe, dar putem concluziona că valorile mai mari sunt dezvoltate pe insertul de polietilena, urmate de valorile dezvoltate pe componenta femurală și, respectiv, pe componenta tibială. Creșterea unghiului de varus în plan frontal duce la o creștere a încărcării mecanice pe compartimentul medial al genunchiului.

5.5. Concluzii

Cea mai importantă concluzie a studiului a fost aceea că a fost utilizat un model 3D al ansamblului protezei genunchiului pentru a investiga efectele pantei tibiale antero-posterioare asupra solicitărilor de contact din componentele protezei totale de genunchi. Se constată că distribuția stresului von Mises în cele trei componente a fost mai uniformă în cazul înclinării tibiale antero-posterioare de 3° și 5° decât în cazul de 0° . Totodată, ceea ce este foarte important, valorile extreme ale tensiunilor von Mises au fost mai reduse în cazurile de înclinări de 3° și 5° decât la 0° . Pe baza acestor rezultate, putem sugera că tăierea tibială ar trebui făcută la un unghi de 5° , lucru care confirmă observațiile și concluziile clinice, și care se suprapune peste concluziile din studiul [SZI_1996]. Acest rezultat al experimentului este de importanță clinică importantă, îndrumând chirurgia ortopedică după cel mai bun unghi de tăiere a osului.

Cap. 6. MODELAREA, SIMULARI NUMERICE ȘI PROTOTIPAREA NOULUI MODEL DE ENDOPROTEZĂ DE GENUNCHI

Observațiile clinice și studiile de specialitate au dus la o concluzie general acceptată ca, actualmente, protezele actuale, promovate și comercializate de firme cu renume mondial, au o singură rază de curbură a componentei femurale, iar mișcările de flexie a gambei pe coapsa sunt limitate la o valoare a unghiului situată în jur de $110-120^\circ$. Acest inconvenient împiedică pacientul să beneficieze de anumite poziții și de amplitudini mai mari ale unghiului de flexie, așa cum se întâmplă în cazul articulației normale a genunchiului. Pentru a sta ghemuit și a sta cu picioarele încrucișate pentru anumite activități religioase, o persoană are în mod obișnuit nevoie de flexii de genunchi de la 110° la 165° . Înclinarea în timpul rugăciunii poate necesita o flexiune de peste 150° [ROW_2000], urcarea în sus și în jos a scărilor, precum și așezarea pe un scaun necesită o flexie de 90° la 120° , iar trecerea în și în afara unei căzi necesită 135° flexiune

[ROW_2000]. Flexibilitatea ridicată a genunchiului este, foarte importantă pentru persoanele care lucrează în construcții și agricultură sau gradinarit. Protezele actuale și tehnicile chirurgicale pun probleme în a asigura necesitățile pacienților care presupun flexia genunchilor $> 120^\circ$ pentru activitățile zilnice. Cele mai multe studii biomecanice legate de artroplastia genunchiului s-au concentrat asupra flexiei genunchiului $< 120^\circ$ [DLI_2000, LIG_2002].

6.1. Studiu experimental preliminar

Observațiile clinice și studiile de specialitate au dus la o concluzie general acceptată ca, actualmente, protezele actuale, promovate și comercializate de firme cu renume mondial, au o singură rază de curbură a componentei femurale, iar mișcările de flexie a gambei pe coapsa sunt limitate la o valoare a unghiului situată în jur de 110° . Acest inconvenient împiedică pacientul să beneficieze de anumite poziții și de amplitudini mai mari ale unghiului de flexie, așa cum se întâmplă în cazul articulației normale a genunchiului. Din acest motiv pacienții au permanentă nemulțumire. Studiile care s-au întreprins în ultimi ani, atât de medicii ortopezi cât și de firmele producătoare, nu au reușit să explice cauzele acestei limitări a mișcării de flexie a gambei pe coapsă. Plecând de la aceste observații am inițiat un studiu care să ne permită găsirea cauzelor care determină limitarea mișcării de flexie în cazul genunchiului protezat.

Tehnica clinică propusă pentru implantarea protezei de genunchi nou create se bazează pe tehnica folosită pentru proteza totală de genunchi KYN și pe un instrumentar similar. Aceasta este o proteză cu insert tibial fix, disponibilă în versiunea stabilizat-posterior și versiunea cu păstrarea ligamentului încrucișat posterior. Utilizarea aceluiași instrumentar și aceleași metode de implantare este posibilă deoarece la proteza nou creată arhitectura internă a componentei femurale, adică scobitura prin care se atașează la os, rămâne similară cu cea a protezei KYN. Deosebiriile dintre cele două proteze se înregistrează la arhitectura exterioară, aceea dinspre articulație. În cazul protezei KYN există o singură rază de curbură a suprafeței exterioare. Aceasta construcție nu respectă arhitectura epifizei distale a femurului care are trei raze de curbură ale suprafeței articulare. Fiind construită cu o singură rază de curbură, proteza KYN are o serie de **dezavantaje**. În prima fază, prin rezecția trohleei femuropatelare, tendonul mușchiului cvadriceps rămâne prea lung. Acest lucru face ca bolnavul postoperator să nu poată să efectueze extensie maximă.

Adaptarea lungimii cvadricepsului pentru ca bolnavul să efectueze extensia maximă și chiar peste maxim se realizează în timp îndelungat, și anume, nu prin antrenarea mușchiului, ci prin adaptarea acestuia la lungimea brațului de parghie care a fost micșorat prin montarea protezei KYN. Retracția mușchiului cvadriceps femural pentru a se adapta la brațul micșorat al parghiei determină o limitare treptată a flexiei gambei pe femur peste 90° . Această limitare a flexiei gambei pe coapsă este potențată și de rezecția părții posterioare a condililor femurali. Această rezecție se impune în cadrul protezei KYN pentru a putea monta acest implant cu o singură rază de curbură. Rezecția respectivă micșorează distanța dintre marginea posterioară a platoului tibial și corticala posterioară a femurului ceea ce face ca marginea platoului tibial să întâlnească corticala posterioară a femurului sub un unghi mult mai mic decât unghiul natural. Astfel se pierde mai mult de 30° din flexia genunchiului, producând pacientului imposibilitatea de a realiza flexia maximă a genunchiului protezat.

Proteza propusă în teza de doctorat respectă cele trei raze de curbura ale epifizei femurale distale. Astfel, inconvenientele de extensie și flexie ale protezei KYN sunt înlăturate. Cele afirmate mai sus au fost demonstrate experimental.

6.2. Etapele tehnicii operatorii pentru protezare

1. Rezecția femurală distală;

2. Rezeecția proximală tibială;
3. Verificarea spațiilor ligamentare: metoda distanțierului;
4. Selectarea dimensiunii componentei femurale și ajustarea rotației – Verificarea spațiilor ligamentare se realizează prin metoda distanțierului și presupune asigurarea a două echilibre ligamentare: a) Echilibrul ligamentar în extensie; b) Echilibrul ligamentar în flexie
5. Realizarea rezeecțiilor femurale anterioare și posterioare și fațetelor;
6. Pregătirea zonei intercondiliene și testelor;
7. Pregătirea consolidării trohleei;
8. Pregătirea intercondiliană femurală;
9. Pregătirea tibială;
10. Pregătirea patelară;
11. Amplasarea componentelor definitive.

Fiecare dintre aceste etape sunt prezentate, fiind evidențiată **tehnica chirurgicală**.



Fig 6.3. Rezeecția femurală distală:



Fig. 6.4. Rezeecția femurală distală: a) montarea suportului ghidului pentru rezeecție; b) vizualizare pe nivelul de rezeecție folosind lama curbată.



Fig.6.6. Sistemul de ghidare intramedulara **Fig.6.7.** Pozitionarea palpatorului



Fig. 6. 8. Rezecția proximală tibială: a) Controlul și rezecția tibială proximală; b) Fixarea celor două tije de control extramedular.



Fig. 6.10. Realizarea rezecțiilor femurale anterioare și posterioare și fațetelor



Fig. 6.13. Pregătirea tibială

Concluzia este că, după montarea protezei pe femur, brațul pârghiei se alungește și acest lucru face dificilă extensia gambei pe coapsă de către pacientul protezat. Treptat, după câteva săptămâni, mușchiul cvadriceps se retractă, adaptându-și lungimea fibrelor la lungimea segmentului osos. Retractiva mușchiului cvadriceps face dificilă flexia gambei pe coapsă peste $90 - 100^{\circ}$ până la blocaj total. Aceasta reprezintă una din cauzele pentru care bolnavii protezați nu pot realiza flexia completă a gambei pe coapsă, și anume, de 135° grade. Vinovată de aceasta situație este rezecția trohleei femurale în cadrul tehnicii chirurgicale pentru montarea componentei femurale. Continuând experimental, am constatat că, la flexie peste 90 de grade, marginea insertului componentei tibiale a protezei se apropie foarte mult de corticala posterioară a femurului, așa încât, la 110 grade cele două vin în contact împiedicând continuarea flexiei. Cauza acestei situații o reprezintă rezecția celor doi condili femurali în cadrul tehnicii chirurgicale pentru montarea componentei femurale. Am refacut experimentul și am constatat că flexia tibiei pe femur depășește 135 de grade fără ca insertul componentei tibiale să întâlnească corticala posterioară a femurului.

Concluzii:

1. Protezele actuale de genunchi a caror componentă femurală are o singură rază de curbură, prin rezecția trohleei și a condililor femurali, modifică biomecanica genunchiului, împiedicând mișcările de flexie și extensie maximă și, în special, mișcarea de flexie care, în cele mai multe cazuri, ramane blocată la 100-110 grade.
2. Prezența trohleei și a condililor femurali este esențială în biomecanica normală a genunchiului. Cele două formațiuni anatomice stabilizează articulația și permit mișcările de flexie și de extensie ale genunchiului la limitele maxime.
3. Dezvoltarea trohleei femurale și a condililor femurali este o consecință a dezvoltării filogenetice și ontogenetice și a adaptării la mersul biped.

6.3. Modelul virtual al protezei propuse

Pentru realizarea modelului virtual al protezei propusă de genunchi am folosit aplicația DesignModeler, aceasta fiind un preprocesor al programului Ansys Workbench 15.07.

Modelarea virtuală a protezei de genunchi propuse s-a realizat pornind de la dimensiunile virtuale ale modelului inițial cu ajutorul comenzilor avansate disponibile în preprocesorul DesignModeler. S-au adus modificări de formă prin adăugare de material pe toate cele trei componente. Construcția modelului propus (Fig. 6.23.a) s-a realizat pornind de la model inițial al protezei de genunchi (Fig. 6.23.b). Aceasta este constituită din 3 componente: femurală ce se aplică pe capătul distal al femurului, tibială ce se aplică pe capătul proximal al tibiei, iar peste aceasta din urmă se poziționează insertul de polietilenă.

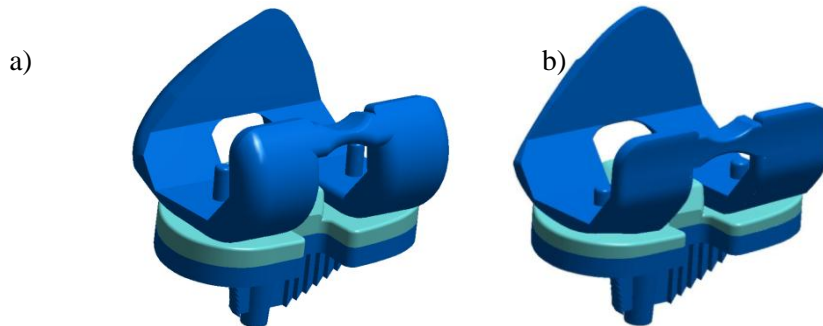


Fig. 6.23.a) Modelul virtual al protezei propuse; b) Modelul virtual al protezei inițiale.

În continuare am exportat modelul virtual al protezei propuse de genunchi în modelul inițial al ansamblului proteză inițială – articulație, fiind realizată poziționarea corectă a noului model de proteză. Astfel a fost realizat primul model al ansamblului proteză propusă – articulație pentru o înclinare în *varus* la 176° (Fig.6.26.).

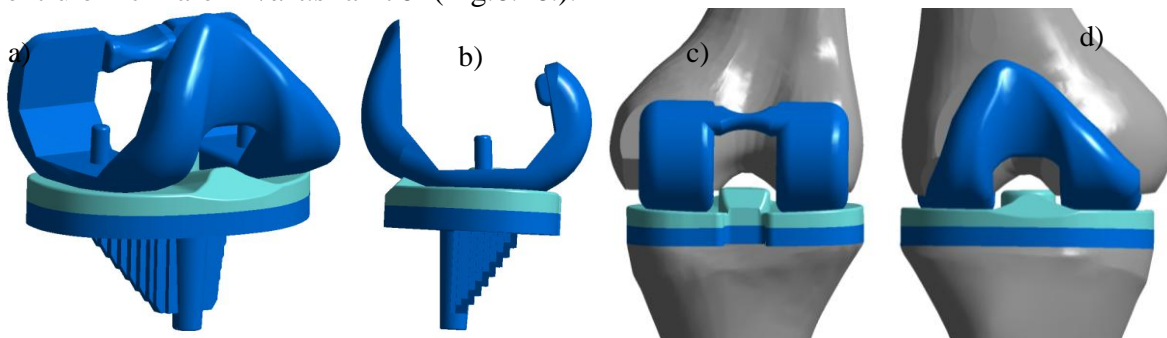


Fig. 6.26. a) Proteza propusă – Vedere Izometrică; b) Proteza propusă – Vedere laterală; c) Vedere posterioară a ansamblului proteză propusă – articulația genunchiului în varus de 176° ; d) Vedere anterioară a ansamblului proteză propusă – articulația genunchiului în varus de 176° .

6.4. Modele virtuale ale cazurilor articulația genunchiului – proteză propusă cu înclinare în *varus*.

Pentru modelele virtuale ale articulației genunchiului protezat au fost dezvoltate 6 modele virtuale 3D ce includ următoarele componente: femur, tibie și proteza propusă cu cele 3 componente. Pe lângă aceste 6 cazuri cu înclinare în *varus*, au fost dezvoltate alte 12 modele virtuale ale articulației genunchiului protezat cu înclinare în *varus* și înclinare tibială antero-posterioară cu 3° (6 cazuri) și, respectiv, 5° (6 cazuri).

Pentru realizarea acestor modele, față de modelele anterioare, s-a realizat o înclinare a protezei tibiale cu 3° respectiv 5° pe direcție antero-posterior față de articulația genunchiului prin rezecarea virtuală înclinată a osului tibiei, în direcție antero-posterioară. În urma tăierii osului tibial în direcție antero-posterior, s-a re poziționat proteza tibială pe noua locație cu înclinare. Astfel, femurul și proteza femurală au fost re poziționate pentru a fi stabilite noi suprafețe de contact între insertul de polietilenă și proteza femurală.

Avantajele soluției de protezare propusă comparativ cu protezele existente

Componentele tibiale și femurale sunt fabricate din aliaj crom-cobalt a caror suprafață finisată asigură forme precise și un coeficient de frecare minim.

Prin construcția sa, prin razele de curbura spațiale, prin mărirea suprafeței de contact între componentele sale, micșorând, astfel, presiunea de contact, valorile tensiunilor von Mises, dar și uzura componentelor ei, proteza propusă permite refacerea capacităților fiziologice ale articulației genunchiului afectat de gonartroză și asigură creșterea durabilității protezei prin reducerea uzurii, dar și refacerea mobilității naturale ale articulației, eliminând durerea articulară.

- Proteza propusă se adresează atât persoanelor tinere – în varianta necimentată, asigurând o fixare naturală mai durabilă, cât și persoanelor în vârstă – în varianta cimentată.
- Designul componentelor implantului conferă genunchiului protezat o flexie sporită, foarte apropiată de cea normală pentru un genunchi sanatos (150°)
- În scopul reducerii considerabile a uzurii elementelor implantului și a micșorării presiunilor de contact, designul protezei propuse asigură creșterea suprafețelor de contact, un aspect foarte important în cazul flexiei moderate (mers) dar mai ales în cazul flexiei accentuate (ridicarea de pe scaun, urcatul/coborâtul scarilor, ghemuire).

6.5. Simulări numerice și analize prin metoda elementelor finite ale ansamblului genunchi-proteză propusă

Pentru analiza cu elemente finite a articulației genunchiului uman protezat cu înclinare antero-posterioară de 0°, 3° și respectiv 5° au fost luate în considerare următoarele componente ale ansamblului articulație-proteză: femurul, tibia și cele 3 componente ale protezei: femurală, tibială și insertul de polietilenă. Pentru toate cele 18 cazuri de genunchi protezat elaborate s-au utilizat comenzi pentru discretizarea locală mai fină, necesară în zona de contact și zona de interes (zona de contact tibie-femur-menisc). În Tabelul 6.1 sunt prezentate rețelele de noduri și elemente finite folosite pentru analize.

Tabelul 6.1. Rețeaua de noduri și elemente finite realizată pentru cele 18 modele geometrice.

Caz	Inclinare tibială antero-posterioară 0°		Inclinare tibială antero-posterioară 3°		Inclinare tibială antero-posterioară 5°	
	Nr. Noduri	Nr. Elemente	Nr. Noduri	Nr. Elemente	Nr. Noduri	Nr. Elemente
176°	298.959	92.070	302.851	93.988	302.435	93.640
179°	298.696	92.687	300.711	93.226	300.778	93.462
182°	296.696	92.131	298.522	92.476	297.999	92.488

185°	294.352	91.448	295.923	91.844	297.573	92.270
188°	291.291	90.137	293.431	91.076	292.250	90.542
191°	289.620	89.875	290.835	90.283	291.685	90.712

Condițiile la limită și contur pentru analiză sunt identice cu cele utilizate la proteza inițială.

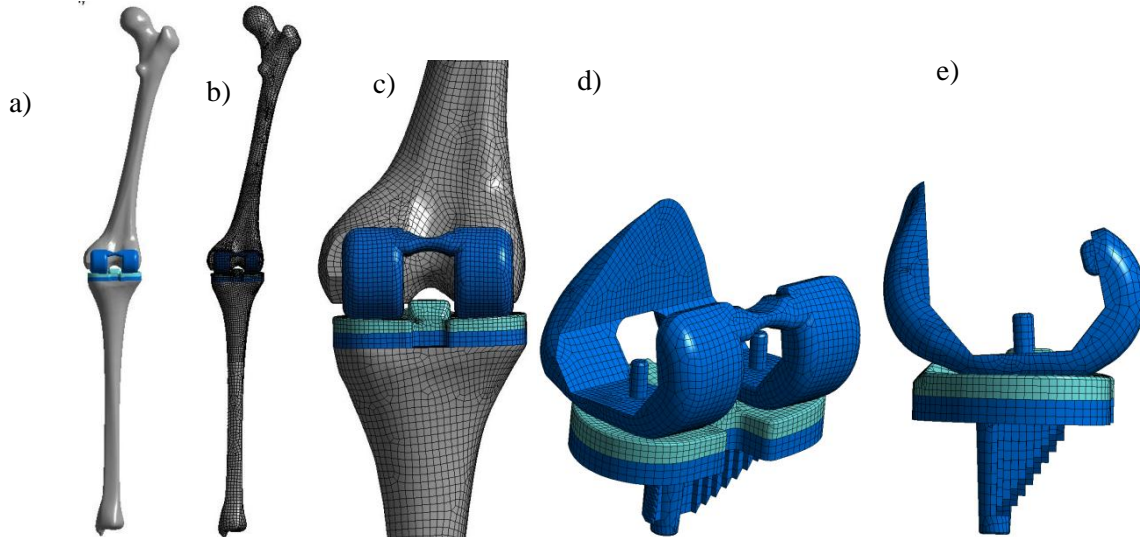


Fig. 6.30. a) Ansamblul articulația genunchiului proteza propusă în *varus* la 176°. b) discretizarea întregului model virtual în noduri și elemente; c) imag locală a rețelei de noduri și elemente pt întregul model; d) imag isometrică a rețelei de noduri și elemente; e) imagine laterală a rețelei de noduri și elemente

6.6.Rezultate obținute

S-au efectuat 30 de analize pentru toate modelele concepute pe întregul ansamblu articulație genunchi – proteză propusă după cum urmează:

- sarcină impusă de 800N pentru cele 6 modele în *varus* fără înclinare antero-posterioară;
- sarcină impusă de 2400N pentru cele 6 modele în *varus* fără înclinare antero-posterioară;
- sarcină impusă de 2400N pentru cele 6 modele în *varus* cu înclinare antero-posterioară de 3°;
- sarcină impusă de 800N pentru cele 6 modele în *varus* cu înclinare antero-posterioară de 5°;
- sarcină impusă de 2400N pentru cele 6 modele în *varus* cu înclinare antero-posterioară de 5°;

6.6.1.Rezultate obținute pentru analizele cazului de 176°

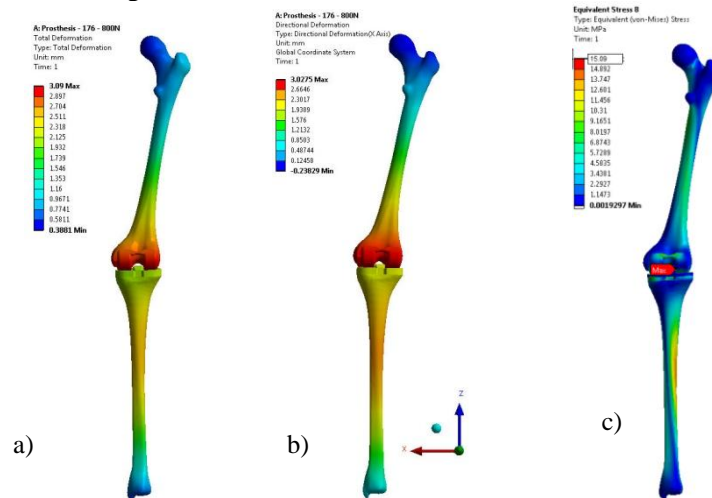


Fig. 6.35. Valori ale deplasării totale (a), laterale (b) și a tensiunii maxime echivalente pentru întregul ansamblu (c) pentru modelul ansamblului articulație-proteză propusă la 176° pentru o sarcină de 800N.

Tensiunile maxime echivalente (von Mises) sunt obținute pentru insertul de polietilenă (Fig. 6.39.a), pe proteza tibială (Fig. 6.39.b) și proteza femurală (Fig. 6.39.c) pentru ansamblul articulație-proteză propusă la 176° cu înclinare antero-posterioară de 5° . Imaginile reprezintă vederi de sus și de jos a rezultatelor.

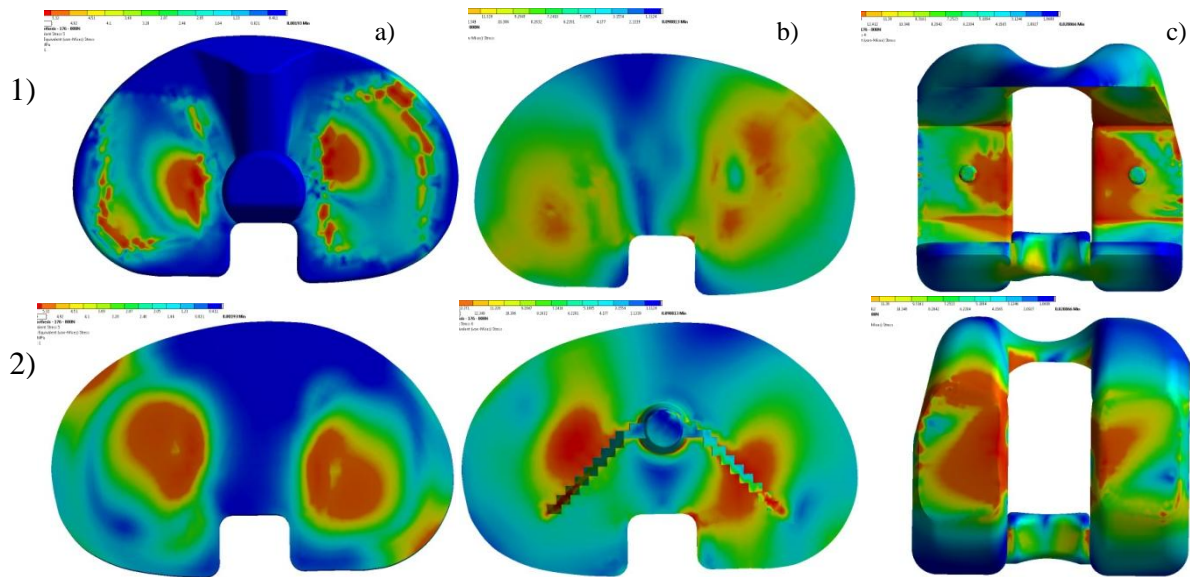


Fig. 6.39. Tensiunile maxime echivalente în insertul de polietilenă (a), proteza tibială (b), proteza femurală (c) pentru ansamblul articulație-proteză propusă la 176° pt o forță de 800N; 1–Imagini de sus; 2–Imagini de jos

În aceeași manieră ca pentru cazul de 176° au fost determinate hărți de tensiuni și deplasări pentru cazurile de 179° , 182° , 185° și 188° , 191° :

- ansamblul articulație-proteză cu înclinare în *varus* fără înclinare antero-posterioară pentru 800N și 2400N;
- ansamblul articulație-proteză cu înclinare în *varus* ce prezintă înclinare antero-posterioară de 3° pentru 2400N;
- ansamblul articulație-proteză cu înclinare în *varus* ce prezintă înclinare antero-posterioară de 5° pentru 800N și 2400N.

Valorile obținute pentru **cele 30 de cazuri analizate**, pentru cele 6 unghiuri de înclinare în *varus*, pentru cele trei unghiuri de înclinare tibiala antero-posterioară: 0° , 3° și 5° și pentru cele doua variante de incarcari exterioare: **800N și 2400N**, sunt prezentate, sintetizat, în **Tabelele 6.3-6.7**.

Tabelul 6.5. Valorile obținute pentru cazurile în *varus* cu înclinare antero-posterioară de 0° pentru 2400N

Înclinare 0°	Cazuri 2400N	Tensiune POLI. [MPa]	Tensiune P.T. [MPa]	Tensiune P.F. [MPa]	Tensiune Femur [MPa]	Tensiune Tibie [Mpa]	Deplasare Totala [mm]	Deplasare Laterală [mm]
1	176°	45.12	41.33	43.79	25.03	32.11	9.27	9.08
2	179°	47.01	42.97	45.67	26.32	33.07	3.74	3.20
3	182°	48.68	44.36	47.12	27.73	34.21	2.07	0.49
4	185°	50.07	45.98	48.77	29.17	35.43	4.97	0.77
5	188°	51.63	47.43	50.15	30.83	36.71	10.55	1.37
6	191°	53.17	49.89	51.73	32.43	38.02	14.79	1.81

Tabelul 6.6. Valorile obținute pentru cazurile în *varus* cu înclinare antero-posterioară de 3° pentru 2400N

Înclinare 3°	Cazuri 2400N	Tensiune POLI. [MPa]	Tensiune P.T. [MPa]	Tensiune P.F. [MPa]	Tensiune Femur [MPa]	Tensiune Tibie [Mpa]	Deplasare Totala [mm]	Deplasare Laterală [mm]
1	176°	37.87	33.96	34.88	18.59	25.62	10.83	9.96
2	179°	39.11	35.43	36.01	19.96	26.49	5.82	3.95
3	182°	40.76	37.03	37.68	21.32	27.83	3.88	0.37

4	185 ⁰	42.15	38.47	39.33	22.78	28.79	6.32	0.81
5	188 ⁰	43.67	39.98	40.37	24.13	29.82	11.87	1.44
6	191 ⁰	45.07	41.18	41.64	25.42	31.03	16.41	1.91

Tabelul 6.7. Valorile obținute pentru cazurile în *varus* cu înclinare antero-posterioară de 5° pentru 2400N

Înclinare 5°	Cazuri 2400N	Tensiune POLI. [MPa]	Tensiune P.T. [MPa]	Tensiune P.F. [MPa]	Tensiune Femur [MPa]	Tensiune Tibie [Mpa]	Deplasare Totala [mm]	Deplasare Laterala [mm]
1	176 ⁰	31.86	28.11	28.93	14.75	21.15	11.05	9.96
2	179 ⁰	33.17	29.78	30.43	16.09	22.08	6.10	3.90
3	182 ⁰	34.63	31.11	31.99	17.45	23.13	4.43	0.39
4	185 ⁰	36.09	32.48	33.41	18.87	24.25	6.71	0.82
5	188 ⁰	37.61	33.99	34.86	20.11	25.31	12.41	1.46
6	191 ⁰	39.07	35.42	36.23	21.47	26.47	16.97	1.94

Față de rezultatele obținute din analizele dedicate prortezei inițiale, prorteza propusă aduce o îmbunătățire (ameliorare) a sarcinilor de pe componentele protezei propuse cât și pe femur și tibie cu 15%-25% mai mici. Rezultatele obținute arată o comportare bună în cadrul modelului protetic propus și de asemenea, eficiența materialelor utilizate. Soluția protetică propusă conduce la micșorarea tensiunilor de contact din cadrul articulației genunchiului uman protezat și la creșterea unghiului de flexie.

Cap.7.VALORIFICARE REZULTATE, CONTRIBUȚII ORIGINALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

7.1. Valorificare rezultate

Capitole in cărți publicate in Edituri internaționale:

1. Daniela Tarnita, D. Popa, C. Boborelu, N. Dumitru, **D. Calafeteanu**, D.N. Tarnita, **Experimental Bench Used to Test Human Elbow Endoprosthesis**, New Trends in Mechanism and Machine Science, Vol 24 (2015), pp. 669-677, **Springer Publishing House**, https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-319-09411-3_71.

Articole publicate in Jurnale ISI cu factor de impact

2. DN Tarniță, Daniela Tarniță, D Grecu, **D Calafeteanu**, B Căpitănescu, **New technical procedure involving Achilles tendon rupture treatment through transcutaneous suture**, Rom J Morphol Embryol, 2016, 57(1):211–214 <http://www.rjme.ro/RJME/resources/files/570116211214.pdf>
3. TARNITA Daniela, **CALAFETEANU Dan**, GEONEA Ionut, TARNITA Danut-Nicolae **Effects of malalignment angle on the contact stress of knee prosthesis components, using Finite element method**, Rom J Morphol Embryol, 2017 (acceptata, in curs de publicare)

Articole in jurnale ISI fara factor de impact, Jurnale BDI, in Proceedingsuri ISI

4. Petcu Alin, **Calafetenu Dan**, Tarnita Danut Nicolae, **Numerical simulations and experimental flexion-extension measurements of human leg joints during squat exercises**, Medicina sportiva - Journal of the Romanian Sports Medicine Society, jun, 2017,

5. Tarnita Daniela, Rosca A., Geonea I, **Calafeteanu D.**, **Experimental measurements of the human knee flexion angle during squat exercises**, Applied Mechanics and Materials. Vol. 823, 113-118, 2016, www.scientific.net/AMM.823.113
6. Tarnita, Daniela, **Dan Calafeteanu**, Marius Catana, Ionut Geonea, Dan Tarnita, Development of a Three-Dimensional Finite Element Knee Prosthesis Model, Applied Mechanics and Materials. Vol. 822, 150-155, 2016, www.scientific.net/AMM.822.150.
7. **Calafeteanu, D.**, Tarnita, D., Catana, M., and D.N. Tarnita, **Influences of Antero-Posterior Tibial Slope on the Prosthetic Knee Contact Stresses**, Applied Mechanics and Materials, Vol. 823, 137-142, 2016, www.scientific.net/AMM.823.137.
8. **D. Calafeteanu**, Daniela Tarnita, M. Catana and D. N. Tarnita, **Influences of Varus Tilt on the Stresses in Human Prosthetic Knee Joint**, Applied Mechanics and Materials, Vol. 823, 143-148, 2016, www.scientific.net/AMM.823.143
9. D. Calin, Daniela Tarnita, D. Popa, **D. Calafeteanu** and D.N. Tarnita **Virtual Model and Simulation of the Normal and Affected Human Hip Joint**, Vol. 823, 167-172, 2016, www.scientific.net/AMM.823.167.
10. **D. Calafeteanu**, Daniela Tarnita, D. N. Tarnita, **Numerical Simulations of 3D Model of Knee-prosthesis Assembly with Antero-posterior Tibial Slope**, IFToMM Congres, Taipei, 2015, oct, DOI Number: 10.6567/IFToMM.14TH.WC.OS1.008
11. Tarnita Daniela, **Calafeteanu D.**, Matei I, Tarnita D.N, **Experimental Measurement of Flexion-Extension in Normal and Osteoarthritic Knee During Sit-to-Stand Movement**, Applied Mechanics and Materials Vol. 658 (2014) pp 520-525, www.scientific.net/AMM.658.520.

CONTRACT DE CERCETARE: Soluții optimizate de implanturi ortopedice. –membru - Contract nr.743/18.07.2013 între UMF din Craiova și Sc. ARTEGO SA., Tg. Jiu.- **Director Dan Tarnita, Responsabil științific – Daniela Tarnita, 2013-2016.**

Participare la Conferințe și Congrese Internaționale și Naționale în domeniul ortopediei și ingineriei mecanice

- Al XIV-lea Congres National SOROT, Timișoara, oct. 2011.
- Conferința Națională de Ortopedie și Traumatologie, SOROT 2012, Craiova, oct., 2012.
- Al XV-lea Congres Național de Ortopedie și Traumatologie, Cluj-Napoca, oct. 2013.
- Consfătuirea Ortopezilor și Traumatologilor, Calimănești-Căciulata, oct. 2013.
- Al XV-lea Congres National al Societății Române de Anatomie, Craiova, mai 2014.
- Conferința Națională de Ortopedie și Traumatologie, Constanța, sept. 2014.
- Conferința Regională de Ortopedie și Traumatologie cu tema: Patologia gleznei și piciorului, Băile Herculane, oct. 2014.
- 3rd International Congress - SMAT 2014, Science and Management of Automotive and Transportation Engineering, oct. 2014.
- International Seminar on Biomaterials and Regenerative Medicine, BIOREMEDI 2015, Baile Felix, sept. 2015.
- Al XVI-lea Congres Național de Ortopedie și Traumatologie, București, oct. 2015.
- International Conference of Mechanical Engineering, ICOME 2015 Craiova, oct. 2015.
- Conferința Societății de Ortopedie și Traumatologie din Oltenia, Rânca, nov. 2015.
- Simpozionul “Tehnici Moderne în Artroplastie Primară și de Revizie”, Baile Felix, 2016.
- Conferința Societății de Ortopedie și Traumatologie din Oltenia, Ediția a XIV-a, oct. 2016.

7.2. Contribuții proprii

1. Realizarea unei sinteze a stadiului la zi al protezelor utilizate frecvent în artroplastia de genunchi, precum și a metodelor de modelare virtuală, simulare și analiză a articulației genunchiului.
2. Stabilirea protocolului celor 6 teste experimentale executate de subiecți și pacienți.
3. **Selectarea celor două eșantioane omogene:** un eșantion compus din 7 subiecți sănătoși și un eșantion compus din 5 pacienți afectați de gonartroză (osteoartrita genunchiului) în fază avansată.
4. Achiziționarea datelor experimentale pentru toate **cele 6 articulații principale** ale ambelor membre inferioare, pentru **cele 6 teste experimentale** pentru fiecare din cei **7 subiecți** din eșantionul sănătos și pentru fiecare din cei **5 pacienți** din eșantionul afectat de gonartroză, înainte de operația de protezare și, respective, la 4 luni după protezare: **un total de 252 fișiere de date culese pentru subiecți și un total de 360 fișiere de date culese pentru pacienți.**
5. Obținerea diagramelor ciclurilor mișcărilor de flexie-extensie, și normalizarea acestora prin interpolare în softul SIMIMotion, în vederea prelucrării lor pentru toți subiecții și pentru toți pacienții (înainte și la 4 luni după operație), corespunzător fiecăruia din cele 6 teste, s-au obținut ciclurile medii la nivel de eșantion ale unghiului de flexie – extensie al genunchilor de la ambele membre inferioare. Pentru subiecții sănătoși au fost obținute ciclurile medii la nivel de eșantion și pentru cele două glezne și cele două șolduri, acestea fiind necesare la simularea mersului manechinului virtual.
6. Sintetizarea tabelară a valorilor maxime ale unghiurilor de flexie-extensie ale genunchiului drept și stâng, pentru toate testele pentru fiecare subiect și pentru fiecare pacient.
7. Trasarea diagramele forțelor de reacțiune cu solul pentru cele 5 teste: 3 teste de mers pe sol testul de urcare și testul de coborâre pe trepte pentru fiecare subiect și pentru fiecare pacient și s-au trasat, prin normalizare și interpolare, **ciclurile medii** la nivel de eșantion, ale forțelor de reacțiune.
8. **Modelarea 3D parametrică în SolidWorks a unui manechin** virtual pe baza datelor antropometrice medii ale eșantionului de subiecți sănătoși.
9. Determinarea, prin interpolarea datelor experimentale culese, a legilor de mișcare pentru cele 6 articulații (glezna, genunchi și șold) ale celor două membre inferioare.
10. **Simularea mersului manechinului**, în mediul de simulare multibody ADAMS, în mai multe ipostaze: mers normal, urcare pe scări.
11. Obținerea legilor de variație în timp ale forțelor de reacțiune cu solul, ale forțelor de legătură și momentelor din articulațiile membrelor inferioare ale manechinului.
12. **Elaborarea modelului virtual 3D al protezei** de genunchi existente, des utilizate în ortopedie, de tip Stryker-Scorpio, utilizând mediul de modelare parametrizată ANSYS.
13. **Elaborarea a 12 modele virtuale 3D distincte ale ansamblului articulației genunchi-proteza**, ce includ următoarele componente: femur, tibie și cele 3 componente ale protezei: componenta femurală, componenta tibială și insertul de polietilenă. Fiecare model virtual corespunde câte unui ansamblu al articulației genunchiului protezat, cu unghiul de înclinare tibială antero-posterioară egal cu 0° , respectiv, egal cu 5° și unui set de unghiuri de înclinare în varus, dintre tibie și femur, măsurate în plan frontal: 176° , 179° , 182° , 185° , 188° , 191° .
14. **Realizarea discretizării separate a componentelor ansamblului articulației genunchiului-proteza pentru toate cele 12 modele virtuale elaborate**, și obținerea unui număr de 12 rețele de noduri-elemente, diferențele fiind determinate de modificarea geometriei zonelor de contact prin rezecările virtuale diferite de la caz la caz, și înclinările diferite ale femurului, în concordanță cu cazurile reale, clinice.

15. Au fost rulate **24 de analize statice cu elemente finite (12 analize** pentru o încărcare de **800 N și 12 analize** pentru o încărcare de **2400 N**).
16. Pentru toate cele **24 cazuri analizate cu MEF în ANSYS au fost obținute hărțile de tensiuni, respectiv, hărțile deplasărilor, pentru fiecare din componentele articulației protezate, inclusiv pentru cele 3 componente** ale protezei.
17. Pentru cele 24 analize statice cu element finit, s-au obținut **valorile maxime ale tensiunilor și deplasărilor** dezvoltate în fiecare componentă a articulației protezate, pentru fiecare caz analizat și s-au trasat diagramele comparative ale tensiunilor maxime din componentele protezei.
18. **Elaborarea modelului virtual 3D, optimizat, al protezei propuse** de genunchi.
19. Elaborarea a **18 modele virtuale distincte pentru ansamblul articulație – proteză propusă: 6 modele geometrice** pentru ansamblul proteză propusă – articulația genunchiului (*varus* de 176°, 179°, 182°, 185°, 188°, 191°) **cu înclinare antero-posterioară de 0 °**, respectiv **6 modele cu înclinare antero-posterioară de 3° și 6 modele cu înclinare antero-posterioară de 5°**.
20. **Realizarea unui număr de 18 rețele de noduri și elemente finite** cu acuratețe ridicată pentru fiecare din cele 18 modele virtuale analizate și simularea numerică a comportamentului articulației protezate pentru cele 18 modele geometrice elaborate cu unghiul de înclinare în *varus* la 176°, 179°, 182°, 185°, 188° și 191° și înclinare antero-posterioară de 3° și respectiv 5°.
21. Rularea unui număr total de **30 de analize statice cu elemente finite** în condițiile aplicării unei sarcini de 800N și, respectiv, 2400N, pentru toate modelele dezvoltate.
22. Sintetizarea tabelară a tuturor valorilor extreme ale tensiunilor și deplasărilor obținute în cele 30 cazuri distincte pentru solicitarea de 800N și 2400N.
23. Obținerea **hărților deplasărilor totale și laterale** pentru întreg ansamblul, precum și ale **hartilor de tensiuni maxime echivalente** (von Mises) și ale valorilor maxime ale tensiunilor pentru componentele ansamblului proteză propusă – articulație genunchi: femur, tibie, proteză femurală, proteză tibială și insertul de polietilenă **pentru toate cele 30 de analize efectuate**.
24. Stabilirea etapelor **tehnicii chirurgicale** de implantare a protezei
25. **Obținerea prototipului fizic 3D** al protezei propuse prin tehnologia Prototipării Rapide.
26. Realizarea studiului experimental al influenței geometriei protezei propuse asupra mobilității articulației formată din oase prelevate de la cadavru.

7.3. Direcții viitoare de cercetare

Direcțiile viitoare de cercetare au în vedere următoarele aspecte:

- ✚ Analiza dinamică cu elemente finite a comportamentului articulației virtuale protezate a genunchiului, în perioada unui ciclu complet de mers.
- ✚ Studii biomecanice ale comportamentului la uzură al componentelor protetice pentru diferite pante tibiale antero-posterioare.
- ✚ Studii biomecanice la solicitarea de oboseală ale protezei de genunchi.
- ✚ Proiectarea unui stand de evaluare biomecanică a articulației de genunchi protezată în vederea studiului experimental al flexiei-extensiei acesteia.
- ✚ Obținerea unui prototip de proteză din pulberi metalice și utilizarea lui pentru studiul dinamic al articulației de genunchi protezate.
- ✚ Brevetarea soluției de protezare propusă în teză.

Bibliografie

- [ANO_1996] Anouchi YS, McShane M, Kelly F Jr, Elting J, Stiehl J. Range of motion în total knee replacement. ClinOrthop. 1996; 331:87-92.
- [ANT_2008] Antonescu, D., Patologia aparatului locomotor; vol II Ed.Med.2005-2008;
- [ARR_2004] Arroyo, R.L., Sánchez, J., Biomechanical behavior of the knee joint using Ansys, Grupo SSC de México, San Miguel Allende, Gto, México, 2004.
- [BAE_2012] Bae, J.Y., Park, K.S., Seon, J.K., Kwak, D.S., Jeon, I., Song, E.K., Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis, Med Biol Eng Comput , 50:53–60, 2012.
- [BAC_1986] Baciuc, C., - Chirurgia și protezarea aparatului locomotor; Ed. Med.Bucuresti, 1986,
- [BAC_1977] Baciuc C.- Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor, București, Ed. Sport-Turism, 1977.
- [BAH_2011] Bahraminasaba, M., Saharia B.B., Hassana, et al., Finite element analysis of the effect of shape memory alloy on the stress distribution and contact pressure în total knee replacement, Trends Biomater. Artif. Organs, 25(3), 95-100, 2011.
- [BAI_2000] Bai, B., Baez, J., Testa, N., Kummer, F.J., Effect of posterior cut angle on tibial component loading, J. Arthroplasty, 15(7):916–920, 2000.
- [BLO_1997] Bloebaum, R.D., Zou, L., Bachus, K.N., Shea, K.G., Hofmann, A.A., Dunn, H.K., Analysis of particles în acetabular components from patients with osteolysis. Clin Orthop Relat Res, 338, 109–118, 1997.
- [CAL_2000] Callaghan, John. J., John, N. Insallsa., “Mobile- Bearing Knee Replacement”, The Journal of Bone and Joint Surgery 82-A ,1020-1041, 2000
- [CAL_2000_1] Calb, M. – Anatomia funcțională și Biomecanica- Sinteze, partea II, Ed. Fundației România de Mâine, Bucuresti, 2000
- [CAL_2015] **Calafeteanu, D.**, Tarnita, D., Tarnita, D.N., Numerical simulations of 3D model of knee-prosthesis assembly with antero-posterior tibial slope, IFToMM Congress, Taiwan, 2015, DOI Number: 10.6567/IFToMM.14TH.WC.OS1.008
- [CAL_2016] **Calafeteanu, D.**, Tarnita, D., et al.: Influences of Varus Tilt on the Stresses in Human Prosthetic Knee Joint. Applied Mechanics and Materials, 823, 143-148, 2016.
- [CAL_2016 b] **Calafeteanu, D.**, Tarnita, D., Catana, M., and D.N. Tarnita, Influences of Antero-Posterior Tibial Slope on the Prosthetic Knee Contact Stresses, Applied Mechanics and Materials, Vol. 823, 137-142, 2016, www.scientific.net/AMM.823.137.
- [CĂR_2008] Carabas I., Studiu privind caracteristicile functionale, constructive și de material ale endoprotezelor de genunchi, Analele UVT-Seria EFS, No.10, Noiembrie 2008.
- [CAT_2013] Catana, M., Contributii la studiul biomecanicii genunchiului uman, cu aplicatii în ortezare, Teza doctorat, Craiova, oct. 2013.
- [CAT_2013] Catana, M., Tarnita, Daniela. Tarnita, D.N., Modeling, Simulation and Optimization of a Human Knee Orthotic Device, Applied Mechanics and Materials, 371, 549-553, 2013.
- [CHA_1983] Chao, E .Y., Laughman, R. K., Schneider, E., Stauffer, R. N., Normative data of knee joint motion and ground reaction forces în adult level walking. J Biomech, vol.16, 219–33, 1983.
- [CHA_2009] Chantarapanich, N., Nanakorn, P., Chernchujit, B.,et al., A finite element study of stress distributions în normal and osteoarthritic knee joints, J Med Assoc Thai, 92: S97-103, 2009.
- [COL_1995] Collins JJ., The redundant nature of locomotor optimization laws, J Biomech 1995;28:251-67
- [COS_2002] Costigan, P. A., Deluzio, K. J., Wyss, U. P., Knee and hip kinetics during normal stair climbing. Gait and Posture, vol.16, 31–7, 2002.
- [DAN_2015] Daniel, A. J., Daniel, P. F., Estimation of ground reaction forces and ankle moment with multiple, low-cost sensors. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 12:90, 2015.
- [DEN_1977] Denischi A., Antonescu D., Gonartroza, Editura Medicală, București 1977.
- [DON_2002] Donahue, T.L.H., et al, A finite element model of the Human knee joint for the study of tibio-femoral contact, J. Biomech. Eng.124, 279-280, 2002.
- [GRE_2005] Greene, K.A., Range of Motion: Early Results from the Triathlon® Knee System, Stryker Literature Ref # LSA5, 2005.
- [GRE_2014] Gregory, Martin., Thomas, Thornhill., Jeffrey, Nkatz., “Total Knee Arthroplasty”.

- [Gül_1998] Güler, H. C., Berme, N., and Simon, S. R., A viscoelastic sphere model for the representation of plantar soft tissue during simulations. *J of Biomechanics*, 31: 847–853, 1998.
- [HAR_2007] Harrysson, O., Hosni, Y., Nayfeh, J., Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral-component case study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8:91 doi:10.1186,1471-2474-8-91, 2007.
- [HAU_2002] Haut, D.T., Hull, M., Rashid, M., Jacobs, C., A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J. Biomech. Eng.*, 124, 273-280, 2002.
- [INS_1983] Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ., The total condylar knee prosthesis în gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 1983; 65:619-28.
- [KAT_2011] Katayon, R., Christophe, M., Moritz, M., Dorian, S., Andre, S., Oskar, Von S., Concept and Design of the Bioped1 Robot for Human-Like Walking and Running, *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 8(3), 439-458, 2011.
- [KEC_2011] Kecskemethy, A., “Integrating efficient kinematics in biomechanics of human motions”, *Procedia IUTAM*, 2, 86–92,2011.
- [KIN_1984] King, A.I., A review of biomechanical models, *J Biomech Eng* 106(2):97–104, 1984.
- [KIN] www.kin.ro
- [KUB_2009] Kubicek, M., Stress strain analysis of knee joint, *Engineering Mechanics*, 16, 315–322, 2009
- [KUR_2007] Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M, Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty în U.S. from 2005 to 2030, *J Bone Joint Surg Am*, 89 (4): 780 -785, 2007.
- [KUS_1997] Kuster, M., Wood, G., Stachowiak, G., Gachter A., Joint load considerations in total knee replacement, *J Bone Joint Surg [Br]* 1997; 79-B:109-13.
- [LEE_2012] Lee, H.Y., Kim, S.J., Kang, K.T., et al, The effect of tibial posterior slope on contact force and ligaments stresses în posterior-stabilized total knee arthroplasty-explicit finite element analysis, *Knee SurgRelat Res*, 24-2 ,91–98, 2012.
- [LIA_2002] Liau, J.J., Cheng, C.K., Huang, C.H., Lo, W.H., The effect of malalignment on stresses în polyethylene component of total knee prostheses - a finite element analysis, *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 17-2, 140–146, 2002.
- [LIG_2004] Li, G., Most, E., Sultan, P., Schule, S., Zayontz, S., Park,S.E., Rubash, H., Knee kinematics with a high-flexion posterior stabilized total knee prosthesis, *The journal of bone and joint surgery* , Vol 86-a (8), 1721- 1729, 2004.
- [MAT_1999] Matsuda, S., Miura, H., Nagamine ,R., Urabe, K., Ikenoue, T., Okazaki, K., Iwamoto, Y., Posterior tibial slope în the normal and varus knee. *Am J Knee Surg*,12(3):165-168, 1999.
- [MAT_2004] Matsumoto T., Tsumura N., Kurosaka N., Muratsu H., Kuroda R., Ishimoto K., Tsujimoto K., Shiba T., Yoshiya S., Prosthetic alignment and sizing in computer-assisted total knee arthroplasty, *International Orthopaedics*, 28: 282–285 DOI 10.1007/s00264-004-0562-1, 2004.
- [MCN_1994] McNamara JL, Collier JP, Mayor MB, Jensen RE., A comparison of contact pressures in tibial and patellar total knee components before and after service in vivo, *Clin Orthop* 1994;299:104-13.
- [MOR_1970] Morrison JB., The mechanics of the knee joint in relation to normal walking, *J Biomech* 1970; 3:51-61.
- [MSC_2013] MSC.ADAMS., User Manual, 2013.
- [MUR_2000] Murry, D., Unicompartmental knee replacement: Now or Never? *Orthopedics*, 23: 980, September 2000.
- [NEN_2005] Nenciu G., *Biomecanica*, Ed. Fundației România de Mâine, București, 2005.
- [PAN_2003] Pandey, P.M., Reddy, N.V., Dhande, S.G. (2003b) Real Time Adaptive Slicing for Fused Deposition Modelling, *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 43(1), pp 61-71.
- [PAP_1974] Papilian.,-Anatomia omului; Ed Bucuresti 1974, vol I, 146-150; 288-298
- [PAT_1993] PATTON, James Lanphier. Forward dynamic modeling of human locomotion. 1993. PhD Thesis. Michigan State University.
- [PEN_2002] Penrose J., Holt M.,Beaugonin M., Development of an accurate three-dimensional finite element knee model, University of Sheffield, *Computer Methods în Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 5 (4), 291–300, 2002.

- [PET_2016] Petcu, A., **Calafeteanu, D.**, Georgescu, Marius., Tarnita, D., Kinematics and kinetics of healthy and osteoarthritic knee during walking stairs. Bulletin of the Transilvania University of Brasov, 9 (58), No. 2, 203-208, 2016.
- [PET_2017] Petcu Alin, **Calafetenu Dan.** Tarnita Danut Nicolae, Numerical simulations and experimental flexion-extension measurements of human leg joints during squat exercises, Medicina sportiva - Journal of the Romanian Sports Medicine Society, jun, 2017,
- [PRO_2007] Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M. C., Coutts, F. J., Scott, O. M., Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. Clinical Biomechanics, vol. 22, 203–10, 2007.
- [SEO_2005] Seon J., Song E., Lee J., Comparison of range of motion of high-flexion prosthesis and mobile-bearing prosthesis in total knee arthroplasty, Orthopedics, 28:1247, 2005
- [SHE_2014] Shen, Y., Li, X., Fu, X., Wang W., A 3D finite element model to investigate prosthetic interface stresses of different posterior tibial slope, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, Springer, DOI 10.1007/s00167-014-3144-9, 2014.
- [SIN_78] Sinelnikov R.D, Atlas of human anatomy, Nr.1, MIR Publishers Moscow 1978.
- [STA_2005] Stacoff, A., Diezi, C., Luder, G., Stussi, E., Kramers-de Quervain, I.A.: Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. Gait Posture, vol. 21(1), 24–38, 2005.
- [SZI_1996] Szivek, J., Anderson, P., Benjamin, J., Average and Peak Contact Stress Distribution Evaluation of Total Knee Arthroplasties, The Journal of Arthroplasty, Vol. 11(8), 952-963, 1996.
- [TAR_2004] Tarnita, Daniela -Statistică. Teorie și aplicații. Editura Universitaria, Craiova, 2004, ISBN 973-8043-162-2
- [TAR_2006] Tarniță, D., Popa, D., Tarniță, D.N., Grecu, D., Negru, M., The virtual model of the prosthetic tibial components, Rom J of Morphology and embryology, 47(4):339–344, 2006.
- [TAR_2013] Tarnita, D., Tarnita, D. N., Catana, M., Experimental measurement of flexion-extension movement in normal and osteoarthritic human knee. Rom J of Morphology and embryology, 54(2), 309–313, 2013.
- [TAR_2014] Tarnita, D., Catana, M., Tarnita, D.N, Stresses and Displacements for Virtual Models of Healthy and Osteoarthritic Knee Joint, Applied Mechanics and Materials Vol. 658, 526-531, 2014
- [TAR_2014] Tarnita, D., Catana, M., Tarnita, D.N., Contributions on the modeling and simulation of the human knee joint with applications to the robotic structures, In “New Trends on Medical and Service Robotics”, Mechanisms and Machine Science 20, Springer, 283-297, 2014.
- [TAR_2014] Tarnita, D., Catana, M., Tarnita, D.N., Modeling and Finite Element Analysis of the Human Knee Joint Affected by Osteoarthritis, Key Engineering Materials, 601, 147-150, 2014.
- [TAR_2014] Tarnita, Daniela, **Dan Calafeteanu**, Marius Catana, Ionut Geonea, Dan Tarnita, Development of a three-dimensional finite element knee prostheses model, SMAT, 2014, pp 669-677, Edit Universitaria, 978-606-14-0866-5.
- [TAR_2014] Tarnita, Daniela., **Calafeteanu, D.**, Matei, I., Tarnita, D.N., Experimental Measurement of Flexion-Extension in Normal and Osteoarthritic Knee During Sit-to-Stand Movement, Applied Mechanics and Materials Vol. 658, 520-525, 2014.
- [TAR_2015] Tarnita, D., Popa, C. Boborelu, N. Dumitru, **D. Calafeteanu**, D.N. Tarnita, Experimental Bench Used to Test Human Elbow Endoprosthesis, New Trends in Mechanism and Machine Science, Vol 24(2015), pp.669-677, Springer Publishing House
- [TAR_2016_1] Tarnita, D., Wearable sensors used for human gait analysis, Rom J Morphol Embryol, vol. 57(2), 309-313, 2016.
- [TAR_2016_2] Tarnita, D., Catana, M., Dumitru, N., Tarnita, D.N., Design and Simulation of an Orthotic Device for Patients with Osteoarthritis, in New Trends in Medical and Service Robots, Mechanisms and Machine Science, 38, Springer Publishing House, 61-77, 2016.
- [TAR_2016_3] Tarniță Daniela., Geonea, I., Petcu, A., Tarnita, D.N., Experimental Characterization of Human Walking on Stairs Applied to Humanoid Dynamics, Advances in Robot Design and Intelligent Control, Springer, 293-301, 2016.
- [TAR_2016_4] Tarnita, D., Geonea, I., Petcu, A., Tarnita, D. N., Numerical Simulations and Experimental Human Gait Analysis Using Wearable Sensors, New Trends in Medical and Service Robots, Springer Publishing House, jul, 2018.

- [TAR_2016_5] Tarnita D., Rosca A., Geonea I, **Calafeteanu D.**, Experimental measurements of the human knee flexion angle during squat exercises, *Applied Mechanics and Materials*. Vol. 823, 113-118, 2016, www.scientific.net/AMM.823.113
- [TAR_2016 b] Daniela Tarnita, **Dan Calafeteanu**, Marius Catana, Ionut Geonea, Dan Tarnita, Development of a Three-Dimensional Finite Element Knee Prosthesis Model, *Applied Mechanics and Materials*. Vol. 822, 150-155, 2016, www.scientific.net/AMM.822.150.
- [TAR_2016] DN Tarniță, Daniela Tarniță, D Grecu, **D Calafeteanu**, B Căpitănescu, New technical procedure involving Achilles tendon rupture treatment through transcutaneous suture, *Rom J Morphol Embryol*, 2016, 57(1):211–214 www.rjme.ro/RJME/resources/files/570116211214.pdf
- [TAR_2017] Tarnita D, **Calafeteanu D.**, Geonea I., Tarnita D-N., Effects of malalignment angle on the contact stress of knee prosthesis components, using Finite element method, *Rom J Morphol Embryol*, 2017 (acceptata, in curs de publicare)
- [TUN_2012] Tung-Wu, Lu., Chu-Fen, Chang., “Biomechanics of human movement and its clinical applications”, *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28,13-25, 2012.
- [VIL_2004] Villa,T.,Migliavacca,T., et.al, Contact stresses and fatigue life în a knee prosthesis: comparison between în vitro measurements and computational simulations. *J.Biomech.*, 37,45-53, 2004
- [WAL]Alpesh M., Total knee arthroplasty, Trisha Trauma Centre & ICU, <http://www.trishatraumacentre.com/orthopaedic.html>.
- [WAL_1991]Walker PS, Garg A. Range of motion în total knee arthroplasty. A computer analysis. *Clin. Orthop*. 1991;262:227-35.
- [WAL_1989] Walker PS., Requirements for successful total knee replacements: design considerations. *Orthop Clin North Am* 1989;20, 15-29.
- [WAN] www.anatomie.romedic.ro
- [WBI] www.biometricsltd.com/
- [WBM]http://www.bme.master.unibe.ch/unibe/medizin/bioeng/content/e818/e820/e1697/e2045/FAMusculoskeletal_eng.pdf.
- [WEN] http://encyclopedia.lubopitko-bg.com/Joints_Articulations.html.
- [WHE_1996] Wheelless, *Textbook of Orthopaedics*, 1996
- [WIL_1996] Williams, R.E., Komaragiri., S.N., Melton, V.L., Bishu, R.R. (1996) Investigation of the Effect of Various Build Methods on the Performance of Rapid Prototyping, *Journal of Materials Processing Technology*, 61, (1-2), pp. 173-178.
- [WLE] www.lectiadeortopedie.ro
- [WMS] Manual, Anthropometry and Biomechanics, National Aeronautics and Space Administration, Vol I, Section 3; <http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>
- [WOH_2005] Wohlers, T. T., 2005, “Wohlers Report 2005, Rapid Prototyping, Tooling and Manufacturing: State of the Industry” Annual Worldwide Progress Report, Wohlers Associates Inc., Fort Collins, CO, USA;
- [WOJ_1999] Wojtyra, M., Dynamical simulation of human walking. *Proceedings. Tenth World Congress on the Theory of Machines and Mechanisms, 1853–1858, Oulu, 1999.*
- [WOJ_2000] Wojtyra, M., Dynamical Analysis of Human Walking, 15th European ADAMS users Conference, Warsaw, Poland, 2000.
- [WOJ_2003] Wojtyra M., Multibody Simulation Model of Human Walking, *Mechanics, Based Design of Structures and Machines*, Vol. 31 (3), 357–379, 2003.
- [WOR]-www.ortopedchirurg.ro
- [WOR]-www.ortopediaonline.ro
- [WRE] www.resist.pub.ro
- [WROB] <https://www.robofun.ro/imprimante-3D>
- [WSI] www.simi.com
- [WWE] <http://www.webmd.com>
- [WZI]-www.zimmer.com