

**CERCETĂRI PRIVIND
DEZVOLTAREA SISTEMELOR
DE TESTARE ALE PROTEZELOR
DE GLEZNĂ**

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea Politehnica Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

Ing. Cristian Toader-Pasti

Conducător științific: prof.univ.dr.ing Liviu Bereteu
Referenți științifici: prof.univ.dr.ing. Ileana Constanța Roșca
prof.univ.dr. med. Radu Prejbeanu
prof.univ.dr.fiz. Gheorghe Drăgănescu

Ziua susținerii tezei: 04.07.2014

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|---|--|
| 1. Automatică | 9. Inginerie Mecanică |
| 2. Chimie | 10. Știința Calculatoarelor |
| 3. Energetică | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 4. Ingineria Chimică | 12. Ingineria sistemelor |
| 5. Inginerie Civilă | 13. Inginerie energetică |
| 6. Inginerie Electrică | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații | 15. Ingineria materialelor |
| 8. Inginerie Industrială | 16. Inginerie și Management |

Universitatea Politehnica Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2014

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității Politehnica Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele de doctorat în cadrul Departamentului de Mecanică și Rezistența Materialelor al Universității Politehnica Timișoara.

Vreau să mulțumesc în mod special pentru încrederea și sprijinul acordat de doamna Prof.dr.ing. Mirela TOTH TAȘCĂU sub coordonarea căreia am început această teza de doctorat.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat prof.dr.ing. Liviu Bereteu care m-a îndrumat în finalizarea acestei lucrări. De asemenea mulțumesc referenților științifici: prof.univ.dr.ing. Ileana Constanța ROȘCA din cadrul Universității „Transilvania” din Brașov, prof. univ.dr.med. Radu PREJBEANU din cadrul Universității de Medicină și Farmacie „Victor Babeș” din Timișoara și Prof.dr.fiz.Gheorghe DRĂGĂNESCU din cadrul Universității Politehnica Timișoara.

Activitatea de cercetare s-a desfășurat cu sprijinul colectivului Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea Politehnica Timișoara. Țin să mulțumesc în mod special: ș.l. dr.ing. Cosmina VIGARU, ș.l. dr.ing. Lucian RUSU și as.dr.ing. Dan Ioan STOIA pentru susținere și îndrumare.

Mulțumesc familiei pentru sprijinul moral și înțelegerea pe care mi-au acordat-o pentru a duce la bun sfârșit această teză.

Timișoara, iulie 2014

Cristian TOADER-PASTI

TOADER-PASTI, CRISTIAN

CERCETĂRI PRIVIND DEZVOLTAREA SISTEMELOR DE TESTARE ALE PROTEZELOR DE GLEZNĂ

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 153, Editura Politehnica, 2014, 228 pagini, 117 figuri, 34 tabele.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-606-554-847-3

Cuvinte cheie: sisteme de testare, proteză gleznă, analiza mișcării membrului inferior, reconstrucție 3D, analiză element finit, uzura.

Rezumat,

Lucrarea de față propune dezvoltarea și testarea unui prototip de dispozitiv cu ajutorul căruia să se poată evalua diverse modele de endoproteze de gleznă, în condițiile cinematice ale ciclului de mers uman. Comportamentul teoretic al membrului inferior a fost simulat utilizând convenția Denavit-Hartenberg, fiind validate astfel tipul și valorile solicitărilor din secțiunea inferioară a piciorului. Studiul complet al comportamentului cinematic și dinamic al articulației gleznei a permis dezvoltarea teoretică a unui dispozitiv cu camă, cu ajutorul căruia să poată fi simulat comportamentul mecanic al unei endoproteze de gleznă, în condițiile dinamice ale ciclului de mers uman. Evaluarea ansamblului dispozitiv-endoproteză s-a realizat prin verificarea stabilității încărcărilor mecanice din timpul testului de anduranță, dar și prin măsurarea cantitativă și calitativă a uzurii componentei intermediare, în două medii: uscat și umed. Variațiile reduse ale forțelor de reacțiune și ale momentelor de torsiune măsurate la nivelul dispozitivului pe parcursul celor 100000 de cicluri au evidențiat stabilitatea acestei construcții. De asemenea, distribuția uniformă a uzurii pe suprafața componentei intermediare a evidențiat o aliniere corectă a protezei pe parcursul testului.

CUPRINS

Listă de tabele	
Listă de figuri	
INTRODUCERE	16
STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII ÎN DOMENIUL IMPLANTURILOR ORTOPEDICE	22
1.1. Definiția și preocupările Implantologiei / Endoproteticii	22
1.2. Definiția implantului. Tipuri de implanturi. Implanturi ortopedice	25
1.3. Preocupări actuale și de perspectivă în domeniul artroplastiei totale de gleznă	28
1.3.1. Studiile prospective	29
1.3.2. Designul protezelor	30
1.3.3. Planificarea pre-operativă și tehnicile de implantare	31
1.3.4. Uzura componentelor protezei	31
1.3.5. Stabilitatea interfeței os- implant	32
1.3.6. Biomecanica articulației gleznei	32
1.3.7. Cercetări viitoare	33
1.4. Tipuri de endoproteze de gleznă	34
1.4.1. Evoluția endoprotezelor de gleznă	35
1.4.2. Endoproteza Agility	38
1.4.3. Endoproteza Buechel-Pappas	40
1.4.4. Endoproteza S.T.A.R. (Scandinavian Total Ankle Replacement)	42
1.4.5. Endoproteza HINTEGRA (Newdeal SA, Lyon, France)	44
1.4.6. Alte modele de proteze de gleznă disponibile în prezent	45
1.4.7. Tendințele actuale ale pieței de endoproteze de gleznă	47
1.5. Evaluarea comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice	48
1.6. Materiale utilizate pentru fabricația implanturilor ortopedice	49
STUDIUL BIOMECHANICII ARTICULAȚIEI GLEZNEI	54
2.1. Considerații anatomice	54
2.1.1. Configurația osoasă și suprafețele articulare ale articulației gleznei	55
2.1.2. Mișcările din articulația gleznei	59
2.1.3. Determinarea axei articulației talocrurale	64
2.2. Repere anatomice și sisteme de referință atașate articulației gleznei	65
2.2.1. Recomandările ISB pentru alegerea sistemului de referință atașat complexului articulației gleznei	66
2.2.2. Convenția Denavit-Hartenberg pentru alegerea sistemului de referință atașat unui segment anatomic	69
2.3. Estimarea parametrilor antropometrici	75
2.3.1. Considerații generale	75
2.3.2. Estimarea parametrilor antropometrici folosiți în modelarea membrului inferior	78
2.3.2.1. Estimarea lungimilor segmentelor anatomice	79
2.3.2.2. Estimarea caracteristicilor inerțiale ale segmentelor anatomice	81

2.4. Comportamentul articulației gleznei în timpul ciclului de mers	83
2.4.1. Considerații generale	83
2.4.2. Fazele ciclului de mers normal	84
2.4.3. Evenimentele ciclului de mers normal	87
2.5. Determinarea variației unghiurilor din articulațiile membrului inferior prin analiza experimentală a mersului	88
2.5.1. Protocolul de măsurare și procesare a datelor	89
2.5.2. Reprezentarea unghiurilor descrise de articulațiile membrelor inferioare ale unui subiect din lot	92
2.5.3. Reprezentarea unghiurilor descrise de articulațiile membrului inferior pentru un lot de 5 subiecți sănătoși, în mers pe sol	94
2.6. Modelarea articulației gleznei folosind tehnicile de reconstrucția 3D	97
2.6.1. Reconstrucția 3D a articulației gleznei	98
2.6.2. Reprezentarea sistemelor de coordonate atașate articulațiilor gleznei și subtalare, conform recomandărilor ISB	104
2.7. Modelarea biomecanică a membrului inferior uman	106
2.7.1. Datele de intrare folosite în modelarea membrului inferior uman	107
2.7.2. Modelul geometric virtual al membrului inferior uman determinat pe baza convenției Denavit-Hartenberg	108
ANALIZA TEORETICĂ A COMPORTAMENTULUI BIOMECANIC AL UNEI GLEZNE PROTEZATE	112
3.1. Considerații generale privind evaluarea comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice	112
3.2. Modelarea și analiza dinamică a unui model de proteză de membru inferior	113
3.2.1. Modelul simplificat de proteză de membru inferior	113
3.2.2. Analiza dinamică a modelului simplificat de proteză de membru inferior	115
3.2.2.1. Determinarea parametrilor cinematici și reacțiunii solului	116
3.2.2.2. Determinarea reacțiilor din articulațiile modelului simplificat al protezei membrului inferior	119
3.2.3. Definitivarea soluției constructive a protezei membrului inferior	122
3.2.4. Analiza dinamică a protezei membrului inferior	124
3.2.5. Analiza numerică a protezei pentru membrul inferior	128
3.3. Studiul influenței reacțiunii plantare asupra comportamentului biomecanic al unei endoproteze de gleznă	131
3.3.1. Determinarea reacțiilor corespunzătoare zonelor de contact ale tălpii	132
3.3.2. Determinarea deplasărilor și tensiunilor echivalente care apar în endoproteza de gleznă, în timpul unui ciclu de mers, în funcție de reacțiunile plantare regionale	136

STUDIUL EXPERIMENTAL AL DURABILITĂȚII ANSAMBLULUI DISPOZITIV - ENDOPROTEZĂ DE GLEZNĂ	140
4.1. Reglementări privind încercările mecanice ale endoprotezelor	141
4.2. Principalele tipuri de încercări la care sunt supuse implanturile și endoprotezele	143
4.2.1. Analiza stabilității primare (Lab.Biomec, 2012), (Prendergast et al., 1989)	144
4.2.2. Investigarea comportamentului la uzură (Lab.Biomec, 2012)	144
4.2.3. Testarea la oboseală a componentelor articulațiilor artificiale	146
4.3. Conceperea dispozitivului și verificarea anduranței acestuia	146
4.3.1 Designul profilului camei	146
4.3.2 Simplificarea legii de mișcare și transformarea acesteia	149
4.3.3 Modelarea geometrică și construcția dispozitivului	153
4.3.4 Testarea dispozitivului. Condițiile de testare și rezultatele obținute	157
4.3.5 Evaluarea probelor după testul de anduranță	163
4.3.6 Determinarea experimentală a coeficientului de uzură K	165
CONCLUZII. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	169
5.1. Concluzii și contribuții personale	169
5.2. Direcțiile viitoare de cercetare	173
5.3. Valorificarea rezultatelor cercetării	173
Anexa 2.1. Etapele procesării datelor referitoare la analiza mersului unui subiect investigat	174
Anexa 2.2. Reprezentarea tabelară a variației unghiulare în articulații	185
Anexa 2.3. Ecuațiile ce definesc poziția vârfului piciorului față de sistemul de referință fix	186
Anexa 2.4. Reprezentarea grafică a variației poziției vârfului piciorului utilizând modelul Denavit-Hartenberg	196
Anexa 3.1. Proprietățile materialelor	197
Anexa 3.2. Caracteristicile geometrice ale modelelor protezei de membru inferior	198
Anexa 3.3. Rezultatele analizei numerice a modelului simplificat	199
Anexa 3.4. Tensiunile din articulațiile modelului simplificat	201
Anexa 3.5. Rezultatele analizei numerice a modelului îmbunătățit	202
Anexa 3.6. Tensiunile din articulațiile modelului îmbunătățit	204
Anexa 3.7. Variația reacțiunii plantare corespunzătoare suprafețelor de interes	205
Anexa 3.8. Rezultate extrase din raportul generat de software-ul WinFDM	208
Anexa 3.9. Rezultatele analizei cu element finit în funcție de reacțiunile plantare regionale	2010
Bibliografie	213

Listă de tabele

Număr tabel	Denumire	Pagina
1.1	Preocupările Implantologiei / Endoproteticii	25
1.2	Clasificarea endoprotezelor de gleznă	35
1.3	Principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din prima generație	36
1.4	Principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din a doua generație	38
1.5	Principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din a treia generație	39
1.6	Caracteristicile endoprotezei Agility	41
1.7	Caracteristicile endoprotezei Buechel-Pappas	42
1.8	Caracteristicile endoprotezei S.T.A.R.	44
1.9	Caracteristicile endoprotezei HINTEGRA	45
1.10	Clasificarea biomaterialelor	49
1.11	Avantajele și dezavantajele principalelor biomateriale	50
1.12	Comparația materialelor biocompatibile în funcție de principalele proprietăți	52
2.1	Dimensiunile segmentelor anatomice conform surselor bibliografice de referință	80
2.2	Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice conform	82
2.3	Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice conform	82
2.4	Denumirile subfazelor ciclului de mers	86
2.5	Ponderile sub-fazelor ciclului de mers	87
2.6	Mișcările din articulațiile membrului inferior în timpul unui ciclu de mers normal	88
2.7	Parametrii spațio-temporali ai mersului. Medii pe lot	97
2.8	Parametrii măștilor aplicate	100
2.9	Deplasările și rotațiile determinate pe modelul reconstruit	106
2.10	Masa elementelor modelului geometric	108
2.11	Lungimile elementelor modelului geometric	108
2.12	Amplitudinea unghiulară a mișcărilor din articulații	108
2.13	Parametrii geometrici ai modelului membrului inferior	109
3.1	Reacțiunile și momentele din articulații, pentru cele două modele analizate	128
3.2	Rezultatele numerice ale analizei cu element finit	129
4.1	Coefficienții funcției polinomiale de interpolare	148
4.2	Coordonatele carteziene ale punctelor camei	152
4.3	Condiții de testare ale <i>Probei 1</i> și valorile maxime/minime de forță	159
4.4	Condiții de testare ale <i>Probei 2</i> și valorile maxime/minime de forță	159
4.5	Ariile suprafețelor de uzare	165
4.6	Rezultatele determinărilor de masă și densitate	167
4.7	Valorile coeficientului dimensional al uzării	168

LISTĂ DE FIGURI

Figura	Descriere	Pag.
1.1	Tipuri de implanturi ortopedice	27
1.2	Variante ale endoprotezei Agility	40
a	Agility™	40
b	Agility® LP Total Ankle System	40
1.3	Sistemul Buechel-Pappas™ Total Ankle Replacement	40
1.4	Sistemul S.T.A.R	43
1.5	Endoroteza HINTEGRA	45
1.6	Proteza AES (Ankle Evolutive System)	46
1.7	Proteza INBONE Total Ankle	46
1.8	Proteza Eclipse Total Ankle	47
1.9	Proteza Salto Talaris Anatomic Ankle	47
1.10	Piața la nivel mondial pentru protezele totale de gleznă în anul 2011	48
2.1	Oasele piciorului	55
a	Vedere dorsală	55
b	Vedere plantară	55
c	Vedere medială	56
d	Vedere laterală	56
2.2	Oasele articulației gleznei: capătul inferior al tibiei (1), maleola medială (2), maleola laterală (3), talus (4)	56
2.3	Aspectele anatomice ale talusului	57
2.4	Morteza gleznei	58
a	Suprafețele mortezei	58
b	Reprezentare schematică în plan frontal	58
2.5	Articulațiile retropiciorului	59
a	Articulațiile talocrurală și subtalară ale retropiciorului – vedere medială	59
b	Articulațiile talocrurală, tibiofibulară și subtalară ale retropiciorului – vedere posterioară	59
2.6	Mișcări ale retropiciorului	60
a	Dorsiflexie	60
b	Flexie plantară	60
c	Inversie	60
d	Eversie	60
e	Abducție	60
f	Adducție	60
2.7	Orientarea axei articulației gleznei în spațiu	62
a	Vedere posterioară	62
b	Vedere superioară	62
2.8	Pronația și supinația	62
a	Pronația, supinația și poziția neutră	62
b	Axele care definesc pronația, supinația	62

2.9	Definirea mișcărilor de pronație și supinație	63
a	Supinația	63
b	Pronația	63
2.10	Vederea în plan frontal a axei articulației gleznei	64
2.11	Vederea în plan transversal a axei articulației gleznei	65
2.12	Vederea în plan sagital a axei articulației gleznei	65
2.13	Sistemele de referință atașate tibiei și calcaneului, în configurația neutră a complexului articulației gleznei	68
2.14	Sistemul de referință atașat complexului articulației gleznei exemplificat pentru glezna dreaptă	69
2.15	Parametrii geometrici caracteristici elementului (i)	72
2.16	Împărțirea corpului uman în segmente anatomice și estimarea dimensiunilor acestora în funcție de înălțimea individului	78
2.17	Lungimile segmentelor anatomice exprimate în funcție de înălțimea individului	80
2.18	Poziționarea centrului de masă al piciorului și a tendonului lui Ahile	81
2.19	Parametrii spațio-temporali ai mersului	85
2.20	Fazele/evenimentele ciclului de mers – terminologie RLA	86
2.21	Itinerarul prelucrării datelor experimentale	90
2.22	Unghiurile din articulația șoldului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru un subiect	92
a	Flexie-extensie	92
b	Adducție-abducție	92
c	Rotație internă-externă	93
2.23	Unghiurile din articulația genunchiului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru un subiect	94
a	Flexie-extensie	94
b	Adducție-abducție	94
2.24	Unghiurile din articulația gleznei. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru un subiect	94
a	Flexie-extensie	94
b	Rotație internă-externă	94
2.25	Unghiurile din articulația șoldului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru lotul de studiu	95
a	Flexie-extensie	95
b	Adducție-abducție	95
c	Rotație internă-externă	95
2.26	Unghiurile din articulația genunchiului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru lotul de studiu	96
a	Flexie-extensie	96
b	Adducție-abducție	96
2.27	Unghiurile din articulația gleznei. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru lotul de studiu	96
a	Flexie-extensie	96
b	Rotație internă-externă	96

2.28	Imagini scanate ale complexului articulației gleznei	98
a	Secțiune frontală	98
b	Secțiune transversală	98
c	Secțiune sagitală	99
2.29	Măștile de culoare aplicate selectiv pe ariile secțiunilor oaselor	100
a	Secțiune frontală	100
b	Secțiune transversală	100
c	Secțiune sagitală	100
2.30	Histograma măștilor de culoare	101
2.31	Reconstrucția automată a volumelor	102
a	Reconstrucția automată a oaselor	102
b	Reconstrucția automată a oaselor articulației și țesuturilor moi	102
2.32	Reprezentările sub formă de nor de puncte ale celor 5 oase modelate	102
a	Pilon tibial	102
b	Pilon fibular	102
c	Talus	102
d	Calcaneu	102
e	Navicular	102
2.33	Fazele de transformare a fibulei din nor de puncte în solid	103
a	Volum reprezentat ca nor de puncte	103
b	Contur deschis – suprafață cu erori	103
c	Contur închis – suprafață rugoasă	103
d	Redivizarea volumului - patches	103
e	Model solid	103
2.34	Ansamblul articular reconstruit	104
2.35	Secțiune cu un plan paralel cu planul anatomic <i>frontal</i>	105
2.36	Secțiune cu un plan paralel cu planul anatomic <i>sagital</i>	105
2.37	Secțiune cu un plan paralel cu planul anatomic <i>transversal</i>	106
2.38	Schema cinematică a modelului membrului inferior	109
2.39	Poziția inițială a modelului, determinată cu convenția Denavit – Hartenberg	110
2.40	Reprezentarea grafică a legii de mișcare a vârfului piciorului pentru ciclul de mers	111
3.1	Modelul protezei simplificate și componentele principale	113
a	Partea femurală a protezei simplificate	113
b	Partea tibială a protezei simplificate	113
c	Parte corespunzătoare labei piciorului	113
d	Ansamblu explodat al protezei simplificate	113
3.2	Modelul sistemului piuliță – bucșă – șurub strângere și componentele principale	114
a	Piulița profilată a articulației	114
b	Bucșa profilată	114
c	Șurubul de strângere	114
d	Sistemul piuliță – bucșă – șurub strângere	114
3.3	Modelul protezei simplificate	114

a	Modelul articulației genunchiului	114
b	Modelul articulației gleznei	114
c	Modelul protezei simplificate cu sistemul de referință atașat	115
3.4	Pozițiile A și B ale protezei	116
a	Poziția A a protezei	116
b	Poziția B a protezei	116
3.5	Parametrii cinematici în articulația genunchiului în timpul extensiei	116
a	Distribuția vitezei unghiulare	116
b	Distribuția accelerației unghiulare	116
3.6	Parametrii cinematici în articulația gleznei în timpul extensiei	117
a	Distribuția vitezei unghiulare	117
b	Distribuția accelerației unghiulare	117
3.7	Cele trei subfaze din faza de sprijin a piciorului protezat pe sol	117
a	Contact inițial	117
b	Sprijin mijlociu	117
c	Sprijin terminal	117
3.8	Variația reacțiunii normale a solului pentru cele trei subfaze, în timpul extensiei	118
a	Reacțiunea normală la contactul călcâiului cu solul - contact inițial	118
b	Reacțiunea normală la contactul tălpii cu solul – sprijin mijlociu	118
c	Reacțiunea normală la contactul vârfului piciorului cu solul – sprijin terminal	118
3.9	Parametrii cinematici în articulația genunchiului în timpul flexiei	119
a	Distribuția vitezei unghiulare	119
b	Distribuția accelerației unghiulare	119
3.10	Parametrii cinematici în articulația gleznei în timpul flexiei	119
a	Distribuția vitezei unghiulare	119
b	Distribuția accelerației unghiulare	119
3.11	Reacțiunile din articulația genunchiului în timpul extensiei modelului simplificat	120
a	Reacțiunea	120
b	Momentul rezultat	120
3.12	Reacțiunile din articulația gleznei în timpul extensiei modelului simplificat	120
a	Reacțiunea	120
b	Momentul rezultat	120
3.13	Reacțiunile din articulația genunchiului în timpul flexiei modelului simplificat	121
a	Reacțiunea	121
b	Momentul rezultat	121
3.14	Reacțiunile din articulația gleznei în timpul flexiei modelului simplificat	121
a	Reacțiunea	121
b	Momentul rezultat	121

3.15	Modelul protezei îmbunătățite	122
a	Soluția constructivă îmbunătățită a protezei de membru inferior	122
b	Modelul protezei îmbunătățite cu sistemul de referință atașat	122
3.16	Componenta femurală a protezei de membru inferior	122
a	Cupa	122
b	Bucșa inserată în cupă	122
c	Componenta femurală a genunchiului	122
3.17	Componenta tibială a protezei de membru inferior	123
3.18	Talpa protezei de membru inferior	123
3.19	Prezon pentru limitarea mișcării în articulații	123
a	Prezon pentru articulația genunchiului	123
b	Prezon pentru articulația gleznei	123
3.20	Articulația genunchiului protezei de membru inferior	124
3.21	Articulația gleznei protezei de membru inferior	124
3.22	Acționarea exterioară la nivelul articulației genunchiului	125
3.23	Acționarea exterioară la nivelul articulației gleznei	125
3.24	Acțiunea arcurilor la nivelul articulațiilor în timpul extensiei	125
a	Momentul arcului din articulația genunchiului	125
b	Momentul arcului din articulația gleznei	125
3.25	Reacțiunile din articulația genunchiului în timpul extensiei modelului îmbunătățit	126
a	Reacțiunea	126
b	Momentul rezultat	126
3.26	Reacțiunile din articulația gleznei în timpul extensiei modelului îmbunătățit	126
a	Reacțiunea	126
b	Momentul rezultat	126
3.27	Acțiunea arcurilor la nivelul articulațiilor în timpul flexiei	127
a	Momentul arcului din articulația genunchiului	127
b	Momentul arcului din articulația gleznei	127
3.28	Reacțiunile din articulația genunchiului în timpul flexiei modelului îmbunătățit	127
a	Reacțiunea	127
b	Momentul rezultat	127
3.29	Reacțiunile din articulația gleznei în timpul flexiei modelului îmbunătățit	128
a	Reacțiunea	128
b	Momentul rezultat	128
3.30	Rezultatele analizei numerice comparative	130
a	Deplasarea totală	130
b	Deplasarea pe axa x	130
c	Deplasarea pe axa y	130
d	Deplasarea pe axa z	130
e	Tensiunea echivalentă	131
f	Tensiunea normală	131
g	Tensiunea de forfecare	131

3.31	Suprafețele în care a fost împărțită talpa piciorului (exemplu piciorul stâng)	133
3.32	Reacțiunea solului pentru fiecare zonă de interes	134
3.33	Reacțiunea plantară totală și reacțiunile celor nouă regiuni plantare	135
a	Reacțiunea plantară totală și reacțiunile celor nouă regiuni plantare reprezentate în raport cu timpul	135
b	Reacțiunea plantară totală reprezentată normalizat în raport cu ciclul de mers	135
3.34	Valorile medii ale reacțiunilor plantare totale înregistrate cu sistemul Zebris	135
a	Variația reacțiunii plantare pentru piciorul stâng	135
b	Variația reacțiunii plantare pentru piciorul drept	135
3.35	Modelul endoprotezei de gleznă	136
3.36	Articulația gleznei protezate	136
3.37	Geometria ansamblului protezat importată în ANSYS	137
3.38	Discretizarea modelului	137
3.39	Stabilirea condițiilor pe contur	137
a	Suport fix - tibia	137
b	Divizarea tălpii în cele 9 regiuni	137
c	Aplicarea reacțiilor corespunzătoare celor 9 regiuni	137
3.40	Reprezentarea grafică a rezultatelor analizei cu element finit	138
a	Deplasarea totală	138
b	Deplasarea pe axa X	138
c	Deplasarea pe axa Y	138
d	Deplasarea pe axa Z	138
e	Tensiunea echivalentă	138
f	Tensiunea normală pe axa X	138
g	Tensiunea normală pe axa Y	138
h	Tensiunea normală pe axa Z	138
3.41	Graficul deplasărilor	139
3.42	Graficul tensiunilor	139
4.1	Etapele urmate în vederea realizării designului camei	147
4.2	Interpolarea curbei flexie-extensie din gleznă	148
4.3	Unghiurile critice ale mecanismului camă-tachet	149
4.4	Reducerea unghiurilor de presiune ale profilului	150
4.5	Pozițiile succesive ale tachetului pentru punctele A1...A6; A16	151
4.6	Construcția modelului 3D al subansamblului camă	154
a	Profilul teoretic al camei	154
b	Modelul 3D al camei	154
4.7	Subansamblul tachet al dispozitivului	154
4.8	Plăcile de cuprindere ale protezei	155
a	Placa superioară	155
b	Placa inferioară	155
4.9	Ansamblul dispozitivului de testare a protezei de gleznă	155
4.10	Subansamblurile camă și tachet ale dispozitivului	156
a	Ansamblu camă – vedere laterală	156

b	Ansamblu camă – vedere frontală	156
c	Ansamblu tachet	156
4.11	Componentele prelucrate ale protezei de gleznă	156
4.12	Dispozitivul asamblat, fixat pe mașina de încercat	157
a	Dispozitivul asamblat prins pe mașină – vedere frontală	157
b	Dispozitivul asamblat prins pe mașină – vedere isometrică	157
c	Dispozitivul montat în recipient	157
4.13	Ciclul de încărcare sinusoidal	158
4.14	Dispozitivul montat pe mașina de încercat	160
a	Standul echipamentului INSTRON 8800	160
b	Dispozitivul montat pe mașină	160
4.15	Variația forței de reacțiune la momentul 10^2 respectiv 10^5 cicluri – <i>proba1</i>	161
a	Variația forței pe ciclu mașină	161
b	Variația forței pe trei cicluri mașină	161
4.16	Variația momentului de torsiune după 10^2 respectiv 10^5 cicluri de mișcare – <i>proba1</i>	161
a	Variația momentului de torsiune pe ciclu mașină	161
b	Variația momentului de torsiune pe trei cicluri mașină	161
4.17	Variația forței de reacțiune la momentul 10^2 respectiv 10^5 cicluri – <i>proba2</i>	162
a	Variația forței pe ciclu mașină	162
b	Variația forței pe trei cicluri mașină	162
4.18	Variația momentului de torsiune după 10^2 respectiv 10^5 cicluri de mișcare – <i>proba 2</i>	162
a	Variația momentului de torsiune pe ciclu mașină	162
b	Variația momentului de torsiune pe trei cicluri mașină	162
4.19	Echipamentul de scanare și incinta acestuia	163
4.20	Norul de puncte și zgomotul asociat	164
4.21	Reconstrucția probei din norul de puncte	164
4.22	Determinarea ariei suprafeței supuse uzării	165
4.23	Operația Booleană de adunare a volumelor V_i și V_f ale probei 2	165
4.24	Determinarea masei și densității probei I înainte de testare	166
a	Determinarea masei probei I	166
b	Determinarea densității probei I	166
4.25	Schema alunecării componentei intermediare în timpul ciclului de mers	167

INTRODUCERE

Parte integrată a corpului uman, piciorul alcătuiește împreună cu glezna complexul anatomic – funcțional care susține întreaga greutate corporală și joacă un rol fundamental în asigurarea locomoției omului. Orice afecțiune care apare la nivelul acestui complex deteriorează calitatea vieții pacientului prin modificarea uneia dintre funcțiile fundamentale ale oricărei persoane, aceea de deplasare.

Afecțiunile și traumatismele membrelor inferioare prezintă o incidență tot mai mare atât în cazul tinerilor, cât și al persoanelor vârstnice. Principalele afecțiuni musculoscheletale ale articulației gleznei care necesită intervenții chirurgicale sunt fracturile, artrita și artroza. Aceste tipuri de afecțiuni au repercusiuni directe asupra calității vieții. Din aceste considerente, a apărut necesitatea de a dezvolta diverse metode prin care să se înlocuiască articulațiile distruse. În aceste situații metoda cea mai eficientă o reprezintă endoprotezarea care oferă posibilitatea înlocuirii componentelor articulației bolnave cu componente special concepute după modelul vechii articulații. Astfel după introducerea acestora va rezulta o nouă articulație care să respecte cât mai fidel aspectele de funcționalitate ale vechii articulații.

Inițierea prezentei teze de doctorat se datorează importanței deosebite pe care o are piciorul în desfășurarea diferitelor activități care implică mișcările locomotorii ale membrului inferior, precum și importanței utilizării endoprotezelor pentru tratamentul diferitelor afecțiuni ale articulației gleznei.

Tema de cercetare se încadrează în **preocupările colectivului Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală** din cadrul Universității Politehnica Timișoara. Activitățile de cercetare ale colectivului constau în:

- Modelarea biomecanică a aparatului locomotor;
- Investigarea biomecanică a pacienților cu diferite deficiențe musculo - scheletale;
- Procesarea imaginilor structurilor anatomice în vederea reconstrucției 3D;
- Analiza numerică a sistemelor biomecanice, respectiv a componentelor protezelor/ortezelor;
- Dezvoltarea unor noi soluții constructive de orteze pentru corectarea diferitelor afecțiuni;
- Testarea sistemelor biomecanice, respectiv a componentelor protezelor/ortezelor pentru evaluarea experimentală a comportamentului (bio) mecanic al acestora.

Atât în activitățile de cercetare, cât și pentru susținerea programului de studii de licență *Inginerie medicală* și a programului de master *Implanturi, proteze și evaluare biomecanică* din Universitatea Politehnica Timișoara, Centrul de Cercetare în Inginerie Medicală colaborează cu universități și clinici, atât din țară, cât și din străinătate.

Teza de doctorat intitulată *Cercetări privind dezvoltarea sistemelor de testare ale protezelor de gleznă* și-a propus să realizeze cercetări teoretice și experimentale în domeniul vast al protezării ortopedice, în particular în domeniul protezării articulației gleznei.

Obiectivul general al cercetării tezei de doctorat a constat în aducerea unor contribuții la dezvoltarea sistemelor de testare a protezelor de gleznă.

Obiectivele specifice ale acestei teze de doctorat sunt:

1. Realizarea unor sinteze bibliografice referitoare la:

- principale preocupări actuale și de perspectivă în domeniul artroplastiei totale de gleznă: studiile prospective, aspectele principale ale design-ului endoprotezelor, metodele de planificare pre-operatorie și tehnicile de implantare, uzura componentelor protezei, stabilitatea interfeței os - implant, biomecanica articulației gleznei;
 - principalele tipuri de endoproteze de gleznă existente în prezent, urmărind evoluția tipurilor de endoproteze și caracteristicile esențiale ale design-ului acestora: tipul de fixare, numărul componentelor, constrângerea, congruența, forma componentelor și suprafața de alunecare;
 - factorii principali care influențează comportamentul biomecanic al implanturilor ortopedice;
 - principalele materiale utilizate pentru fabricația implanturilor ortopedice;
 - anatomia articulației gleznei: configurația osoasă și suprafețele articulare, mișcările din articulația gleznei.
 - determinarea și reprezentarea axei de mișcare a articulației gleznei.
 - metodele de alegere a sistemului de referință atașat complexului articulației gleznei, folosind recomandările Societății Internaționale de Biomecanică (ISB) și Convenția Denavit-Hartenberg care este utilizată cu succes în Robotică, pentru modelarea geometrică a roboților.
 - estimarea parametrilor antropometrici și caracteristicilor inerțiale ale segmentelor anatomice pentru elaborarea modelului biomecanic al membrului inferior.
2. Studiul comportamentului articulației gleznei în timpul ciclului de mers folosind analiza experimentală a mersului;
 3. Reconstrucția ansamblului articular al gleznei pe baza imaginilor DICOM provenite de la scanarea CT;
 4. Stabilirea parametrilor antropometrici și inerțiali pornind la înălțimea și masa subiectului;
 5. Modelarea membrului inferior pe baza convenției Denavit-Hartenberg și înregistrărilor analizei experimentale a mersului;
 6. Analiza dinamică a unei proteze de membru inferior;
 7. Alegerea unei soluții constructive optime a unei proteze de membru inferior;
 8. Analiza numerică a protezei de membru inferior pentru a determina reacțiuni și momentele din articulația genunchiului și a gleznei;
 9. Determinarea deplasărilor și tensiunilor echivalente care apar în endoproteza de gleznă, în timpul unui ciclu de mers, în funcție de reacțiunile plantare regionale
 10. Conceperea și realizarea unui dispozitiv de testare a unei proteze de gleznă, dispozitiv care să simuleze asupra unei proteze mișcările produse în mod natural în articulația gleznei în timpul ciclului de mers.
 11. Testarea mecanică a duranței dispozitivului.

Metodologia cercetării a combinat cercetarea aplicativă cu cea predictivă și de simulare, respectiv cu cercetarea experimentală.

Teza de doctorat cuprinde 228 de pagini și este structurată pe 5 capitole dintre care 4 sunt de consistență iar ultimul capitol prezintă concluziile și contribuțiile personale. Teza mai cuprinde și 13 anexe, pe 39 pagini, corespunzătoare cercetărilor teoretice.

În dezvoltarea tezei au fost introduse 117 figuri, 34 tabele și este însoțită de o listă bibliografică ce conține un număr de 215 titluri, marea majoritate fiind de dată recentă.

Introducerea prezintă importanța și actualitatea temei tezei de doctorat, obiectivele cercetărilor realizate pe parcursul stagiului doctoral, metodologia cercetării, o scurtă sinteză a conținutului capitolelor, precum și încadrarea temei în preocupările naționale și internaționale ale colectivului de cercetare.

Capitolul 1: Stadiul actual al cercetării în domeniul implanturilor ortopedice este format din șase subcapitole care își propun sintetizarea principalelor noțiuni înțelegerii problemelor protezării corpului uman.

În subcapitolul 1.1 se face o introducere privind conceptele de implatologie și endoprotetică. În același subcapitol mai sunt prezentate cerințele la care trebuie să răspundă Implantologia astfel încât să parcurgă cu succes toate etapele de la diagnostic la recuperarea pacientului și urmărirea pe termen lung a funcționalității implantului/endoprotezei.

Subcapitolul 1.2 prezintă principalele domenii de aplicabilitate ale implaturilor și principalele tipuri de implanturi ortopedice.

În subcapitolul 1.3 sunt prezentate principalele obiective ale design-ului protezelor totale de gleznă. Tot în acest capitol este prezentată necesitatea planificării pre-operative asistată de calculator care poate reprezenta soluția optimă de îmbunătățire a rezultatelor intervenției de implantare, atât intra-operator, cât și post-operator, pe termen scurt, dar mai ales de creștere a duratei de funcționare a protezei. Alte aspecte abordate în acest subcapitol se referă la necesitatea cercetărilor orientate spre uzura componentelor, în special a celor din polietilenă, și durabilitatea pe termen lung a acestora. O altă problemă care trebuie abordată este stabilitatea pe termen lung a interfeței os-implant.

În încheierea acestui subcapitol este subliniată necesitatea efectuării unor studii ample de biomecanică pentru o mai bună înțelegere a biomecanicii articulației naturale și protezate, a schimbărilor cinematice și dinamice care apar în glezna artritică și pentru estimarea forțelor care acționează la interfața os-implant.

În subcapitolul 1.4 este realizată o sinteză bibliografică a principalelor tipuri de endoproteze de gleznă existente în prezent, urmărind evoluția tipurilor de endoproteze și caracteristicile esențiale ale design-ului acestora: tipul de fixare, numărul componentelor, constrângerea, congruența, forma componentelor și suprafața de alunecare

La finalul acestui subcapitol sunt prezentate tendințele actuale ale pieței endoprotezelor de gleznă.

În subcapitolul 1.5 sunt prezentați principalii factori de care depinde comportamentul biomecanic al implanturilor ortopedice și anume: proprietățile materialelor din care sunt fabricate implanturile; proprietățile structurale care diferă de caracteristicile de rezistență, fiind funcție atât de material, cât și de configurația structurală a implantului; tehnologiile de fabricație; tratamente termice și acoperirile; calitatea suprafețelor; poziționarea corespunzătoare în țesutul gazdă în timpul actului chirurgical; tehnica chirurgicală de implantare; instrumentarul chirurgical folosit în timpul intervenției. De asemenea este precizat faptul că studiul comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice trebuie să urmărească performanțele structurii anatomice implantate (os fracturat, articulație) atât pe termen scurt, cât mai ales pe termen lung.

Materialele utilizate pentru fabricația implanturilor ortopedice sunt alese în funcție de caracteristicile mecanice și de rolul funcțional pe care îl are implantul. Astfel în subcapitolul 1.6 este prezentată o clasificare generală a biomaterialelor și sunt și sunt sintetizate principalele proprietăți ale materialelor utilizate la fabricația endoprotezelor. De asemenea sunt prezentate sintetic principalele avantaje și dezavantaje ale principalelor materiale folosite la fabricația implanturilor ortopedice.

Pentru fabricația endoprotezelor de șold, genunchi și gleznă trebuie să se țină seama de mai mulți factori dintre care: proprietățile mecanice, nivelul de activitate, vârsta pacientului etc.

Capitolul 2: Studiul biomecanicii articulației gleznei este organizat în șapte subcapitole și are ca obiectiv principal modelarea biomecanică a membrului inferior.

În subcapitolul 2.1 este realizat un studiu bibliografic privind aspectele anatomice referitoare la oasele și articulațiile gleznei și piciorului, ligamentele, tendoanele gleznei, precum și mușchii care activează articulația gleznei. Tot aici sunt prezentate noțiunile fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă – picior, în special cele referitoare la mișcările care au loc în complexul articulației gleznei. Din punct de vedere biomecanic, articulația gleznei nu poate fi disociată de cea subtalară, formată între talus (superior) și calcaneu (inferior). Articulația talocrurală este articulația principală a gleznei. Suplimentar, există și articulația tibiofibulară inferioară, care contribuie la formarea complexului articular. Cele două articulații, împreună cu articulația subtalară formează retropiciorul ca o unitate funcțională mișcările importante de dorsiflexie / flexie plantară și inversie / eversie realizându-se împreună.

Din punct de vedere biomecanic, corpul uman poate fi considerat ca un sistem de segmente anatomice (corpuri rigide sau deformabile, conform obiectivelor studiului) conectate între ele prin articulații.

Astfel, subcapitolul 2.2 prezintă necesitatea definirii reperelor anatomice datorită utilității acestora în definirea axelor de mișcare, respectiv în măsurările de analiză experimentală a mișcărilor. De asemenea, alegerea sistemelor de referință este deosebit de importantă pentru studiul cinematicii și dinamicii oricărui corp, deci și pentru un anumit segment anatomic sau întregul corp uman. Studiul mișcării segmentelor anatomice și chiar al întregului corp uman într-un spațiu 3D necesită deci o reprezentare matematică a pozițiilor, orientărilor, vitezelor, accelerațiilor, forțelor și momentelor externe și reacțiunilor din articulații.

În finalul acestui subcapitol s-a realizat o sinteză bibliografică referitoare la metodele de alegere a sistemului de referință atașat complexului articulației gleznei, folosind recomandările Societății Internaționale de Biomecanică (ISB) și Convenția Denavit-Hartenberg care este utilizată cu succes în Robotică, pentru modelarea geometrică a roboților.

Pentru a putea realiza un model dinamic al membrului inferior este necesară cunoașterea parametrilor antropometrici și inerțiali. Astfel în subcapitolul 2.3 se prezintă din literatura de specialitate modul de determinare a acestor parametri având la bază înălțimea și masa subiectului investigat. Având în vedere că pentru modelarea membrului inferior pe lângă parametrii antropometrici și inerțiali este necesară cunoașterea ciclului de mers în subcapitolul 2.4 s-au prezentat fazele ciclului de mers și influența pe care acestea le au asupra parametrilor cinematici ai mersului. Pentru măsurarea acestor parametrii cinematici s-a utilizat echipamentul Zebris CMS-HS. Determinarea datelor experimentale s-a obținut în baza unui protocol de măsurare și procesare a datelor experimentale. Pentru modelarea geometrică a membrului inferior au fost determinate, în subcapitolul 2.5, au fost determinate variațiile unghiurilor din principalele articulații ale acestuia.

Subcapitolul 2.6 s-a axat pe reconstrucția ansamblului articular al gleznei care s-a realizat pe baza imaginilor DICOM provenite de la scanarea CT a gleznei stângi a unui subiect feminin adult, fără istoric traumatic sau inflamator la acest nivel.

În baza cercetărilor și a parametrilor definiți/determinați în acest studiu biomecanic s-a elaborat un model geometric al membrului inferior. Modelul membrului inferior care se bazează pe considerații anatomice reprezintă un sistem biomecanic complex, care este capabil să modeleze mișcările din articulații și să calculeze forțele musculare și forțele de reacțiune și momentele din articulații.

Subcapitolul 2.7 prezintă modelul geometric al membrului inferior uman. Modelul propus are 7 grade de libertate. Ținând seama de complexitatea ecuațiilor modelului geometric direct este aproape imposibil calculul modelului geometric invers. Astfel acest model va fi putea fi folosit pentru validarea unui model dezvoltat în SimuLink, unde trecerea de la modelul cinematic la cel dinamic se face mult mai ușor.

Capitolul 3: Analiza teoretică a comportamentului biomecanic al unei glezne protezate și-a propus să analizeze teoretic modelul virtual al membrului inferior uman cu precădere a articulației genului. Acest capitol este structurat pe trei subcapitole. În primul subcapitol se face referire la factorii cei mai importanți parametrii care influențează comportamentul biomecanic al implantelor ortopedice.

În subcapitolul 3.2. sunt prezentate analizele dinamice a două modele de proteze de membru inferior (un model simplificat și o soluție constructivă ce derivă din modelul simplificat). Pentru ambele modele s-a impus o lege de mișcare care simulează ciclul de mers, s-a ținut cont de geometria protezei precum și de reacțiunea plantară. Scopul acestor analize a fost de determinarea reacțiunilor și momentelor din articulații.

Ținând cont de proprietățile materialelor folosite și de forțele și momentele care apar în proteza proiectată rezultă că acestea nu depășesc proprietățile de material și astfel modelul proiectat poate sta la baza realizării unei soluții constructive îmbunătățite. Soluția constructivă propusă este tot o soluție de proteză autoactivă doar că în articulații prezintă elemente elastice care îi asigură buna funcționalitate.

În subcapitolul 3.3 s-a urmărit determinarea stărilor de deformație și tensiune la nivelul articulației gleznei. A fost modelată o endoproteză de gleznă utilizând programul Solid Edge. Reacțiunea plantară a fost determinată cu ajutorul echipamentului Zebris FDM. Pentru ca analiza cu element finit să fie cât mai fidelă reacțiunea plantară a fost considerată ca variabilă în timp pe parcursul unui ciclu de mers. Este de asemenea esențială și zona de contact dintre talpă și sol. Pentru analiza în ansys suprafața de contact a tălpii a fost împărțită în 9 zone și s-a calculat reacțiunea plantară individual pentru fiecare zonă. În urma analizei s-au determinat tensiunile și deformațiile la nivelul articulației gleznei, valorile acestora nedepășind limitele de material.

Capitolul 4: Conceperea dispozitivului și verificarea duranței acestuia structurat în 3 subcapitole are ca principal obiectiv acela de a concepe un dispozitiv de testare a unei proteze de gleznă, dispozitiv care să simuleze asupra unei proteze mișcările produse în mod natural în articulația gleznei în timpul ciclului de mers.

Astfel, în partea introductivă a acestui capitol este subliniată importanța studiilor preclinice în vederea verificării respectării caracteristicilor impuse implanturilor/endoprotezelor. Din punct de vedere biomecanic, cele mai importante teste sunt cele care se referă la materialul și la design-ul implantului/endoprotezei ca ansamblu sau doar la nivel de componente, dar și la comportamentul biomecanic în regim dinamic de funcționare, pentru evaluarea durabilității pe termen lung a articulațiilor artificiale.

În subcapitolul 4.1 sunt sintetizate aspectele legislative (recomandări FDA, respectiv standardelor ISO și ASTM) sub incidența cărora se găsesc încercările mecanice la care sunt supuse implanturile/protezele.

Subcapitolul 4.2 intitulat prezintă o scurtă clasificare a metodelor de încercare a implanturilor și endoprotezelor. Ulterior, în acest subcapitol, sunt descrise pe larg următoarele încercări: analiza stabilității primare, investigarea comportamentului la uzură și determinarea uzurii.

În subcapitolul 4.3 este dezvoltat un s-a dezvoltat un protocol de realizare a profilului teoretic al camei mecanismului. Pornind de la măsurătorile cinematice ale gleznei s-a determinat ecuația profilului camei.

Tot în acest subcapitol legea de variație este simplificată astfel încât să poată fi aplicabilă pentru funcționarea unui mecanism camă-tachet. Astfel s-a realizat un compromis între obținerea funcționalității mecanismului și simplificarea legii de mișcare din gleznă. În continuare s-a trecut la modelarea geometrică a dispozitivului. Pentru modelarea dispozitivului s-au luat în considerare: cursa mașinii de încercat, gabaritul exterior, gabaritul și posibilitatea de fixare a protezei de gleznă. După validarea designului prin simularea comportamentului cinematic al dispozitivului în modulul SolidMotion al programului de modelare și simulare SolidWorks s-a trecut la realizarea practică a componentelor dispozitivului. Pentru a se realiza testarea mecanismului a fost realizată o proteză generică de gleznă, din 3 componente.

În continuare Subcapitolul 4.3 prezintă modul în care s-a realizat testarea efectivă a dispozitivului. Pentru testarea dispozitivului au fost parcurse două etape: în prima etapă s-au definit condițiile de testare iar în etapa a doua au fost evaluate rezultatele testelor de duranță. S-au realizat două teste de duranță, pe două proteze identice, în condiții identice de solicitare și montaj dar în medii de lucru diferite: mediu uscat și mediu umed.

Pentru validarea testelor de uzură, în încheierea acestui subcapitol, s-a determinat coeficientul teoretic al uzării care a fost comparat cu valorile pentru polietilenă din bibliografia de specialitate.

Capitolul 5: Concluzii. Contribuții personale, direcții viitoare de cercetare prezintă pe scurt concluziile cercetărilor realizate, contribuțiile personale și direcțiile viitoare de cercetare.

Teza de doctorat prezintă rezultatele obținute pe parcursul stagiului de doctorat, perioadă în care am fost sprijinit de mai multe persoane și instituții:

- Modelul fizic al dispozitivului a fost realizat cadrul S.C. ADECCO SRL din Bumbesti Jiu cu sprijinul ing. Alin Dobrescu
- Analiza mersului subiecților/pacienților investigați s-a efectuat în Laboratorul de Analiză a Mișcării, din cadrul Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală, din Universitatea Politehnica Timișoara, cu sprijinul as.dr.ing. Dan Ioan Stoia.
- Analiza experimentală a dispozitivului s-a efectuat în Laboratorul de încercări CIDUCOS din cadrul centrului de Cercetare în Ingineria Medicală, din Universitatea Politehnica Timișoara, cu sprijinul șl.dr.ing. Lucian Rusu.

CAPITOLUL 1

STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII ÎN DOMENIUL IMPLANTURILOR ORTOPEDICE

Studiul îmbunătățirilor, respectiv al optimizării funcționalității pe termen scurt și lung a implanturilor în general, respectiv a endoprotezelor pentru articulația gleznei, necesită cunoașterea performanțelor modelelor existente, stadiul actual al cercetărilor în domeniu, precum și tendințele viitoare la nivel mondial.

Astfel, acest capitol are următoarele obiective:

- Realizarea unei sinteze bibliografice a principalelor preocupări actuale și de perspectivă în domeniul artroplastiei totale de gleznă: studiile prospective, aspectele principale ale design-ului endoprotezelor, metodele de planificare pre-operatorie și tehnicile de implantare, uzura componentelor protezei, stabilitatea interfeței os - implant, biomecanica articulației gleznei.
- Realizarea unei sinteze bibliografice a principalelor tipuri de endoproteze de gleznă existente în prezent, urmărind evoluția tipurilor de endoproteze și caracteristicile esențiale ale design-ului acestora: tipul de fixare, numărul componentelor, constrângerea, congruența, forma componentelor și suprafața de alunecare.
- Realizarea unei sinteze a factorilor principali care influențează comportamentul biomecanic al implanturilor ortopedice.
- Realizarea unei sinteze bibliografice a principalelor materiale utilizate pentru fabricația implanturilor ortopedice.

1.1. Definiția și preocupările Implantologiei / Endoproteticii

În domeniul medical, în prezent, imagistica medicală, implantologia și protezarea inteligentă constituie atât direcții de cercetare de mare importanță și actualitate, cât și specialități unanim recunoscute pentru aplicabilitatea acestora în scopul diagnosticării și tratamentului diferitelor afecțiuni ale aparatului locomotor.

Importanța dezvoltării implanturilor și elementelor de protezare de orice tip se datorează în principal tendințelor continue din societatea modernă de îmbunătățire a calității vieții. În cazul pacienților cu implant, îmbunătățirea calității vieții înseamnă reducerea durerii și a duratei de reabilitare postoperatorie, precum și reintegrarea în societate. Nu trebuie neglijate nici aspectele social și economic și impactul acestora asupra societății în general.

Pe plan mondial în domeniile implantologiei și endoproteticii sunt elaborate studii teoretice și experimentale pentru proiectarea și realizarea de implanturi, endoproteze, dispozitive de fixare internă sau externă și instrumente necesare pentru intervențiile chirurgicale de implantare/endoprotezare, dar și cercetări pentru implementarea unor noi tehnici chirurgicale de implantare.

În general, **implantologia** este cunoscută ca fiind știința care se ocupă de implanturi (Implantology - 1, 2012), (Miller-Keane, 2003). **Implantologia poate fi însă definită ca fiind arta și știința diagnosticului, tratamentului, mentenanței și managementului problemelor referitoare la implanturile utilizate în medicină** (Implantology - 2, 2012).

În cazul în care pacientul prezintă diferite fracturi (indiferent de tipul acestora) sunt folosite implanturile de osteosinteză (sau sistemele de stabilizare). **Implantul ortopedic** este deci un dispozitiv chirurgical conceput pentru a **restabili funcția unei structuri deteriorate** și plasat în corpul pacientului pentru înlocuirea sau consolidarea respectivei structuri. Din ce în ce mai multe implanturi au rol de **dispozitive protetice**, ceea ce înseamnă că, prin implantarea acestora în organism este înlocuită de fapt structura deteriorată.

În general, implanturile de osteosinteză, aplicate în scop terapeutic, au două obiective: **implantarea și osteosinteza**. Intervenția terapeutică în cazul fracturilor este de obicei una chirurgicală de osteosinteză în scopul realizării reducerii anatomice (reșezarea fragmentelor osoase în contact unele cu altele, într-o aliniere perfectă, astfel încât osul să se consolideze în poziția anatomică) realizată, de obicei, sub control radiologic, fixării stabile cu ajutorul unor dispozitive de fixare internă și/sau externă, menținerii aflului sangvin și reluării funcționalității membrului în timp cât mai scurt (Igna, 2012).

În cazul în care pacientul prezintă afecțiuni de natură degenerativă a articulațiilor sunt folosite endoprotezele care pot fi parțiale sau totale, după cum înlocuiește parțial sau complet articulația naturală. **Endoproteza ortopedică** este deci o proteză internă, plasată în interiorul organismului, pentru a înlocui un segment de os sau o articulație.

Durabilitatea pe termen lung a endoprotezei ortopedice depinde în foarte mare măsură de calitatea procesului de **osteointegrare**. Osteointegrarea reprezintă conexiunea structurală și funcțională între osul viu, remaniat și suprafața implantului sau, altfel spus, formarea interfeței os-implant prin creșterea osului pe suprafața implantului, fără formare de țesut fibros (Brånemark et al., 2001).

Factorii determinanți ai osteointegrării depind atât de pacient (vârsta, sexul, afecțiuni cardio-vasculare, endocrine, reumatismale, metabolism osos, etc.), cât și de implant (biocompatibilitatea materialului implantat, forma implantului, starea de suprafață implantară, etc.) (Palada et al., 2012). De asemenea, calitatea osteointegrării depinde de modul în care este realizată stabilitatea primară a endoprotezei (Joos & Meyer, 2006).

Artroplastia „reprezintă o procedură chirurgicală ținând de specialitatea ortopedie și traumatologie prin care fie se înlocuiește o articulație deteriorată prin artroză sau alt proces patologic cu ceva mai bun, fie se remodelează sau realiază articulația printr-o osteotomie sau altă intervenție” (Artroplastie, 2012). În prezent, cel mai utilizat tip de artroplastie este **artroplastia endoprotetică**, adică înlocuirea articulației deteriorate cu o proteză articulată numită endoproteză.

Având în vedere definițiile de mai sus și terminologia folosită în practică, precum și faptul că endoprotezele sunt considerate ca fiind implanturi complexe, pe parcursul acestei lucrări termenii endoproteză de gleznă și implant de gleznă sunt considerați echivalenți.

Definită și cunoscută ca știința care se ocupă de implanturi, Implantologia trebuie să răspundă la mai multe cerințe astfel încât să parcurgă cu succes toate etapele de la diagnostic la recuperarea pacientului și urmărirea pe termen lung a funcționalității implantului/endoprotezei (Tabelul 1.1). Din analiza problemelor cu care se confruntă Implantologia rezultă multidisciplinaritatea specialiștilor implicați în acest domeniu: medici specialiști în Ortopedie și Medicină dentară, podologi, ingineri specialiști în Inginerie medicală, cu competențe de Biomecanică teoretică și experimentală, Încercări de laborator, Biomateriale, Acoperiri, Tehnologii de fabricație, precum și specialiști în Biochimie, Biofizică, Statistică, etc.

Pentru luarea deciziei de implantare sau endoprotezare este necesar să se stabilească diagnosticul pacientului prin diferite analize (teste) clinice, prin investigații de imagistică medicală și prin diferite teste de analiză biomecanică experimentală precum analiza posturii, evaluarea mobilității coloanei cervicale sau lombare, analiza mersului, analiza distribuției presiunii plantare în regim static sau dinamic, etc.. Luarea deciziei de endoprotezare trebuie să ia în considerare și profilul pacientului, ceea ce presupune o analiză obiectivă din partea medicului și asumarea riscului de către pacient (înțelegerea avantajelor și a riscului, pe termen scurt și lung). Decizia de implantare include, în final, stabilirea tipului de implant/endoproteză care se consideră a fi cea mai bună soluție pentru pacient.

În faza de concepție a unui nou model de endoproteză (standardizat sau personalizat) se urmărește să se răspundă la cerințele specifice patologiei, respectiv articulației deteriorate. Proiectarea endoprotezelor, alegerea materialelor (atât pentru fabricația componentelor protetice, cât și pentru acoperiri) și a tehnologiilor de fabricație aferente influențează întotdeauna performanța funcționării și durabilitatea pe termen lung a acestora.

Înainte de realizării testelor de laborator pentru evaluarea comportamentului biomecanic (analiza stabilității primare, investigarea comportamentului la uzură, determinarea uzurii, testarea la oboseală a componentelor articulațiilor artificiale, etc.), sunt necesare analize și simulări complexe prin care să se prognozeze comportamentul biomecanic.

Computer Aided Tissue Engineering reprezintă un domeniu în plină dezvoltare care susține în prezent și dezvoltarea implanturilor personalizate, sub cele trei aspecte importante: Bio-modelarea asistată de calculator (achiziția imaginilor, procesarea imaginilor și reconstrucția 3D a structurii anatomice a pacientului), Proiectarea bio-mimetică și Fabricația rapidă prin prototipare (Hosni & Harrysson, 2002), (Sun et al. 2004), (Minns et al., 2003), (Harrysson et al., 2003), (Starly et al., 2005). Implanturile personalizate constituie soluția optimă din punct de vedere al design-ului endoprotezei ceea ce permite o fixare foarte bună pe structura osoasă, dar și un management foarte bun al rezecțiilor de os necesare pentru fixarea componentelor endoprotezei.

Intervenția chirurgicală sau artroplastia endoprotetică poate fi primară sau de revizie. În funcție de patologia și starea pacientului și implantul/endoproteza care urmează să fie implantat în organism se realizează în prealabil planningul preoperator, se stabilesc procedura chirurgicală și instrumentarul necesar pentru intervenție, respectiv conduita postoperatorie. Ambele tipuri de artroplastii parcurg aceleași etape, dar necesită abordări diferite având în vedere că, întotdeauna, reviziile reprezintă intervenții care au loc în cazul în care s-a produs eșecul unei osteosinteze sau artroplastii primare.

Evaluarea performanțelor endoprotezelor pe termen lung necesită studii prospective bine documentate care să se bazeze pe protocoale standardizate (pentru a face posibilă compararea rezultatelor) și care să analizeze durata de viață, respectiv succesele și eșecurile fiecărui model în parte (Thorsell et al., 2010).

Tabelul 1.1. Preocupările Implantologiei / Endoproteticii

Implantologie Endoprotetică	Diagnostic Profilul pacientului	Teste clinice
		Imagistică medicală
		Analiza experimentală a mișcărilor Analiza posturii
		Alegerea tipului de implant
		Design. Modelare. Simulare
	Implant / Endoproteză Implant personalizat	Biomateriale
		Tehnologii de fabricație
		Acoperiri: materiale și tehnologii
		Teste in vitro și in vivo
	Intervenția chirurgicală - Artroplastia endoprotetică	Intervenție primară / Revizie
		Tehnici / Proceduri chirurgicale
		Pregătire / planning preoperator
		Instrumentar chirurgical
		Conduita postoperatorie
	Monitorizare pacient	Recuperare
		Evoluție / Oseointegrare
		Evidențe / Statistici
Studiile prospective	Protocoale standardizate	
	Durata de viață. Analiza eșecului	

1.2. Definiția implantului. Tipuri de implanturi. Implanturi ortopedice

Implantul este un **organ, țesut** sau **aparat** care se introduce pe cale chirurgicală în organism (se implantează), **medicament** solid introdus într-un țesut în vederea unei acțiuni sau resorbției lente (lat. *in* – în, *plantare* – a planta).

Implantul este un obiect introdus în organism în scop protetic, terapeutic, diagnostic sau pentru cercetare (Implant, 2012).

Conform Departamentului Investigational Device Exemption (IDE) al U.S. Food and Drug Administration (FDA), „implantul este un dispozitiv plasat într-o cavitate naturală sau creată chirurgical în corpul uman cu intenția de a rămâne în corp pentru o perioadă de 30 zile sau mai mult” (FDA. Medical devices, 2012).

Un **implant** este un **dispozitiv medical care înlocuiește și acționează ca o structură biologică lipsă** (în comparație cu un transplant, care indică un țesut biomedical transplantat). Suprafața implanturilor care intră în contact cu organismul trebuie realizată dintr-un material biomedical, cum ar fi titanul, silicon sau apatit, ce depinde de rolul funcțional. În unele cazuri, implanturile conțin componente electronice de exemplu, stimulatorul cardiac artificial (pacemaker) și implantul cohlear. Unele implanturi sunt bioactive, cum ar fi dispozitivele de livrare subcutanată de medicamente în formă de pastile implantabile sau stenturile (Implant - 2, 2012).

Implanturile sunt dispozitive medicale complexe ce pot fi folosite în diverse domenii:

- Ortopedie/traumatologie: endoproteze de umăr, cot, șold, genunchi, gleznă, etc., implanturi de osteosinteză pentru fixarea și stabilizarea fracturilor - plăci, tije, șuruburi, sisteme cui-placă, tije centromedulare, sisteme LCP (locking compression plate), sisteme LISS (Less Invasive Stabilization System), implanturi pentru chirurgia mâinii și a piciorului, fixatoare externe și distractoare, etc.;
- Medicină dentară: implantul dentar este o rădăcină dentară artificială, de obicei sub forma unui șurub din Titan sau aliaj din Titan, care înlocuiește rădăcina unui dinte natural lipsă.
- Oftalmologie: lentilele intraoculare, implanturi de cristalin artificial;
- OtoRinoLaringologie: implantul cochlear este un dispozitiv medical electronic, utilizat pentru pacienții cu hipoacuzie severă sau profundă, în cazul cărora protezele auditive nu sunt eficiente;
- Chirurgia cardiovasculară: valvele artificiale, pacemaker-urile (pacemaker-ul este un aparat electric implantat în corp, care furnizează mușchiului inimii impulsuri electrice regulate), graft-uri (graft-ul (grefa) este o porțiune de țesut sau de organ care înlocuiește o altă porțiune de țesut sau organ bolnav a corpului aceluiași individ sau al altui individ în condiții de compatibilitate), stent-uri (stentul este un tub subțire plasat într-o arteră sau un vas de sânge pentru a menține structura respectivă deschisă);
- Chirurgia reconstructivă (implanturi cranio-maxilo-faciale, implanturi mamare, etc).

Implanturile ortopedice sunt realizate în special din oțeluri inoxidabile și aliaje de titan, dar și din materiale plastice biocompatibile pentru anumite componente. Pentru asigurarea osteointegrării, unele implanturi sunt cementate, iar altele sunt presate în structura osoasă, astfel încât să se permită creșterea osului și obținerea unei rezistențe sporite (asigurarea stabilității primare și secundare).

Implanturile ortopedice sunt definite ca dispozitive medicale utilizate pentru a fixa o fractură (implanturi de osteosinteză) sau pentru a înlocui suprafețele articulare deteriorate, astfel încât să reziste la mișcările caracteristice și la solicitările asociate și pentru a îmbunătăți mobilitatea și reduce durerea (endoproteze) (figura 1.1) (Cranio-Maxillofacial, 2012), (Tornier Surgical - 1, 2012), (Advanced Orthopaedic, 2012), (Zimmered, 2012), (Tornier Surgical - 2, 2012), (Medicor, 2012), (Dolinsky, 2012), (Trauson, 2012), (Tornier Surgical - 3, 2012). În general, endoprotezele sunt utilizate pentru a înlocui articulațiile (sau componente ale acestora) deteriorate. Intervențiile chirurgicale de implantare sunt realizate de chirurghi specializați, după tehnici și proceduri bine stabilite. Procedurile chirurgicale presupun îndepărtarea și apoi înlocuirea articulației distruse.

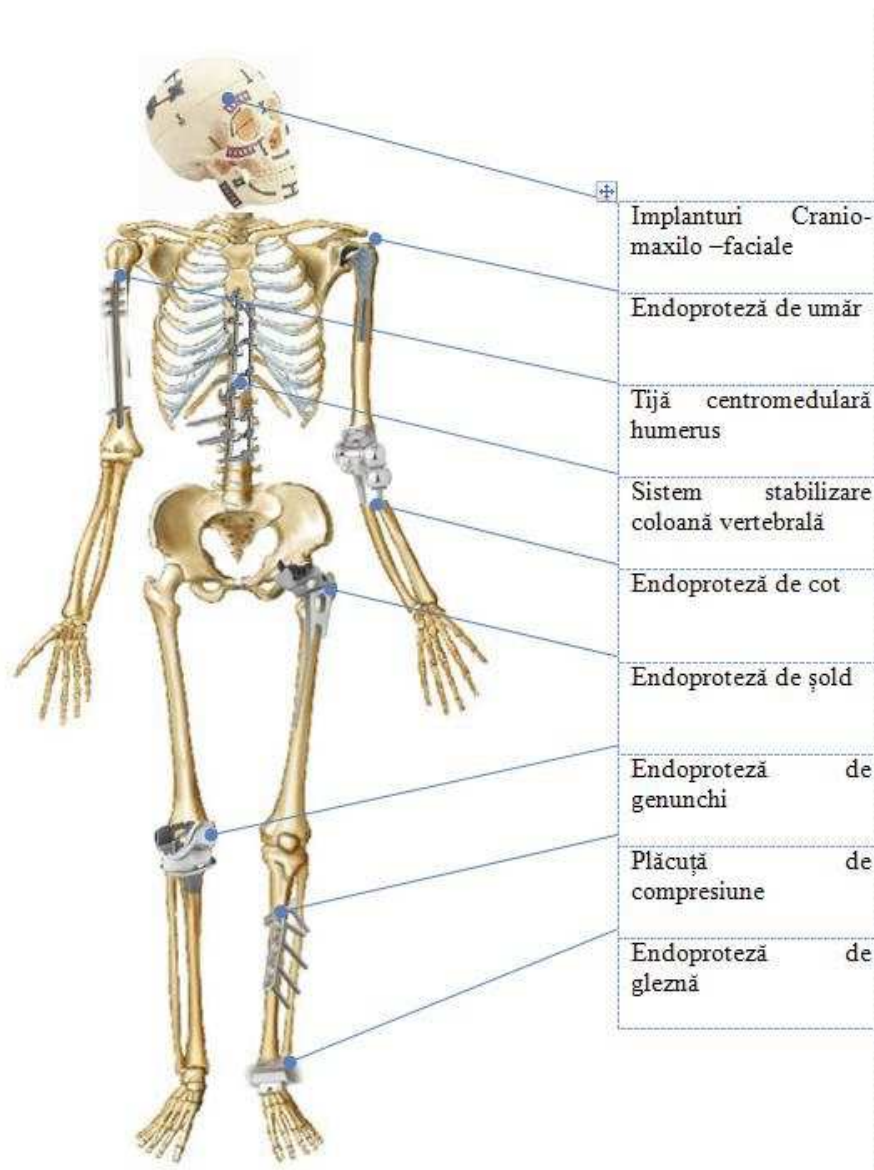


Figura 1.1. Tipuri de implanturi ortopedice

Un **bio-implant** poate fi definit ca un biomaterial implantat chirurgical în corpul unei persoane în scopul de a înlocui țesutul deteriorat. Aplicațiile uzuale ale bio-implanturilor includ chirurgia ortopedică, în special maxilo-facială (protezele pentru reconstrucții), protezele cardiace (valve cardiace artificiale), pielea și corneea.

Majoritatea producătorilor de implanturi ortopedice se concentrează pe îmbunătățirea/optimizarea modelelor actuale, luând în considerare toți factorii de influență. În prezent, cercetările avansate în domeniul implantologiei sunt orientate spre dezvoltarea unor implanturi ortopedice "inteligente", care pot oferi

cercetătorilor, medicilor sau pacienților un feedback în timp real cu privire la modul în care funcționează implantul, ceea ce se întâmplă în interiorul unui os sau în articulație (inclusiv solicitările din articulație), dacă pacientul a depășit intervalul optim de mișcare al dispozitivului, dacă a apărut o infecție, sau dacă s-a produs dislocarea implantului.

Dezvoltarea acestor implanturi este posibilă datorită progreselor realizate în domeniul nanotehnologiei, acusticii, științei calculatoarelor, etc.. Cercetătorii care au dezvoltat studii pentru conceperea și fabricația acestor implanturi inteligente sunt grupați în două categorii: cei optimiști - Parvizi și colegii de la Rothman Institute din Philadelphia) au conceput o endoproteză de șold cu suprafață anti-infecție inteligentă și cei care consideră că aceste implanturi nu vor fi disponibile comercial într-un viitor apropiat - Georg Bergmann, Berlin (Smart implants, 2012).

1.3. Preocupări actuale și de perspectivă în domeniul artroplastiei totale de gleznă

Cercetările întreprinse la nivel mondial în domeniul artroplastiei totale de gleznă au adus contribuții în evoluția, respectiv îmbunătățirea caracteristicilor pe termen lung, dar modelul ideal de proteză totală de gleznă rămâne în continuare o provocare. Modelele de implanturi moderne se bazează în special pe detaliile anatomice și determinarea unor noi metode de diminuare a tensiunilor de interfață. Rezultatele fixării biologice s-au îmbunătățit în cazul protezelor cimentate. De asemenea, au evoluat considerabil tehnicile chirurgicale de implantare și înțelegerea deficiențelor ligamentare, importanței și influenței poziționării necorespunzătoare (Hintermann, 2005).

Pacienții care suferă de artrită de gleznă nu se bucură din plin de avantajele artroplastiei totale de gleznă, care poate minimiza sau chiar elimina efectele secundare negative care există în cazul artrodezei: fuziunea determină pierderea posibilităților de mișcare, recuperarea post operatorie are durate mari, există rate mari de complicații, etc. (Viscogliosi, 2011).

În cazul în care protezarea totală a articulației gleznei este reușită, aceasta poate ameliora durerea și poate reda mobilitatea parțială a articulației, ceea ce permite pacienților efectuarea anumitor activități fizice imposibil de realizat înainte de protezare. Prin urmare, este de așteptat ca, odată cu recâștigarea mobilității, cerințele fizice ale pacienților să crească și, implicit, să reducă șansele de reușită a protezării primare, deoarece glezna protezată va fi supusă unor solicitări crescute. De asemenea, succesul protezării poate conduce la extinderea propunerii de înlocuire totală de gleznă la cazuri patologice care sunt, probabil, nerecomandate pentru înlocuirea totală (Hintermann, 2005).

Totuși, în unele cazuri, artroplastia totală de gleznă poate fi o soluție intermediară viabilă înainte de fuziune. De exemplu, dacă după un traumatism un pacient tânăr a dezvoltat o osteoartrită severă, artroplastia totală de gleznă îi poate acestuia permite recâștigarea unei anumite mobilități și sprijinul corespunzător pe glezna afectată, protejând astfel piciorul de viitoare boli articulare degenerative. Atunci când componentele protezei se uzează și operația de revizie nu mai este posibilă, ultima opțiune rămâne artodeza gleznei. Cu toate acestea, pacientul a beneficiat de această soluție intermediară care i-a permis participarea la unele activități (inclusiv activități profesionale) pe o perioadă semnificativă, ceea ce nu ar fi fost posibil în cazul artrodezei primare. Artroplastia totală de gleznă, ca soluție intermediară, contribuie deci la preîntâmpinarea dezvoltării unei osteoartrite secundare (Hintermann, 2005).

Rezultă astfel necesitatea dezvoltării unor studii clinice suplimentare pentru a înțelege schimbările patologice care au loc în articulațiile vecine articulației protezate și cum pot fi influențate aceste modificări în vederea creșterii duratei de viață a protezei.

Decizia asupra soluției de tratament chirurgical în cazul unei articulații de gleznă afectată de patologii degenerative rămâne să fie stabilită de medicul ortoped. Acesta trebuie deci să decidă între **artroplastie** sau **artrodeză**.

În prezent, pentru tot mai mulți pacienți cu artrită sau osteoartrită de gleznă înlocuirea totală a gleznei reprezintă o alternativă viabilă artrodezei, din ce în ce mai mult folosită. Deși progresul realizat în artroplastia de gleznă este considerabil, acest tip de endoproteză este încă afectat de o rată relativ ridicată de complicații intraoperatorii și revizii, generând preocupări cu privire la succesul pe termen lung al acesteia (Hintermann, 2005).

De asemenea, nu există încă un consens universal acceptat referitor la cazurile când este indicat acest tip de artroplastie. În general, înlocuirea totală a articulației gleznei este recomandată pentru stadiile avansate de artroză posttraumatică, reumatoidă sau primară ale articulației tibiotolare, refractară la tratament conservator. Astfel, se evidențiază două subgrupe cu indicație electivă de artroplastie față de fuziune: artroza tibiotalară bilaterală sau artroza subtalară ipsilaterală, deoarece artrodeza tibiotalară bilaterală sau fuziunea pantalară (supra și subtalară) produce deficit funcțional important și nu poate fi tratată de prima intenție (Hărăguș, 2010).

1.3.1 Studiile prospective

Deși în prezent există disponibile comercial numeroase modele de endoproteze de gleznă, nu există încă suficiente studii prospective bine documentate referitoare la funcționalitatea acestor proteze pe termen lung. Astfel, o analiză minuțioasă a succeselor și eșecurilor fiecărui caz poate contribui la dezvoltarea cunoștințelor și îmbunătățirea ulterioară a caracteristicilor protezelor de gleznă. Având însă în vedere modul diferit în care chirurgii realizează selecția pacienților, dar și răspunsul diferit al acestora, interpretarea și compararea rezultatelor obținute se realizează dificil. Progresul în domeniul artroplastiei totale de gleznă necesită deci studii prospective ample, bine documentate care să folosească protocoale standardizate cu parametri comparabili (Hintermann, 2005), (Cracchiolo & DeOrio, 2008).

Într-un studiu prospectiv multi-centrat de testare a protezei STAR în comparație cu artrodeza gleznei s-a demonstrat că, pe o perioadă de 24 de luni, pacienții care au beneficiat de protezarea STAR au avut rezultate mai bune din punct de vedere al mobilității și al ameliorării durerii în comparație cu cei tratați prin fuziune, dar este necesară o perioadă mai mare de urmărire pentru a evalua mai bine durabilitatea și longevitatea funcțională a protezelor totale de gleznă (Saltzman et al., 2009).

Majoritatea studiilor privind protezele totale de gleznă au fost realizate pentru perioade de urmărire medii și au acoperit de obicei grupuri de studiu relativ mici. Comparația între diferite serii este astfel dificilă din cauza variabilității în designul implanturilor, duratei perioadei de urmărire, populației de studiu care nu este întotdeauna eterogenă și lipsei unor protocoale standardizate (Heuvel et al., 2010), (Valderrabano, 2004).

Evaluarea unei proteze totale de gleznă se realizează luând în considerare factori precum mobilitatea gleznei, durerea, durata de funcționare și revizia.

Rezultatele studiilor privind modelele moderne, arată o perioadă de supraviețuire de cinci ani a implantului cu o rată între 67% și 94% (Haddad et al., 2007), (Stengel et al., 2005), (Gougoulias et al., 2012) și o perioadă de supraviețuire de zece ani cu o rată de 75% (Haddad et al., 2007). Modelele cu componentă mobilă au rate de supraviețuire de 95% pentru cinci ani și de 90% timp de zece ani (Mann et al., 2011).

Rezultă astfel necesitatea elaborării unor **protocoale standardizate cu parametri comparabili** (atât calitativi, cât și cantitativi) și realizarea cât mai multor **studii prospective ample, bine documentate** pe baza acestor protocoale.

1.3.2. Designul protezelor

Primele modele de proteze totale de gleznă au apărut la începutul anilor 1970, dar au fost un eșec. Astfel, design-ul acestora a evoluat continuu, noile modele rezolvând multe din problemele inițiale.

Gleznă este o articulație foarte congruentă cu o suprafață de 11-13 cm². Printre cauzele care au condus la eșecul protezelor de gleznă poate fi menționat faptul că tensiunile care apar în componentele protezei și mișcarea mutiaxială din articulația gleznei nu au fost înțelese corespunzător. Între timp, s-a demonstrat că talusul are o mișcare de rostogolire la care se suprapune și o alunecare în timpul mișcării de la flexia plantară la dorsiflexie. În plus, s-a demonstrat de asemenea că suprafețele articulare și ligamentele calcaneofibular și tibiocalcaneal formează un mecanism patralater articulat care determină mișcarea din articulație. Astfel, a fost propus un nou design de proteză de gleznă, care permite mișcarea multiaxială menținând în același timp congruența pe tot parcursul mișcării (Kakkar & Siddique, 2011), (Vickerstaff et al., 2007).

Fiecare model de proteză introdus pe piață a reprezentat o încercare de a răspunde cerințelor specifice articulației gleznei. Fiecare nou model de proteză a inclus noi caracteristici și/sau schimbări în raport cu modelele precedente, astfel că evaluarea îmbunătățirilor aduse este extrem de dificilă. Cu toate acestea, conceptele actuale acordă o importanță deosebită respectării anatomiei pacientului cât mai mult posibil și poziționării (alinierii axelor de mișcare) corespunzătoare a componentelor protezei intraoperator (Hintermann, 2005), (Vickerstaff et al., 2007).

Deoarece cerințele mecanice ale unei proteze de gleznă se schimbă radical în partea din spate a piciorului după fuziune extinsă există nevoia unui design special pentru abordarea acestor cazuri. Protezele personalizate bazate pe datele obținute în urma scanării CT pot prezenta potențiale avantaje pentru articulațiile cu traumatisme serioase, în special pentru operațiile de revizie (Hintermann, 2005).

Se conturează astfel câteva aspecte importante pentru succesul protezelor de gleznă pe termen lung: **respectarea anatomiei pacientului**, folosirea unui instrumentar chirurgical adecvat care să permită **poziționarea corespunzătoare a componentelor protezei**, folosirea imagisticii medicale pentru realizarea unor **proteze personalizate**.

Principalele obiective ale design-ului protezelor totale de gleznă sunt:

- reproducerea funcției articulației originale, prin restabilirea parametrilor cinematici ai articulației protezate;
- asigurarea unei fixări corespunzătoare a componentelor, ceea ce determină un transfer de sarcină corespunzător la nivelul osului și un risc de eșec minim;
- garantarea unei durate mari de viață a protezei, legată în principal de rezistența la uzură;
- fezabilitatea implantării, din cauza dimensiunilor mici ale oaselor articulației.

Ca și în cazul celorlalte proteze totale, designul protezei totale de gleznă trebuie să răspundă la dilema între mobilitate și congruență (Goodfellow & O'Connor, 1978). Modelele neconstrânse sau semi-constrânse permit mobilitatea necesară, dar necesită contacte necongruente, dând astfel naștere la tensiuni de contact mari și rate ridicate de uzură. În schimb, modele congruente produc suprafețe mari de contact cu tensiuni de contact reduse, dar transmit forțe de constrângere nedorite care pot suprasolicita sistemul de fixare de la interfața os-componentă (Ankle replacement, 2012).

Proprietățile anatomice și biomecanice complexe ale articulației gleznei, inclusiv suprafața mică de contact și forțele articulare mari, fac proiectarea protezelor totale de gleznă un proces foarte dificil.

Provocarea majoră în proiectarea unei endoproteze de gleznă constă în **optimizarea funcționalității, simplificarea geometriei componentelor și îmbunătățirea biocompatibilității.**

1.3.3. Planificarea pre-operativă și tehnicile de implantare

Realizarea unei poziționări optime a componentelor protetice este influențată de îmbunătățirea tehnicilor de implantare, ceea ce presupune utilizarea unui **instrumentar chirurgical mai precis, o mai bună planificare pre- și intra-operativă. Planificarea pre-operativă asistată de calculator** poate reprezenta soluția optimă de îmbunătățire a rezultatelor intervenției de implantare, atât intra-operator, cât și post-operator, pe termen scurt, dar mai ales de creștere a duratei de funcționare a protezei. Planificarea pre-operativă asistată de calculator contribuie, de asemenea, la minimizarea schimbărilor în lungime ale ligamentelor și a cantității de țesut osos îndepărtat. Un alt beneficiu al acestei planificări constă în achiziția unui set de imagini ale gleznei, cu indicații referitoare la poziția componentelor și **măsurări cantitative precise** pentru debitările osoase necesare poziționării componentelor protezei (Hintermann, 2005).

Astfel, cercetările actuale în domeniul artroplastiei gleznei sunt orientate spre **noi soluții constructive de proteze, cu un design îmbunătățit, care să contribuie la reducerea tensiunilor ligamentare, restaurarea axelor de rotație și menținerea stabilității suprafeței articulare mobile.**

1.3.4 Uzura componentelor protezei

Având în vedere numărul tot mai mare al cazurilor de protezare totală a gleznei, cercetările sunt orientate spre uzura componentelor, în special a celor din polietilenă, și durabilitatea pe termen lung a acestora. Astfel, **îmbunătățirea durabilității protezei** constituie o preocupare majoră.

Un studiu al durabilității protezei totale de gleznă comparativ durabilitatea protezei totale de genunchi, bazat pe analiza particulelor de uzură de polietilenă recuperate din lichidul articular, a concluzionat că funcționalitatea protezei totale de gleznă pe termen lung poate fi considerată similară cu cea a protezei totale de genunchi, din punctul de vedere al uzurii polietilenei și al prevalenței osteolizei (Hintermann, 2005).

La fel ca în cazul celorlalte tipuri de proteze totale, reducerea **uzurii componentelor protezelor**, în special a celor din polietilenă, în vederea creșterii durabilității acestora, este un obiectiv important al cercetărilor la nivel mondial. Numeroase cercetări sunt astfel orientate spre **studiul uzurii componentelor din**

polietilenă, raportând rate de uzură între 3.4 și 19.6 mm³/milion de cicluri în cazul implanturilor cu o rată de succes crescută (Affatato et al., 2007), (Affatato et al., 2009), (Bell & Fisher, 2007), (Fryman, 2010), (Postak et al. - 1, 2012), (Postak et al. - 2, 2012).

1.3.5. Stabilitatea interfeței os- implant

O altă problemă care trebuie abordată este stabilitatea pe termen lung a interfeței os- implant. Una din principalele cauze de eșec timpuriu al protezării gleznei o reprezintă slăbirea fixării și înfundarea componentei tibiale din cauza calității osoase reduse.

Studiile raportate nu au elucidat complet dacă suprafețele cu dublă acoperire (cu sau fără acoperire de hidroxiapatită) pot genera o osteointegrare stabilă și, astfel, o stabilitate pe termen lung a interfeței, ca și în cazul protezelor de șold și genunchi.

Cercetătorul japonez, Dr. Yoshinuri Takakura, a testat, în studii clinice, acoperirile cu culturi de osteoblaste (Hintermann, 2005) și protezele ceramice din alumina acoperite cu hidroxiapatită. Acestea din urmă au avut rezultate superioare pe termen scurt în cazul pacienților cu osteoartrită (91.2%) sau artrită reumatoidă (76.9%) (Takakura et al., 2004). Cu toate acestea, pentru a putea evalua această metodă este necesară o perioadă mai mare de urmărire.

Chiar dacă rezultatele preliminarilor ale modelelor protetice semi- și ne-constrânse sunt încurajatoare, încă trebuie lămurit în ce măsură modelele actuale pot disipa forțele de rotație menținând în același timp stabilitatea articulației. Evaluarea atentă pe termen lung poate însă determina dacă și cât de fidel protezele imită cerințele unice ale piciorului și gleznei.

1.3.6. Biomecanica articulației gleznei

O înțelegere profundă a biomecanicii articulației gleznei joacă un rol esențial în proiectarea și funcționarea endoprotezelor totale de gleznă. Pentru realizarea unui mers normal, mișcările și articulația gleznei și stabilitatea gleznei sunt esențiale. Glezna are două grade de mișcare și trei grade de stabilite (Beuchel & Pappas, 1999). Cele două grade de mișcare din articulația gleznei sunt dorsiflexia - flexia plantară și rotația internă-externă (Hicks, 1953), (Sarrfian, 1993). Suplimentar există mișcarea de inversiune-eversiune care are loc în articulația subtalară (Lundberg et. al., 1989).

Glezna normală naturală este stabilă și constrânsă să execute mișcările: antero-posterior, medial-lateral și inversiune-eversiune. Acest lucru este realizat prin factori intrinseci și extrinseci. Ambele mișcări antero-posterioare și inversiune-eversiune ale gleznei sunt constrânse de ligamentele extrinseci ale gleznei. Mișcarea medială-laterală depinde de sprijinul intrinsec al mortizei gleznei determinat de maleola medială și laterală.

Dispozitivele de implantare (endoprotezele) a articulației gleznei trebuie să ia în considerare factorii de mișcare și de stabilitate, în scopul de a oferi mișcare cât mai naturală. Dispozitivele anterioare nu au permis rotația axială și nu au reușit să ia în considerare în totalitate, pentru proiectare, stabilitatea anatomică intrinsecă și extrinsecă a mortizei gleznei (Feldman & Grady, 2003).

În cazul articulației șoldului și a genunchiului există numeroase studii biomecanice realizate prin diverse metode: metode dinamice inverse, modele de optimizare și chiar proteze instrumentate pentru a determina cât mai exact sarcinile

prezente în articulație. În schimb, articulația gleznei nu a fost studiată la fel de intens.

Există studii cu modele de dinamică inversă care includ ipoteze pentru rezolvarea sistemului de forțe musculare nedeterminat (Stauffer et. al., 1977), (Reggiani et al., 2006).

În plus, fiecare model are presupunerile și limitările proprii privind modul în care orientarea musculară, activarea și cinematica articulației au fost măsurate, putând modifica forțele de reacție din articulație (Fryman, 2010).

Sunt astfel necesare **studii ample de biomecanică** pentru o mai bună înțelegere a biomecanicii articulației naturale și protezate, a schimbărilor cinematice și dinamice care apar în glezna artritică și pentru estimarea forțelor care acționează la **interfața os- implant**.

1.3.7. Cercetări viitoare

Pe măsură ce artroplastia totală de gleznă continuă să evolueze ca o opțiune viabilă de tratament pentru osteoartrita de gleznă în stadiul avansat, consecințele clinice adverse și biomecanice ale artrodezei devin tot mai evidente (Hintermann, 2005), (Gougoulas et al., 2012), (Gould, 2004), (Gould, 2011), (Zhao et al., 2011).

Până în prezent, au fost raportate rezultate acceptabile ale artroplastiei de gleznă în cazul pacienților mai în vârstă, cu osteoartrită sau artrită reumatoidă. Totuși, un procent semnificativ din pacienții cu osteoartrită în stadiu final este reprezentat de pacienții tineri cu osteoartrită post traumatică. Aceștia sunt mai activi, comparativ cu cei ce dezvoltă artita de șold sau genunchi, și doresc să reia activități mai solicitante după implantare, ceea ce duce la reducerea duratei de viață a implantului. Nu există însă un interval de vârstă bine definit (optim) pentru candidații artroplastiei totale de gleznă. În prezent, se poate lua în considerare înlocuirea gleznei, în unele cazuri, pentru pacienți mai tineri de 55 de ani, necesitând totuși un stil de viață sedentar și exerciții cu impact redus. Pacienții tineri trebuie să fie avertizați de posibilitatea necesității pe viitor a operației de revizie sau chiar fuziune (Baravarian, 2008).

Artroplastia totală de gleznă la pacienții tineri, activi fizic și în cazul celor cu diformități severe este în continuare discutabilă, astfel încât sunt necesare mai multe studii și pentru a maximiza longevitatea și funcționalitatea artroplastiei totale de gleznă (Hintermann, 2005).

Selecția corectă a pacienților este esențială pentru a obține rezultate favorabile în orice tip de artroplastie articulară, inclusiv artroplastia totală de gleznă. Se consideră că cea mai bună tactică este de a selecta acei pacienți care înțeleg deplin riscurile și avantajele artroplastiei față de fuziune, și consideră că plusul de mobilitate oferit depășește beneficiul operației unice și scăderii dramatice a durerii oferite de operația de fuziune (Baravarian, 2008).

S-a dovedit că artroplastia de gleznă nu poate îmbunătăți mobilitatea articulației, dar conservă raza de mișcare prezentă preoperator. Astfel, se poate ca protezarea gleznei să nu fie cea mai bună soluție pentru articulațiile artritice cu o mobilitate redusă drastic (Heuvel et al., 2010).

Definirea **profilului candidatului la artroplastia de gleznă** este în continuare subiectul unor cercetări viitoare, acest profil fiind necesar și deosebit de important pentru succesul pe termen lung al endoprotezării (Raikin, 2010).

Studiile de biomecanică a articulației gleznei pot contribui la dezvoltarea unor **noi modele** de endoproteze cu caracteristici îmbunătățite și pot contribui la elaborarea unor ghiduri pentru o **planificare operatorie** mai bună și a unor

tehnici de implantare mai precise, ceea ce contribuie la o înlocuire a articulației gleznei mai fiabilă și eficientă (Hintermann, 2005).

Noile modele de implanturi au caracteristici de design îmbunătățite ceea ce contribuie la respectarea cerințelor anatomice ale pacientului. Suplimentar, pentru obținerea unor rezultate corespunzătoare, următoarele aspecte trebuie studiate intens, acestea având o importanță mult mai mare decât s-a crezut anterior în succesul artroplastiei de gleznă (Hintermann, 2005), (Baravarian, 2008):

- poziționarea adecvată a componentelor endoprotezei (în special a componentei talare în raport cu centrul de rotație al talusului);
- echilibrarea corectă a țesuturilor moi (se recomandă ca o atenție deosebită să fie acordată corectării oricărui defect de aliniere printr-o combinație de proceduri asupra țesuturilor moi și osoase înainte de intervenția de protezare a gleznei, pentru a reduce riscul de eșec datorat instabilității);
- alinierea corespunzătoare a axelor de mișcare (eșecul timpuriu al artroplastiei de gleznă este asociat cu o aliniere preoperativă varus/valgus incorectă);
- corecția dezaxărilor (deformațiilor unghiulare) ale pacienților (există pacienți cu deformații unghiulare severe post-traumatice, care necesită corecția deformării unghiulare înainte de a fi eligibili pentru înlocuirea totală a gleznei) (Ryssman & Myerson, 2012).

Cercetările viitoare în domeniul artroplastiei totale de gleznă vor continua și dezvolta cercetările actuale, cu accent pe analiza clinică pe termen lung pentru identificarea tuturor problemelor asociate, definirea și delimitarea rolului artroplastiei totale de gleznă.

1.4. Tipuri de endoproteze de gleznă

Artroplastia totală de gleznă este folosită în tratamentul chirurgical al articulației gleznei de peste 40 de ani, dar primele modele folosite (modele totale de gleznă datează din anii 1970) nu au avut rezultate încurajatoare. Începând cu anii 1980, artroplastiiile de gleznă au fost apreciate ca fiind promițătoare, dar au fost folosite destul de rar datorită ratei lor de eșec ridicată.

Potrivit Academiei Americane a Chirurgicalor ortopezi (American Academy of Orthopedic Surgeons AAOS), primele modele de endoproteze de gleznă au avut doar două componente și au necesitat un ciment osos pentru a le menține în poziție corectă, respectiv pentru asigurarea stabilității primare. Modelele mai noi nu au nevoie de ciment, în schimb, osul crește în endoproteza de gleznă la fel ca în cazul endoprotezelor de genunchi și șold. A doua generație implanturi de gleznă se poziționează fără ciment, folosind o componentă suport din polietilenă, fixă (cu două componente) sau mobilă (trei componente) (Eustice - 1, 2012).

În prezent, artroplastia totală de gleznă a devenit un subiect intens cercetat, iar numărul intervențiilor de înlocuire totală a articulației gleznei este din ce în ce mai mare. Există astfel aprobate de către FDA 6 modele de endoproteze de gleznă, și alte câteva modele sunt în studiu în Statele Unite ale Americii (Eustice - 1, 2012). Endoprotezele de gleznă pot avea două sau trei componente. Spre exemplu, modelele Agility, INBONE, Salto-Talaris și Eclipse prezintă un design cu două componente, pe când Scandinavian Total Ankle Replacement este un model cu trei componente (Cracchiolo & DeOrio, 2008).

Studii recente prezintă ca o nouă opțiune o proteză totală de gleznă biologică, nemetalică. Daniel K. Lee de la Universitatea din California, San Diego Medical Center, care a dezvoltat modelul de proteză de gleznă biologică a explicat că

noul design restabilește glezna cu un material biologic aprobat de FDA, similar colagenului din cartilaj. Intervenția chirurgicală de implantare este o procedură minim-invazivă, în timpul căreia cartilajul deteriorat este îndepărtat printr-o incizie de 4 cm. Materialul de colagen este modelat în articulație, unde se adaptează la conturul gleznei pacientului, ceea ce reprezintă de fapt o proteză personalizată. Materialul biologic este procesat din surse de colagen uman sau animal și a fost folosit timp de un deceniu în alte tipuri de intervenții chirurgicale. Post operator de folosește o orteză care asigură o fixare externă. După îndepărtarea acestei orteze, glezna biologică va oferi pacientului o mai bună mobilitate și stabilitate (Eustice - 2, 2012).

Luând în considerare designul endoprotezelor totale de gleznă, acestea pot fi grupate, din punct de vedere al constrângerilor, în trei categorii principale: constrânse, semi-constrânse și ne-constrânse, fiecare dintre acestea reprezentând o generație de produse. În prezent, implanturile neconstrânse le înlocuiesc pe cele semi-neconstrânse. În Europa sunt acceptate pe scară modelele neconstrânse, necimentate, cu trei componente. Alte criterii de clasificare a endoprotezelor de gleznă se referă la tipul fixării, numărul componentelor, congruența, forma componentelor și suprafața de alunecare (tabelul 1.2) (Hintermann, 2005).

Tabelul 1.2. Clasificarea endoprotezelor de gleznă

Criteriul de clasificare	Tipul endoprotezei
Tipul de fixare	Cimentată
	Necimentată
Numărul componentelor	Două componente
	Trei componente
Constrângerea	Constrânsă
	Semi-constrânsă
	Neconstrânsă
Congruența/conformitate	Congruență - Sferică, Sferoidală, Cilindrică, Alunecare/cilindrică, Conică
	Ne-congruentă - Trohlear, Bisferic, Concav/convex, Convex/convex
Forma componentelor	Anatomică
	Neanatomică
Suprafața de alunecare	Fixă
	Mobilă

1.4.1. Evoluția endoprotezelor de gleznă

Prima intervenție de artroplastie totală de gleznă a fost efectuată în 1970 de către Lord și Marrotte (Gougoulias et al., 2009), (Heuvel et al., 2010), (Kakkar & Siddique, 2011). Endoproteza totală de gleznă a avut o componentă tibială de tip stem lung (similar cu o endoproteză femurală) care s-a cuplat cu o componentă talară din polietilenă (care a înlocuit corpul talusului). Endoprotezarea a fost combinată suplimentar cu o fuziune subtalară (Gougoulias et al., 2009).

Cele mai vechi modele – **prima generație** (Thompson Parkridge Richard și Oregon) au tratat glezna ca o articulație cilindrică pură (singura mișcare posibilă fiind dorsiflexia și flexia plantară). Nici unul dintre aceste modele de proteze nu mai este folosit astăzi. Modelele constrânse sunt foarte stabile, astfel încât există puține șanse ca acestea să fie subluxate sau să afecteze anatomia țesuturilor adiacente. Cu toate acestea, prin tratarea gleznei doar ca articulație cilindrică se ignoră axele sale simultane multiple de mișcare și se compromise mecanica articulației și solicitarea acesteia. Tensiunile rezultate provoacă slăbirea rapidă a componentelor implantului. Pentru modelele constrânse, ratele de eșec pe termen lung sunt de 90% (Viscogliosi, 2011).

În tabelul 1.3 sunt prezentate sintetic principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din prima generație.

Protezele din cea de-a doua generație au fost dezvoltate în baza unor îmbunătățiri semnificative, pentru a depăși dezavantajele și complicațiile asociate cu protezele din prima generație, printre care acoperire cu hidroxiapatită pentru fixare necimentată, tehnici de implantare cu rezecție osoasă minimală, încercări de replicare a anatomiei normale a gleznei prin restabilirea alinierii mecanice și a cinematicii articulației, etc. (Heuvel et al., 2010), (Kakkar & Siddique, 2011).

A doua generație a fost reprezentată de modelele compuse din două piese, semi-constrânse. Aceste modele au reprodus mai bine anatomia gleznei prin replicarea talusului și mortezei și au permis mișcare laterală și rotație minimă. În Statele Unite, proteza de gleznă Agility produsă de compania DePuy nu a avut concurență în această categorie până în anul 2005. Implantul este compus din două piese, piesa suport din polietilenă se potrivește în interiorul componentei tibiale și constrânge talusul (Viscogliosi, 2011).

A treia generație, reprezentată de protezele cu componentă mobilă, ne-constrânse (dezvoltate inițial în anii 1970) reprezintă cea mai avansată generație de proteze gleznă. În această categorie pot fi menționate protezele Hintegra (produse de LifeScience) și STAR (produse de Small Bone Innovations Inc.). Proteza S.T.A.R. este în prezent singura proteză din trei componente, cu o componentă mobilă, necimentată, fără constrângeri disponibilă la nivel mondial (Viscogliosi, 2011).

În prezent, există aproximativ douăzeci de modele de endoproteze de gleznă, disponibile pe piață la nivel mondial (Cracchiolo & DeOrio, 2008), (Heuvel et al., 2010), (Coetzee & Deorio, 2010). Cea mai recentă generație de endoproteze de gleznă este compusă din trei componente: componentele tibială și talară realizate din cobalt-crom și acoperite cu un strat poros de titan pentru fixarea necimentată (unele modele sunt acoperite cu hidroxiapatită) articulează cu meniscul mobil din polietilenă.

Tabelul 1.3. Principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din prima generație

Caracteristica	Descriere
Tipul de fixare	Cimentată - Utilizarea cimentului osos a reprezentat o cauză principală ce a contribuit la eșecul acestora (Heuvel et al., 2010).
Numărul componentelor	Două componente - Componenta tibială (o componentă concavă din polietilenă) și componenta talară (o componentă metalică convexă)
Constrângerea	Constrânsă - Protezele constrânse au limitat mișcarea la planul sagital. Forma acestora a fost sferică, sferoidală, conică,

	cilindrică sau alunecare cilindrică (Lewis, 1994), (Kakkar & Siddique, 2011).
	Neconstrânsă - Protezele neconstrânse au avut formă de tip trohlear, bisferic, concav-convex, convex-concav (Kakkar & Siddique, 2011).
Congruența	Congruentă
	Ne-congruentă
Forma componentelor	Anatomică
	Neanatomică
Suprafața de alunecare	Fixă
	Mobilă
Puncte tari	Protezele constrânse au oferit o stabilitate mai mare, au minimizat impingement-ul maleolelor împotriva talus-ului, și au redus uzura inserției din polietilenă, datorită suprafețelor mari de contact (Kakkar & Siddique, 2011). Protezele neconstrânse au oferit o mobilitate mai bună.
Puncte slabe	Manipularea deficitară a țesuturilor moi împreună cu lipsa unui instrumentar chirurgical adecvat a rezultat în dehiscenta plăgii, infecții și poziționări inexacte ale implanturilor (Heuvel et al., 2010). Dezavantajul major a costat în tensiunile mari din interfețele os-ciment-implant, care au condus la un eșec rapid (Kakkar & Siddique, 2011). Protezele neconstrânse au avut o stabilitate redusă (Kakkar & Siddique, 2011). Abordarea gleznei doar ca o articulație cilindrică cu axa fixă ignoră axele de mișcare instantanee și compromite mecanica articulației și încărcarea acesteia (Viscogliosi, 2011).
Tehnica de implantare	Abord lateral
Principalele complicații raportate	Osteoliza, slăbirea fixării componentelor, infecții, impingement, deteriorarea țesutului moale, etc. (Heuvel et al., 2010).
Exemple	<ul style="list-style-type: none"> - Protezele constrânse: Imperial College London Hospital (ICLH), Conaxial, St. George/Buchholz, Thompson Parkridge Richards (TPR), TNK, Mayo (Kakkar & Siddique, 2011). Modelul TNK nu este în prezent aprobat de FDA, este folosit aproape exclusiv în Japonia. TNK este o endoproteză necimentată, cu două componente, tip fixed-bearing. - Protezele neconstrânse: Bath și Wessex, Irvine, Smith și Newton (Kakkar & Siddique, 2011).

În tabelul 1.4 sunt prezentate sintetic principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din a doua generație.

Tabelul 1.4. Principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din a doua generație

Caracteristica	Descriere
Tipul de fixare	Necimentat - Acoperiri cu hidroxiapatită (Heuvel et al., 2010).
Numărul componentelor	Două componente – Endoprotezele cu două componente tip fixed-bearing au o singură articulație între componenta tibială și cea talară, cu o inserție din polietilenă atașată componentei tibiale (Heuvel et al., 2010).
	Trei componente – Endoprotezele cu trei componente tip mobile-bearing au o componentă mobilă, din polietilenă, care funcționează ca un menisc între componentele tibială și talară, și care determină două suprafețe articulare separate. Meniscul mobil reduce forțele de forfecare deoarece impune constrângeri minime. Totodată, meniscul mobil maximizează congruența dintre suprafețele articulare, minimizând astfel uzura componentei din polietilenă (Viscoqliosi, 2011).
Constrângerea	Semi-Constrânsă -
	Neconstrânsă -
Congruența	Congruentă - Meniscul mobil maximizează congruența dintre suprafețele articulare (Heuvel et al., 2010).
	Ne-congruentă
Forma componentelor	Anatomică - Încercări de replicare a anatomiei normale a gleznei prin restabilirea alinierii mecanice și a cinematicii articulației (Heuvel et al., 2010).
	Neanatomică
Suprafața de alunecare	Fixă - Endoprotezele cu două componente tip fixed-bearing
	Mobilă - Endoprotezele cu trei componente tip mobile-bearing
Puncte tari	Tehnici de implantare cu rezecție osoasă minimală (Heuvel et al., 2010). Uzură mai mică a componentei din polietilenă datorită meniscului mobil (Heuvel et al., 2010).
Tehnica de implantare	Abord anterior
Exemple	Scandinavian Total Ankle Replacement (STAR, Waldemar Link, Hamburg, Germany), Buechel-Pappas Total Ankle Replacement (Endotec, South Orange, NJ), Agility Total Ankle System (Depuy, Warsaw, IN) (Heuvel et al., 2010).

În tabelul 1.5 sunt prezentate sintetic principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din a treia generație.

În prezent, piața internațională a endoprotezelor de gleznă este dominată de modelele: Agility, Buechel-Pappas și STAR (Vickerstaff et al., 2007). Se prezintă în continuare câteva modele de endoproteze de gleznă, considerate ca fiind cele mai importante ca design pentru prezent și tendințe viitoare.

1.4.2. Endoproteza Agility

Endoproteza **Agility Ankle** produsă de firma DePuy a fost aprobată de către FDA în luna mai a anului 2002. Agility Ankle este o proteză cimentată, formată din componenta tibială și componenta talară (figura 1.2.a). Componenta tibială este compusă dintr-o parte metalică și o parte concavă din material plastic ce oferă

suport atât tibiei cât și fibulei prin realizarea unei punți în spațiul dintre cele două oase. Inserția de polietilenă este fixată în componenta tibială. Componenta talară este fixată pe talus și permite acestuia atât flexia plantară cât și dorsiflexia. Componenta talară articulează cu cea tibială cu aproximativ 20° de rotație externă (Bestic et al., 2008).

Implantul Agility este semi-constrans, permițând deplasarea medială și laterală sub componenta tibială. Acest lucru ajută la scăderea tensiunilor din componenta tibială și permite o poziționare mai fiziologică a talusului sub tibie.

Tabelul 1.5. Principalele caracteristici ale endoprotezelor de gleznă din a treia generație

Caracteristica	Descriere
Tipul de fixare	Necimentat (Heuvel et al., 2010): <ul style="list-style-type: none"> – Acoperiri cu un strat poros de titan; – Acoperiri cu hidroxiapatită. Fixarea este, în general, realizată prin press-fit (Viscogliosi, 2011).
Numărul componentelor	Trei componente - Endoprotezele cu trei componente tip mobile-bearing au o componentă mobilă, din polietilenă, care funcționează ca un menisc mobil între componentele tibială și talară, și care determină două suprafețe articulare separate. Meniscul mobil reduce forțele de forfecare deoarece impune constrângeri minime. Totodată, meniscul mobil maximizează congruența dintre suprafețele articulare, minimizând astfel uzura componentei din polietilenă.
Constrângerea	Neconstrânsă - Dispozitivele ne-constrânse au o componentă tibială, cu o suprafață plană, o componentă suport care are vârful plat și capătul de jos concav, și o componentă talară care reproduce cupola astragalului. Aceste modele permit mișcarea laterală la interfața dintre tibie și componenta de sprijin și mișcarea de flexie și extensie la interfața dintre componenta de sprijin și talus, și poate cel mai important, mișcarea de rotație compusă a gleznei realizată prin suprapunerea simultană a mișcărilor simple. (Viscogliosi, 2011).
Congruența	Congruentă - Meniscul mobil maximizează congruența dintre suprafețele articulare (Heuvel et al., 2010). Suportul și stabilitatea sunt asigurate de țesuturi moi și conjunctive (Viscogliosi, 2011).
Forma componentelor	Anatomică - Încercări de replicare a anatomiei normale a gleznei prin restabilirea alinierii mecanice și a cinematicii articulației (Heuvel et al., 2010). Endoprotezele sunt proiectate pentru a integra cu os din jur (Viscogliosi, 2011).
Suprafața de alunecare	Mobilă - Endoprotezele cu trei componente tip mobile-bearing
Puncte tari	Tehnici de implantare cu rezecție osoasă minimală (Heuvel et al., 2010). Uzură mai mică a componentei din polietilenă datorită meniscului mobil (Heuvel et al., 2010).

Tehnica de implantare	Abord anterior
Exemple	Hintegra® (Integra, France), Ankle Evolution System (AES) (Biomet Europe, Belgium), Bologna-Oxford (BOX) (Finsbury, Leatherhead, UK) Salto™ (Tornier, Grenoble, France), Mobility (Depuy, Leeds, UK) (Heuvel et al., 2010).

Endoproteza **AGILITY® LP Total Ankle System** (figura 1.2.b) produsă de compania DePuy face parte din a patra generație de endoproteze de gleznă, concepția sa bazându-se pe 20 ani de experiență clinică. Principalele noutăți constau în reproiectarea componentei talare și abilitatea de dimensionarea componenta talară cu o dimensiune în raport cu componenta tibială (DePuy Synthes - 1, 2012).



a. Agility™ (Alvine Orthopaedics, 2012)

b. Agility® LP Total Ankle System (DePuy Synthes - 2, 2012)

Figura 1.2. Variante ale endoprotezei Agility

Avantajele principale ale acestei endoproteze sunt (Hintermann, 2005):

- permite înlocuirea completă a articulației, deoarece designul cu două componente încorporează fuziunea syndesmotică pentru a permite resuprafațarea întregii articulații.
- elimină mișcarea fibulei și realizează conversia unei articulații cu trei oase într-o articulație cu două oase, care ar trebui să simplifice problemele mecanice ce implică glezna.
- fuziunea syndesmotică oferă o suprafață mai mare de fixare a componentei tibiale, sporind astfel interfața os-implant și permițând de asemenea fibulei să împartă o parte din sarcină.
- suprafața articulară a tibiei este plasată la 23° extern, în conformitate cu rotația externă a gleznei normale, pentru a simula un aliniament transmalleolar normal al gleznei.
- translația ușoară în planul coronal, precum și rotație axială sunt posibile prin proiectarea corespunzătoare ce conduce la scăderea transfer de sarcină la interfața os-implant.

Caracteristicile endoprotezei AGILITY sunt prezentate sintetic în tabelul 1.6 (OrthopaedicsOne - 1, 2012), (Gougoulas et al., 2009), (Kakkar & Siddique, 2011), (Hintermann, 2005), (Bestic et al., 2008), (Vickerstaff et al., 2007), (Heuvel et al., 2010).

1.4.3. Endoproteza Buechel-Pappas

Sistemul **Buechel-Pappas™ Total Ankle Replacement** a fost conceput de Dr. F.F. Buechel și Dr. M.J. Pappas în 1989 și este fabricat de Endotec Inc., în New

Jersey, SUA. Acest model reprezintă dezvoltarea unei proteze mai vechi a aceleiași firme și grup de design (New Jersey LCS – Low Contact Stress).

Tabelul 1.6. Caracteristicile endoprotezei Agility

Designer / Anul / Producător	F.G. Alvine (Sioux Falls, South Dakota) / 1984 / DePuy Orthopaedics (Warsaw, Indiana)
Tipul de fixare	Cimentată Suprafețele de alunecare au o acoperire poroasă
Număr de componente	Două componente – două componente metalice și o componentă din polietilenă fixată în componenta tibială
Constrângere	Semiconstrânsă - permite deplasarea medială și laterală sub componenta tibială
Congruență	Articulație conformă parțial
Suprafața de alunecare	Fixă - Endoproteză cu două componente tip fixed-bearing
Materiale	<ul style="list-style-type: none"> – Aliaj Ti – ambele componente tibială și talară – Aliaj Ti - componenta tibială / Aliaj CoCr componenta talară – UHMWPE componenta intermediară fixată în componenta tibială
Caracteristici specifice	<ul style="list-style-type: none"> – sprijin mai mare pentru gleznă și stabilitate mai mare pe termen lung; – dimensiuni multiple, pentru o fixare mai exactă

Endoproteza Buechel-Pappas™ este fabricată din aliaj de titan, cu suprafața acoperită de un film ceramic pentru mai buna alunecare a meniscului din polietilenă UHMWPE și pentru o mai bună osteointegrare (Hărăguș, 2010).

Acest sistem implică mișcarea de rotație a meniscului mobil care este articulat în partea superioară cu suprafața plană a componentei tibiale, iar în partea inferioară cu suprafața biconcavă a componentei talare (figura 1.3).



Figura 1.3. Sistemul Buechel-Pappas™ Total Ankle Replacement (Heuvel et al., 2010)

Caracteristicile endoprotezei *Buechel-Pappas* sunt prezentate sintetic în tabelul 1.7 (OrthopaedicsOne - 1, 2012), (Gougoulis et al., 2009), (Kakkar &

Siddique, 2011), (Hintermann, 2005), (Bestic et al., 2008), (Vickerstaff et al., 2007), (Heuvel et al., 2010).

1.4.4. Endoproteza S.T.A.R. (Scandinavian Total Ankle Replacement)

Prima variantă a protezei totale **S.T.A.R. (Scandinavian Total Ankle Replacement)** a devenit disponibilă în Europa la începutul anilor 80. Principalele caracteristici ale acestei endoproteze au fost: două componente, cimentată, design fixed-bearing. Sistemul STAR a fost dezvoltat în continuare (implantul actual este generația a treia și diferă mult și principial de cel inițial, deși păstrează același nume) ca un implant cimentat cu trei componente, design mobile-bearing (în 1986), și ca un implant necimentat cu trei componente, design mobile-bearing (în 1990), devenind cel mai popular sistem de înlocuire a articulației gleznei în Europa (Heuvel et al., 2010), (Hărăguș, 2010). Proteza totală STAR a fost aprobată FDA în 27 mai 2009. STAR a fost prima proteză mobilă cu trei componente vândută în Statele Unite (Eustice - 1, 2012).

Tabelul 1.7. Caracteristicile endoprotezei Buechel-Pappas

Designer / Anul / Producător	F.F. Buechel și M.J. Pappas / 1989 / Endotec Inc., (South Orange, New Jersey)
Tipul de fixare	Necimentată - Suprafețele de alunecare au o acoperire poroasă TiN (Ultracoat): acoperire ceramică, BioCoat: 3 straturi acoperire poroasă
Număr de componente	Trei componente - două componente metalice și o componentă din polietilenă
Constrângere	Neconstrânsă - permite o rotație totală de 65°
Congruență	Articulație conformă integral
Forma componentelor	Componenta talară folosește un sulcus (șanț) care permite inversie/eversie fără a produce încărcarea marginilor.
Suprafața de alunecare	Mobilă - Endoproteză cu trei componente tip mobile-bearing Mișcare cilindrică de alunecare
Materiale	– Aliaj Ti (Ti6Al4V) - componente tibială și talară – UHMWPE componenta intermediară fixată în componenta tibială
Caracteristici specifice	– Stem-ul componentei tibiale și șanțul adânc al componentei astragalului permit așezarea corespunzătoare (se potrivesc cu) pe suprafața componentei de polietilenă și mișcarea de inversie/eversie. – Rezecție osoasă minimă.

Proteza de gleznă S.T.A.R. este formată din trei componente funcționale (figura 1.4) (Hărăguș, 2010):

- componenta metalică (CoCrMo) tibială plată cu două bare de ancorare, acoperită prin pulverizare cu plasmă de titan;
- suportul (meniscul) mobil din polietilenă UHMWPE;
- componentă metalică (CoCrMo) talară cilindrică convexă, care resuprafațează întreaga suprafață de contact a talusului (inclusiv adâncituri medio maleolare), acoperită prin pulverizare cu plasmă de titan.



Figura 1.4. Sistemul S.T.A.R. (Heuvel et al., 2010)

Fiind complet congruent, meniscul mobil (inlay) din polietilenă articulează superior cu suprafața plană a platoului tibial (suprafața proximală a acestuia este plană și permite alunecare), și inferior cu striul longitudinal convex al componentei astragalului (partea distală sau talară este concavă și are un canal radial poziționat centrat pe direcție antero-posterioară). Această caracteristică de proiectare permite mișcarea liberă (neconstrânsă) a meniscului din polietilenă în raport cu rotația internă / externă, plus rotația în planul transversal la interfața menisc - componenta tibială și dorsiflexie / flexie plantară la interfața menisc - componenta talară, dar nu permite rotația astragalului (Hintermann, 2005).

Ansamblul este proiectat să înlocuiască o parte din componentele tibială și talară ale articulației gleznei normale, păstrând în același timp gama de mișcare cât mai mult posibil. Există două suprafețe de sprijin:

- interfața dintre suprafața de sus a suportului mobil și suprafața corespunzătoare a plăcii tibiale;
- interfața dintre suprafața de jos a suportului mobil și suprafața corespunzătoare a plăcii talare.

Componenta tibială are o suprafață plană și o suprafață cu două proeminențe sub formă de bare cilindrice orientate pe direcția antero-posterioară. Suprafața plană din partea de sus a suportului mobil culisează pe suprafața plană a plăcii tibiale. Proeminențele cilindrice ale plăcii tibiale ajută la fixarea acesteia de partea distală a tibiei. Partea de jos a componentei mobile este concavă, mulându-se pe partea convexă a suprafeței de sus a plăcii talare. Designul componentei mobile este realizat în așa fel încât să reducă forțele de forfecare care pot duce la slăbirea componente de metal și la reducerea tensiunii la interfața os metal (Hintermann, 2005).

Componenta talară este proiectată ca o proteză anatomică pentru a acoperi domul talar, anterior, posterior, median și fațetele laterale. Componenta talară este concepută pentru a minimiza cantitatea de os care trebuie eliminată. De la apexul domului, pereții coboară oblic spre exterior pentru a se conforma cu anatomia normală a oaselor. Privită din lateral, partea proximală a componentei talare este proiectată sub forma domului talar al gleznei normale. O creastă mică, semicilindrică, se ridică din partea anterioară spre partea posterioară a suprafeței

concave a componentei. Scopul acestei creste este de a constrânge mișcările laterale ale suportului mobil (Hintermann, 2005).

Caracteristicile endoprotezei S.T.A.R. sunt prezentate sintetic în tabelul 1.8 (OrthopaedicsOne - 1, 2012), (Gougoulis et al., 2009), (Kakkar & Siddique, 2011), (Hintermann, 2005), (Bestic et al., 2008), (Vickerstaff et al., 2007), (Heuvel et al., 2010).

Tabelul 1.8. Caracteristicile endoprotezei S.T.A.R.

Designer / Anul / Producător	Kofoed (Copenhagen, Denmark) / 1981 / Small Bone Innovations (Morrisville)
Tipul de fixare	Necimentată - Suprafețele de alunecare au o acoperire poroasă Interfața dinspre os este pulverizată cu plasmă de titan pentru porozitate și hidroxiapatită pentru a grăbi osteointegrarea
Număr de componente	Trei componente – două componente metalice și o componentă din polietilenă
Constrângere	Constrânsă – constrângere axială minimă
Congruență	Articulație conformă integral
Forma componentelor	Meniscul mobil articulează superior cu suprafața plană a platoului tibial și inferior cu striul longitudinal convex al componenta astragalului.
Suprafața de alunecare	Mobilă - Endoproteză cu trei componente tip mobile-bearing
Materiale	– Aliaj CoCr sau CoCrMo – componente tibială și talară – UHMWPE – meniscul mobil
Caracteristici specifice	– Componenta tibială nu este anatomică ceea ce de multe ori o subdimensionează. – Suprafața de contact a polietilenei este relativ mică, pentru a permite rotație în plan transversal. – Rezecție osoasă minimă. – Mișcări: 10° dorsiflexie, 30° flexie plantară, 15° rotația gleznei

1.4.5. Endoproteza HINTEGRA (Newdeal SA, Lyon, France)

Endoproteza HINTEGRA este formată din trei componente (figura 1.5): o componentă tibială plată, componenta intermediară din polietilenă și o componentă talară conică convex cu o rază medială mai mică. Ambele componente metalice (tibială și talară) sunt fixate prin șuruburi prin scuturile ventrale. Marginile laterale ale componentei talare mențin componenta de polietilenă în poziție corespunzătoare pentru a împiedica dislocarea (Hintermann et al., 2004), (Gougoulis et al., 2009), (Kakkar & Siddique, 2011).

Cele două componente metalice sunt realizate din aliaj cobalt crom (CoCr). Suprafețele de alunecare sunt fin lustruite, iar celelalte suprafețe sunt poroase (20% porozitate) și acoperite cu titanium și hidroxiapatită. Meniscul este realizat din polietilenă cu greutate moleculară ultra ridicată UHMWPE.



Figura 1.5. Endoproteza HINTEGRA (Hintermann, 2005)

Caracteristicile endoprotezei HINTEGRA sunt prezentate sintetic în tabelul 1.9 (OrthopaedicsOne - 1, 2012), (OrthopaedicsOne - 2, 2012), (Hintermann, 2010), (Barg et al., 2012), (Hintermann et al., 2004), (Gougoulias et al., 2009), (Kakkar & Siddique, 2011), (Hintermann, 2005).

Tabelul 1.9. Caracteristicile endoprotezei HINTEGRA

Designer / Producător / anul	B. Hintermann (Basel, Switzerland); G. Dereymaeker (Pellenberg, Belgium); R. Viladot (Barcelona/Spain); P. Diebold (Maxeville, France) / Newdeal SA, Lyon, France / 2000
Tipul de fixare	Necimentată - Suprafețele de alunecare au o acoperire poroasă (20% porozitate) și sunt acoperite cu titanium și hidroxiapatită
Număr de componente	Trei componente - două componente metalice și o componentă din polietilenă
Constrângere	Neconstrânsă - Limitele de mișcare depind de constrângerile țesutului moale natural
Congruență	Congruentă - oferă 50° contact congruent pentru flexie/extensie și 50° contact congruent pentru de rotația axială, care oferă suprafețe de contact congruente pentru activitățile obișnuite
Forma componentelor	Componenta talară reproduce anatomia talusului
Suprafața de alunecare	Meniscul mobil asigură rotația axială și mobilitatea normală pentru flexie-extension
Materiale	CoCr acoperit cu Ti-HA; UHMWPE
Caracteristici specifice	Asigură stabilitatea pentru inversie/eversie Rezecție osoasă minimă, suport osos extins, echilibrarea corespunzătoare a ligamentului, tensiuni de contact minime în interiorul și în jurul protezei

1.4.6. Alte modele de proteze de gleznă disponibile în prezent

În prezent, sunt disponibile pe piață mai multe modele de proteză totală gleznă. Design-ul acestor modele diferă în mai multe moduri, inclusiv numărul componentelor, comportamentul biomecanic și tehnica de implantare. Se prezintă în continuare, foarte succint, câteva din aceste modele.

Proteza de gleznă **AES (Ankle Evolutive System)** a fost creată în 1998 sub coordonarea Dr. J.C. Asencio în Nimes, Franța și este produsă de compania Biomet Merck din Dordrecht, Olanda. Proteza de gleznă AES are trei componente: două componente din aliaj de CoCr, acoperite cu hidroxiapatită și un menisc din polietilenă (figura 1. 6). Este asemanătoare în design cu Buechel-Pappas, dar

prezintă unele îmbunătățiri: platou tibial mai gros, forma mai ergonomică a stentului și opțiunea de înlocuire a suprafeței talare a articulației cu maleola tibială (Hărăguș, 2010), (Hintermann, 2005).



Figura 1.6. Proteza AES (Ankle Evolutive System) (Hintermann, 2005)

Una din complicațiile majore ale acestei endoproteze constă în apariția cu o frecvență neașteptat de mare a leziunilor osteolitice în cazul pacienților implantați cu AES (MHRA, 2012).

Proteza totală de gleznă **INBONE Total Ankle** este produsă de Wright Technology și este aprobată FDA din noiembrie 2005. Sistemul INBONE conține două componente, cea tibială având o piesă din polietilenă imobilizată de piesa de titan (figura 1. 7). O tijă lungă de titan asigură fixarea acestei părți a implantului în tibia. Componenta talară are o formă anatomică, este realizată din aliaj CoCr lustruit fin, fixarea făcându-se cu ajutorul unei tije (Eustice - 3, 2012).



Figura 1.7. Proteza INBONE Total Ankle (Wright Medical, 2012)

Proteza totală de gleznă INBONE Total Ankle prezintă stem-uri de ancorare care asigură o bună poziționare în tibia și talus. Design-ul modular al acestei endoproteze permite medicului ortoped să selecteze componentele potrivite atât pentru dimensiunile pacientului, cât și pentru structura osoasă (Wright Medical, 2012), (Pedowitz & Wapner, 2010).

Proteza totală de gleznă **Eclipse Total Ankle Replacement** a fost aprobată FDA în noiembrie 2006. Endoproteza Eclipse este formată din două componente (figura 1. 8): componenta tibială și cea fixă din polietilenă și se implantează prin abord medial sau lateral (Pedowitz & Wapner, 2010), (Gougoulis et al., 2009).



Figura 1.8. Proteza Eclipse Total Ankle (Pedowitz & Wapner, 2010)

Proteza **Salto Talaris Anatomic Ankle** (figura 1.9) a fost aprobată de către FDA pentru comercializare în anul 2006 și reprezintă o variantă nouă de design a protezei Salto Ankle. Aceasta imită anatomia și mișcările de flexie-extensie ale articulației naturale a gleznei (Beckman, 2012).



Figura 1.9. Proteza Salto Talaris Anatomic Ankle (Beckman, 2012)

1.4.7. Tendințele actuale ale pieței de endoproteze de gleznă

În prezent sunt pe piață multe tipuri de implanturi, dar, majoritatea celor folosite se încadrează în tiparul de 3 componente cu menisc mobil, necimentate, introduse prin abord anterior.

Se presupune că, prin dezvoltarea modelelor existente și conceperea unor noi modele, împreună cu formarea corespunzătoare a chirurgilor ortopezi, folosirea instrumentelor de precizie și realizarea studiilor clinice pe termen lung, piața protezelor de gleznă (figura 1. 10) va putea rivaliza cu cea a protezelor de șold și genunchi. Performanțele statistice ale protezei S.T.A.R arată faptul că artroplastia totală de gleznă îmbunătățește eficacitatea tratamentului în cazul pacienților corect selectați (Viscogliosi, 2011).

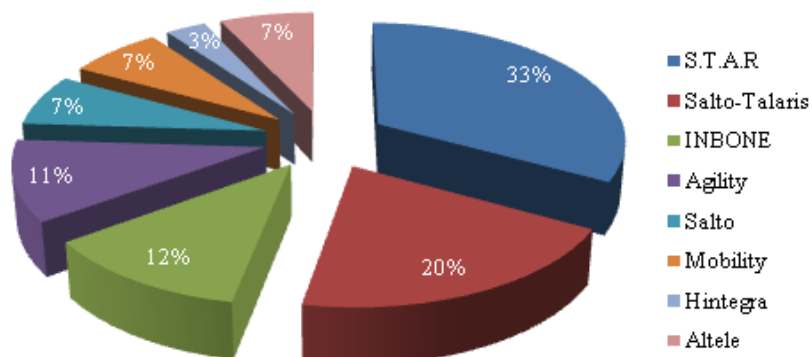


Figura 1.10. Piața la nivel mondial pentru protezele totale de gleznă în anul 2011 (Viscogliosi, 2011)

1.5. Evaluarea comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice

Comportamentul biomecanic al implanturilor ortopedice depinde de mai mulți factori, dintre care, printre cei mai importanți, pot fi menționați (Anasane et al., 2007):

- proprietățile materialelor din care sunt fabricate implanturile;
- proprietățile structurale care diferă de caracteristicile de rezistență, fiind funcție atât de material, cât și de configurația structurală a implantului (Moore, 2012);
- tehnologiile de fabricație;
- tratamente termice și acoperirile;
- calitatea suprafețelor;
- poziționarea corespunzătoare în țesutul gazdă în timpul actului chirurgical;
- tehnica chirurgicală de implantare;
- instrumentarul chirurgical folosit în timpul intervenției.

Cerințele generale impuse materialelor folosite pentru fabricația implanturilor se referă la (Spiekermann, 1995), (Teoh, 2004):

- compatibilitatea biologică (biocompatibilitatea);
- compatibilitatea mecanică (relația dintre proprietățile materialelor și structura acestora);
- reacția țesutului gazdă și citotoxicitatea;
- sterilizare
- prelucrabilitatea;
- funcționalitatea.

În general, studiul comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice trebuie să analizeze proprietățile mecanice corespunzătoare:

- materialelor folosite în fabricația implanturilor ortopedice;
- sistemului de implantare/endoprotezare:
 - componente - individual;
 - ansamblu sistem stabilizare/endoproteză;
 - sistem stabilizare/endoproteză implantată în os (artificial) - in vitro;
 - sistem stabilizare/endoproteză implantată în os natural - in vivo.

De asemenea, studiul comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice trebuie să urmărească performanțele structurii anatomice implantate (os fracturat, articulație) atât pe termen scurt, cât mai ales pe termen lung.

1.6. Materiale utilizate pentru fabricația implanturilor 49

Funcționalitatea structurii anatomice implantate (mobilitate, forță, lipsa/atenuarea durerii, etc.) depinde de toți factorii menționați la începutul acestui subcapitol.

1.6. Materiale utilizate pentru fabricația implanturilor ortopedice

Materiale utilizate pentru fabricația implanturilor ortopedice sunt alese în funcție de caracteristicile mecanice și de rolul funcțional pe care îl are implantul. O clasificare generală a acestor materiale este prezentată în tabelul 1.10 (Teoh, 2004).

Tabelul 1.10. Clasificarea biomaterialelor

Materiale biologice		Materiale sintetice	
Țesuturi moi	Pielea, tendon, pericard, cornee	Polimeri	UHMWPE, PMMA, PEEK, Silicon, Poliuretan, PTFE
		Metale	Oțel inoxidabil, aliaj Co-Cr-Mo, Titanim, aliaj Ti-Al-V, aur, platină
Țesuturi tari	Os, dentină, epidermă	Ceramice	Alumina, Zirconiu, Carbon, Hidroxiapatită, sticlă bio, etc.
		Compozite	Fibră carbon

Alegerea materialelor folosite pentru fabricația endoprotezelor de șold, genunchi și gleznă ia în considerare mai mulți factori, precum proprietățile mecanice, nivelul de activitate și vârsta pacientului, preferințele chirurgilor, și, nu în ultimul rând, costul.

Materialele utilizate pentru fabricația endoprotezelor de gleznă trebuie să asigure următoarele proprietăți principale:

- biocompatibilitate cât mai bună;
- proprietăți fizico-chimice și mecanice asemănătoare proprietăților structurilor anatomice pe care le înlocuiesc;
- reducerea osteolizei și a reacțiilor adverse;
- păstrarea formei și a proprietăților inițiale un timp îndelungat.

Evaluarea proprietăților materialelor folosite pentru fabricația endoprotezelor se realizează prin comparație cu proprietățile osului, acesta fiind compus din colagen și hidroxiapatită. Colagenul oferă osului un modul Young scăzut, o rezistență bună la tracțiune, dar rezistență slabă la compresiune, iar Hidroxiapatita este responsabilă pentru o rezistență bună la compresiune și rigiditate dar este casantă.

Osul prezintă o foarte slabă rezistență la forfecare, dar are cea mai mare rezistență la compresiune și prezintă o structură dinamică ce îi remodelează geometria pentru a crește cortexul interior și exterior, pentru a modifica momentul de inerție și pentru a minimiza tensiunile de îndoire (Karadsheh, 2013).

Modulul de elasticitate al materialelor folosite în implantologie este de cel puțin șapte ori mai mare decât cel al țesutului osos. Această diferență majoră poate produce apariția fenomenului de „stress shielding”, caracterizat de resorbția osoasă

în vecinătatea implantului, respectiv de osteopenie (reducerea densității osului și deci și a rezistenței acestuia) (Niinomi and Nakai, 2011), (Frosch & Stürmer, 2006). Datorită implantului, care preia cea mai mare parte a solicitării mecanice, țesutul osos este privat de stimularea mecanică necesară procesului de homeostază, ceea ce poate conduce la complicații clinice.

Tabelul 1.11 prezintă sintetic avantajele și dezavantajele principalelor materiale folosite pentru fabricația implanturilor ortopedice (Karadsheh, 2013).

Tabelul 1.11. Avantajele și dezavantajele principalelor biomateriale

Material	Avantaje	Dezavantaje
Titanium	<ul style="list-style-type: none"> – foarte biocompatibil; – formează un strat de oxid aderent prin auto-pasivare ceea ce îl face rezistent la coroziune; – modulul de elasticitate scăzut îl face mai asemănător cu materialele biologice precum osul cortical. 	<ul style="list-style-type: none"> – rezistență scăzută la uzură; – generează resturi de metal (debris) mai mult decât aliajul cobalt crom; – rezistență la forfecare relativ mică; – dificultăți în procesul de fabricație.
Oțelul inoxidabil – aliaj Fe-C cu elemente de crom, molibden, mangan	<ul style="list-style-type: none"> – foarte rigid; – rezistent la fisurare; – preț competitiv; – prelucrabilitate relativ ușoară 	<ul style="list-style-type: none"> – susceptibil la coroziune; – apariția fenomenului de <i>stress shielding</i> al osului datorită rigidității superioare a metalului.
Aliaj de cobalt: cobalt, crom, molibden, nichel	<ul style="list-style-type: none"> – rezistență mecanică foarte bună; – rezistență la coroziune mai bună decât oțelul inoxidabil. 	<ul style="list-style-type: none"> – posibila toxicitate a inonilor de Ni eliberați; – rezistență la coroziune mai slabă decât titanul.
Polietilena cu greutate moleculară ultraridicată (UHMWPE)	<ul style="list-style-type: none"> – dur, ductil, elastic, rezistent la uzură 	<ul style="list-style-type: none"> – sensibil la abraziune, uzura fiind de obicei cauzată de incluziuni ale unui al treilea corp; – termoplastic, poate fi modificat de temperaturi extreme; – mai slab decât oase în tensiune.
Polimetilmetacrilat (PMMA, ciment osos)	<ul style="list-style-type: none"> – atinge rezistența de rupere în 24 de ore; – rezistent la compresiune; – modulul lui Young între osul cortical și cel spongios. 	<ul style="list-style-type: none"> – rezistență scăzută la tracțiune și la forfecare; – inserția poate conduce la scăderea periculoasă a tensiunii arteriale;

Material	Avantaje	Dezavantaje
		– eșec cauzat adesea de microfracturi și fragmentări.
Siliconi	– polimeri care sunt folosiți adesea în artroplastia articulațiilor neîncărcate cu greutate (non-bearing)	– rezistență slabă și uzură responsabilă pentru sinovită
Ceramică	– cele mai bune caracteristici de uzură cu PE; – înaltă rezistență la compresiune.	– de obicei este fragilă (casantă), tenacitate mică la fracturi; – valori mari ale modulului lui Young; – rezistența la tracțiune scăzută; – caracteristici slabe de rezistență la fisurare.

Materiale metalice. Există patru grupe de materiale metalice ce se folosesc cu preponderență la fabricația implanturilor ortopedice: oțelul inoxidabil, aliajul Co-Cr, titanul pur și aliajele de titan. Fiecare element constituent al aliajului, în funcție de compoziția chimică a acestuia, contribuie la definirea proprietăților fizice și chimice ale materialului îmbunătățind de obicei o serie de caracteristici, cum ar fi duritatea, rezistența la coroziune și rezistența la oboseală.

Proprietățile mecanice ale unui implant depind nu numai de tipul materialului folosit, dar și de procesul de fabricație, tratamentele termice și mecanice putând schimba microstructura materialului.

Pentru a îmbunătăți implanturile ortopedice, tendința actuală a cercetărilor este orientată spre dezvoltarea de noi aliaje de titan, cu proprietăți biologice și biomecanice îmbunătățite. Realizarea unei fixări rapide și sigure a implantului în os necesită caracteristici și structuri de suprafață optimizate. Se studiază astfel tipuri de acoperiri biomimetice cu și fără capacitatea de a elibera factori de creștere și de acoperire celulară, inclusiv dezvoltarea de implanturi de titan acoperite cu celule stem pentru înlocuirea parțială a suprafețelor articulațiilor (Frosch & Stürmer, 2006).

Materialul metalic revoluționar, Oxinium (97.5% Zirconiu și 2.5% Niobiu) combină proprietățile superioare ale metalelor și ceramicii, ceea ce îi conferă un nivel înalt de biocompatibilitate. Suprafața exterioară este transformată în ceramică printr-un procedeu tehnologic dezvoltat de către firma Smith&Nephew (Smith & Nephew, 2013). Principalele avantaje ale acestui material sunt date de proprietățile superioare de rezistență la uzură, duritate, toleranță la defecte, rezistență la oboseală. Oxinium este folosit în prezent cu succes pentru componentele metalice ale endoprotezelor de șold și genunchi (Smith & Nephew, 2013), (Bugariu, 2012). Nu am găsit în literatură studii despre folosirea acestui material pentru endoprotezele de gleznă.

Materialele metalice folosite frecvent pentru fabricația componentelor tibială și talară ale endoprotezelor de gleznă sunt aliajele de Titan, aliajele Co-Cr și CoCrMo.

Materiale polimerice. Dintre compușii polimerici folosiți pentru fabricația implanturilor ortopedice se folosesc intens polietilena cu greutate moleculară ultraridică (UHMWPE), poliuretanul, polimetilmetilacrilatul (PMMA), polimetilmetilketona (PEEK) și mai nou polietilena reticulată (PEX sau XLPE), care prezintă o rezistență la uzură superioară.

Componenta intermediară fixată în componenta tibială, respectiv meniscul mobil ale endoprotezelor de gleznă sunt realizate din UHMWPE.

Materiale ceramice. Bioceramicele reprezintă o categorie de materiale în structura cărora intră atât componente metalice, cât și nemetalice, legate între ele prin legături covalente sau ionice. Spre deosebire de materialele metalice, aceste materiale nu sunt predispuse la coroziune chimică. Un mare dezavantaj îl constituie faptul că sunt sensibile la diferite forme de degradare, atunci când interacționează cu mediul fiziologic, nivelul de degradare fiind, de regulă, în funcție de materialul ceramic (Bugariu, 2012).

Unul dintre materialele ceramice utilizate pentru implanturile ortopedice este alumina (Al_2O_3) datorită rezistenței la coroziune, biocompatibilității și bunei rezistențe la uzură. Un alt material este hidroxiapatita, o ceramică pe bază de fosfat de calciu, utilizată ca acoperire în cazul endoprotezelor, pentru favorizarea procesului de osteointegrare.

Materiale compozite. Compozitele se definesc ca acele materiale anizotrope, compuse din două sau mai multe faze constituente, de obicei o matrice și o componentă de armare. Acestea își mențin identitatea separată în compozit (cel puțin la nivel microscopic), totuși combinarea lor generează ansamblului proprietăți și caracteristici diferite de cele ale materialelor componente în parte.

Materialele ceramice și cele compozite nu se folosesc uzual pentru fabricația componentelor endoprotezelor de gleznă.

Cele mai importante proprietăți mecanice ale materialelor folosite în fabricația implanturilor ortopedice se referă la (Teoh, 2004), (Anasane et al., 2007):

- modulul de elasticitate, care reprezintă o caracteristică generală a rigidității materialului.
- rezistență la rupere, care descrie capacitatea materialului de a rezista la o anumită sarcină înainte de rupere;
- alungirea la rupere, care descrie deformația maximă materialului înaintea ruperii;
- tenacitate este o măsură importantă a rezistenței materialului la propagarea fisurilor;
- rezistență la oboseală;
- rezistența la uzură;
- rezistență la coroziune.

Tabelul 1.12 prezintă o comparație a materialelor biocompatibile în funcție de principalele proprietăți (Anasane et al., 2007).

Tabelul 1.12. Comparația materialelor biocompatibile în funcție de principalele proprietăți

Caracteristica	Oțel inoxidabil (316L)	Titan	Aliaj Titan (Ti-6Al-4V)	Aliaj Cobalt-Crom	Poliетенă înalt densificată (UHMWPE)
Rigiditatea	Mare	Mare	Mică	Medie	Medie
Rezistența la coroziune	Mică	Excelentă	Mare	Medie	Mare
Eficiența fabricației	Mare	Mică	Mică	Medie	Mare
Biocompatibilitatea	Mică	Excelentă	Mare	Medie	Medie
Rezistența la oboseală	Medie	Mare	Mare	Mare	Medie

În aplicațiile ortopedice, există o cerere semnificativă pentru dezvoltarea unui substitut osos care este bioactiv și prezintă proprietăți de material (mecanice și de suprafață) comparabile cu cele ale osului natural, sănătos. În prezent, în ingineria țesutului osos, se studiază intens ceramica, polimerii, metalele și compozitele cu structuri nanometrice, datorită faptului că materialele obișnuite (acele materiale cu dimensiuni constituenți $> 1 \mu\text{m}$) nu oferă un răspuns celular adecvat pentru a asigura osteointegrarea și funcționalitatea cu succes a acestor implanturi pentru perioade lungi de timp. Se consideră că, datorită capacității lor de a imita dimensiunile componentelor constitutive ale osului natural (de exemplu, proteinele și hidroxiapatita), materialele nanofazice pot fi o alternativă ortopedică succes pentru implanturile ortopedice (Balasundaram & Webster, 2006).

Evaluarea experimentală a comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice se bazează pe testarea acestora în laborator, având în vedere următoarele aspecte (Săftescu-Jescu, 2012):

- tipul implantului (rolul funcțional, locul implantat, tehnologia de implantare);
- materialele din care sunt fabricate implanturile și componentele acestora;
- solicitările fiziologice;
- rezultatele unei simulări teoretice;
- testarea in vivo sau in vitro;
- aparatura de testare disponibilă;
- standardele în vigoare.

CAPITOLUL 2

STUDIUL BIOMECHANICII ARTICULAȚIEI GLEZNEI

Rezultatele documentării asupra preocupărilor actuale și de perspectivă în domeniul artroplastiei totale de gleznă, prezentate în Capitolul 1, au arătat că studiul biomechanicii are un rol esențial în proiectarea și funcționarea pe termen lung a endoprotezelor totale de gleznă și constituie o temă de cercetare importantă.

Modelarea articulației naturale, considerată ca model pentru conceperea endoprotezelor totale de gleznă, necesită cunoașterea anatomiei funcționale și a biomechanicii articulației normale, dar și evidențierea aspectelor patologice caracteristice.

Obiectivele acestui capitol au fost următoarele:

- Cunoașterea noțiunilor fundamentale și realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la anatomia articulației gleznei: configurația osoasă și suprafețele articulare, mișcările din articulația gleznei.
- Determinarea și reprezentarea axei de mișcare a articulației gleznei.
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la metodele de alegere a sistemului de referință atașat complexului articulației gleznei, folosind recomandările Societății Internaționale de Biomecanică (ISB) și Convenția Denavit-Hartenberg care este utilizată cu succes în Robotică, pentru modelarea geometrică a roboților.
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la estimarea parametrilor antropometrici și caracteristicilor inerțiale ale segmentelor anatomice pentru elaborarea modelului biomecanic al membrului inferior.
- Studiul comportamentului articulației gleznei în timpul ciclului de mers folosind analiza experimentală a mersului.
- Reconstrucția ansamblului articular al gleznei pe baza imaginilor DICOM provenite de la scanarea CT.
- Modelarea membrului inferior pe baza convenției Denavit-Hartenberg și înregistrărilor analizei experimentale a mersului.
-

2.1. Considerații anatomice

Piciorul reprezintă segmentul terminal al membrului inferior și, totodată, legătura dintre corpul uman și suprafața de sprijin, având o structură complexă, adecvată acestor funcții de sprijin, echilibru și locomoție. Piciorul are o structură complexă fiind format din 26 oase scurte, legate între ele prin ligamente relativ scurte, dar foarte puternice, 33 de articulații, cu inserții a 11 mușchi ai gambei și 20 mușchi proprii piciorului, tendoane, ligamente, vase de sânge, nervi și țesut moale. Scheletul piciorului este format din 7 oase tarsiene (astragalul sau talusul și calcaneul, cuboidul și scafoidul sau navicularul și cele trei oase cuneiforme), 5 metatarsiene și 14 falange (Nenciu, 2005). Articulațiile piciorului sunt: articulația gleznei (tibiotalara, talocrurală), articulațiile intertarsiene, articulațiile tarsometatarsiene și intermetatarsiene, articulațiile metatarsofalangiene și articulațiile interfalagiene (Voiculescu & Petricu, 1971).

2.1.1. Configurația osoasă și suprafețele articulare ale articulației gleznei

Articulația gleznei (sinonime: talocrurală, articulația tibiotarsiană, tibioastragaliană) are o configurație complexă și îndeplinește două funcții principale: asigurarea stabilității pentru sprijinul greutății corporale (weight bearing) și asigurarea mobilității piciorului pentru locomoție.

În figura 2.1 sunt prezentate oasele piciorului și cele patru vederi importante (dorsală, plantară, medială și laterală) (Cantarela, 1999), (Abrahams et al., 2007), (Voiculescu & Petricu, 1971), (Nenciu, 2005).

Glezna este o articulație cilindrică, de tip sinovial (una dintre cele mai importante articulații sinoviale ale membrului inferior), congruentă și formată din trei oase (porțiunile distale ale tibiei și fibulei și talusul, menținut strâns în morteza tibiofibulară - pe partea distală a gambei există o formațiune comparabilă cu o scoabă formată de extremitățile inferioare ale tibiei și fibulei (figura 2.2) (FAB project - 1, 2012)), ligamentele colaterale medial și lateral, tendoane și mușchi (Olariu et al., 1998), (Radu, 2009). La formarea mortezei iau parte fața articulară distală a tibiei (în partea superioară) și de cele două fețe articulare ale maleolelor medială și laterală pe cele două laturi, asigurând astfel stabilitatea articulației cilindrice. Suprafața tarsiană a articulației este reprezentată de fața superioară a talusului, în care trohleea prelungită a talusului intră în contact cu cele două fețe ale maleolei laterale și mediale (Hărăguș, 2010).

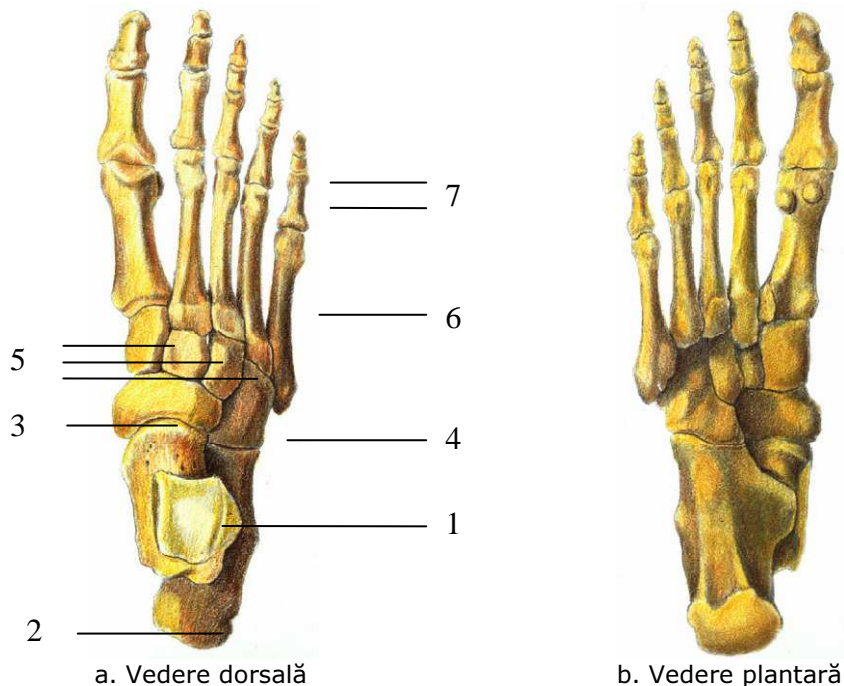




Figura 2.1. Oasele piciorului (Cantarela, 1999)
 1 – talus; 2 – calcaneus; 3 – navicular, 4 – cuboid; 5 – cuneiforme;
 6 – metatarsiene; 7 - falange

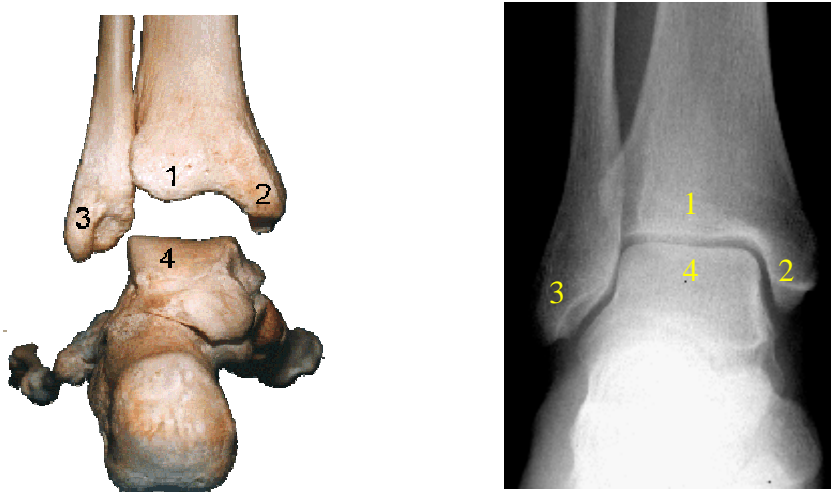


Figura 2.2. Oasele articulației gleznei: capătul inferior al tibiei (1), maleola medială (2), maleola laterală (3), talus (4) (FAB project - 1, 2012)

Talusul articulează deci superior cu pilonul tibial, medial cu maleola tibială, iar lateral cu maleola laterală. Fațetele articulare ale maleolelor sunt paralele cu suprafețele corespondente de pe talus (Inman, 1991), (Hintermann, 2005), (Hărăguș, 2010). Această congruență se păstrează pe întregul interval al amplitudinii de mișcare. Ambele suprafețe de contact (tibiotalară și fibulotalară) cresc în timpul fazei de sprijin, având valorile maxime aproximativ la mijlocul fazei de sprijin (Hintermann, 2005), (Hărăguș, 2010).

Talusul este un os de forma unui trunchi de con, cu raza medială mai mică și cea laterală mai mare. Peste 60% din suprafața sa este articulară și acoperită cu cartilaj portant, ceea ce influențează negativ vascularizația. Porțiunea superioară articulară a talusului este sub formă de pană. Lățimea mediolaterală este mai mare anterior și converge asimetric spre o porțiune mai îngustă posterior (Trohleea talusului este mai largă în partea anterioară decât în cea posterioară) (figura 2.3).

Isman și Inman au realizat un studiu antropometric al piciorului uman (Isman & Inman, 1969) folosind cadavre, și au determinat că orientarea fațetei

mediale a talusului este în medie 83.9° ($70^\circ - 90^\circ$), iar a celei laterale de 89.2° ($80^\circ - 95^\circ$) și au concluzionat că talusul este mai degrabă un segment de trunchi de con decât un cilindru, cu vârful orientat medial (Hărăguș, 2010).

Același autor (Inman, 1991) a studiat poziționarea talusului în morteză și determinat că, atât lateral, cât și medial, raza de curbură a mortezei tibiofibulare este mai mare decât cea a talusului, ceea ce a sugerat că ar permite o ușoară mișcare de rotație orizontală (Hărăguș, 2010).

Articulația gleznei prezintă o capsulă articulară care se inseră în sus pe conturul suprafeței articulare, formată din tibie și fibulă, iar în jos pe conturul suprafeței articulare a talusului, întărită pe laturi de două ligamente puternice (ligamentul colateral lateral și ligamentul colateral medial). Capsula articulară are un strat fibros care se inseră la periferia cartilajului articular, lăsând cele două maleole extraarticulare. Capsula este subțire și foarte stransă pe părțile laterale și mult mai laxă, dar rezistentă în partea anterioară și posterioară (eSanatos.com, 2012).

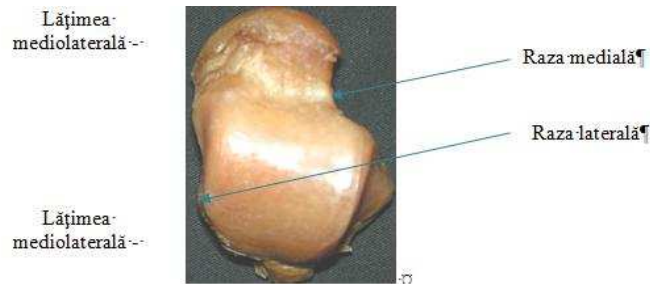


Figura 2.3. Aspectele anatomice ale talusului (Hintermann, 2005)

Morteză gleznei este determinată de cele două oase (figura 2.4): tibia (a) și fibula (b). În mișcarea de dorsiflexie, morteză gleznei este principalul stabilizator pentru rotația talusului. În flexia plantară, principalul stabilizator este complexul ligamentului medio-lateral (lateral (c), medial (d)). Structurile ligamentare (anterioară (e), posterioară (f)), de la partea inferioară a articulației tibiofibulare contribuie, de asemenea, la realizarea stabilității și permit un joc dinamic al mortezei (Hintermann, 2005).

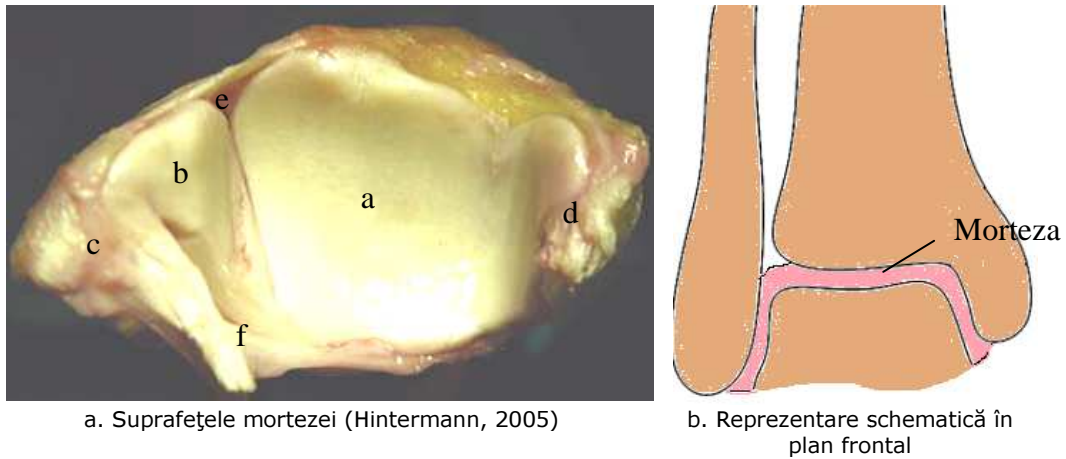


Figura 2.4. Morteza gleznei

Capsula articulară (morteza) este reprezentată de un strat fibros ce se inseră de la periferia cartilajului articular; cele două maleole rămânând extraarticulare. Tendoanele mușchilor extensori aderă intim de capsulă și în acest fel o feresc de a fi prinsă între suprafețele osoase în timpul mișcărilor (Olariu et al., 1998), (Radu, 2009).

Ligamentul colateral lateral (ligamentul lateral extern) radiază de la maleola laterală la oasele tarsiene învecinate și este constituit din fibre grupate în trei fascicule distincte, denumite în raport cu poziția lor: ligamentul talofibular anterior, ligamentul calcaneofibular, ligamentul talofibular posterior. Ligamentul talofibular anterior se întinde de la marginea anterioară a maleolei laterale la fața laterală a colului talusului. Ligamentul talofibular posterior este situat pe fața posterioară a articulației gleznei. El se inseră pe foseta de pe maleola laterală; de la acest nivel se îndreaptă orizontal înainte și înăuntru, terminându-se pe tuberculul lateral al procesului posterior al talusului. Ligamentul calcaneofibular se inseră pe vârful maleolei laterale, terminându-se pe partea laterală a calcaneului (Olariu et al., 1998), (Radu, 2009).

Ligamentul colateral medial (ligamentul lateral intern) este mai puternic, de forma unei lame triunghiulare și de aceea se mai numește și ligamentul deltoidian. Se inserează de pe marginile și de pe vârful maleolei mediale și de acolo se răspândește la oasele tarsiene (talus, calcaneu și navicular). I se descriu patru ligamente: ligamentul tibiotalar anterior, ligamentul tibionavicular, ligamentul tibiocalcanean și ligamentul tibiotalar posterior. Ligamentul tibiotalar anterior este format din fibre scurte ce se întind de la marginea anterioară și vârful maleolei mediale la colul talusului (partea medială). Ligamentul tibionavicular este constituit din fibre ce pornesc de la marginea anterioară și vârful maleolei și se inseră cu celălalt capăt pe fața dorsală și medială a osului navicular și pe ligamentul calcaneonavicular plantar. Ligamentul tibiocalcanean se inseră în sus pe vârful maleolei mediale iar în jos pe talus. Ligamentul tibiotalar posterior se inseră pe de o parte pe vârful maleolei mediale și pe de o parte pe fața medială a talusului (în regiunea cea mai posterioară (Olariu et al., 1998), (Radu, 2009).

2.1.2. Mișcările din articulația gleznei

Din punct de vedere biomecanic, articulația gleznei nu poate fi disociată de cea subtalară, formată între talus (superior) și calcaneu (inferior). Articulația talocrurală este articulația principală a gleznei. Suplimentar, există și articulația tibiofibulară inferioară, care contribuie la formarea complexului articular.

Cele două articulații, împreună cu articulația subtalară formează retropiciorul ca o unitate funcțională (figura 2.5), mișcările importante de dorsiflexie / flexie plantară și inversie / eversie realizându-se împreună.

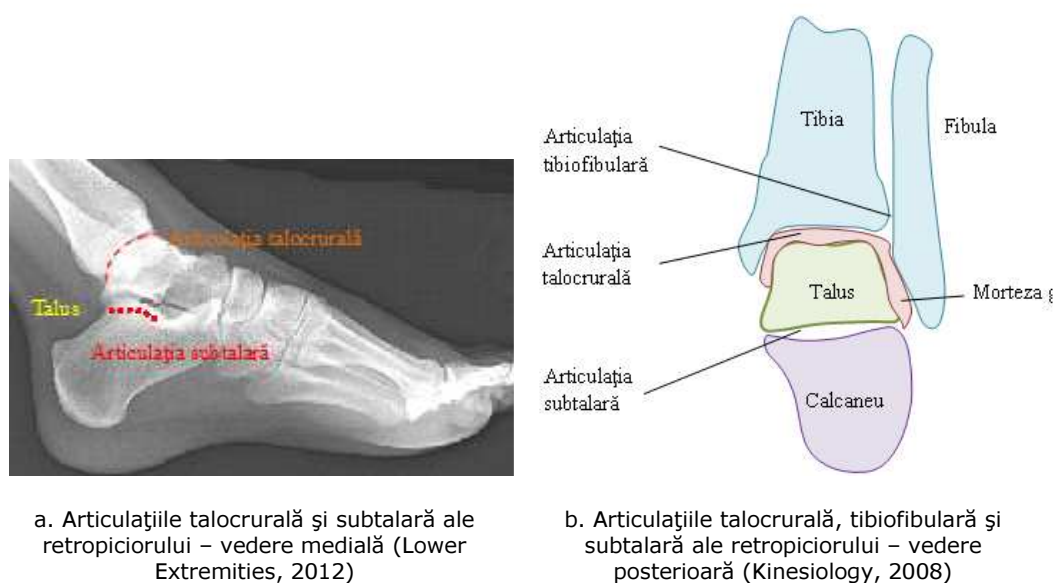


Figura 2.5. Articulațiile retropiciorului

Mișcările principale ale piciorului sunt următoarele (figura 2.6) (Radu, 2009), (Your practice, 2012), (Northcoast Footcare, 2012):

- în planul sagital - flexia dorsală (dorsiflexia este mișcarea prin care fața dorsală a piciorului se apropie de fața anterioară a gabei) și flexia plantară (mișcarea opusă dorsiflexiei, prin care fața dorsală a piciorului se îndepărtează de gambă);
- în planul transversal - abducția (mișcarea prin care se realizează îndepărtarea de planul medio-sagital al corpului) și adducția (mișcarea prin care se realizează apropierea de planul medio-sagital al corpului);
- în planul frontal - inversia (mișcarea prin care marginea medială a piciorului este ridicată de pe suprafața de sprijin, astfel încât fața plantară este orientată spre planul medio-sagital) și eversia (marginea laterală a piciorului este ridicată de pe suprafața de sprijin astfel încât fața plantară este orientată înspre lateral).

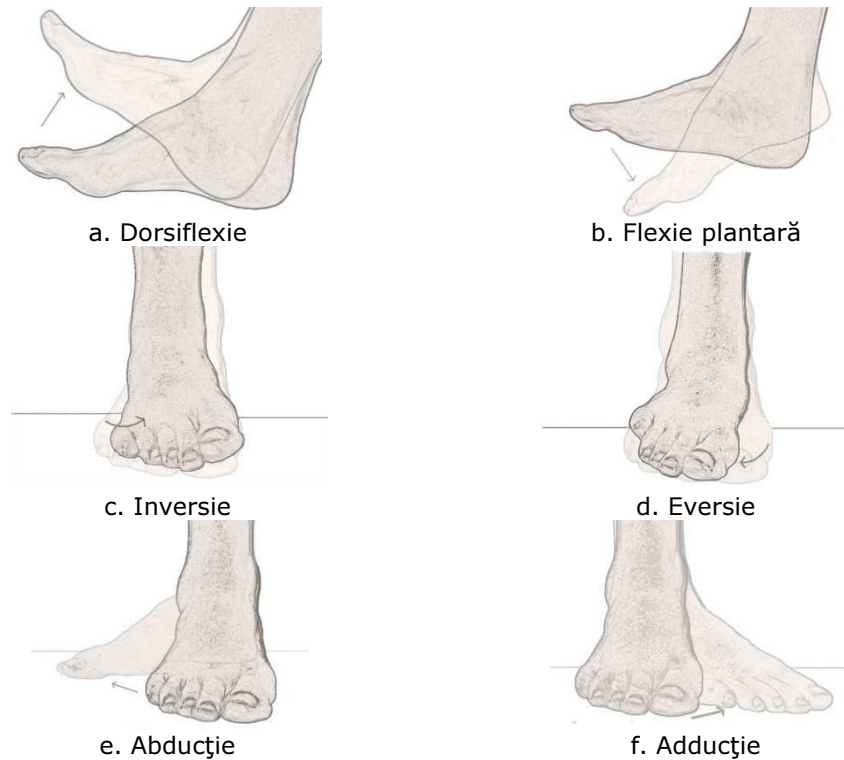


Figura 2.6. Mișcări ale retropiciorului (Northcoast Footcare, 2012)

Pentru mișcările din planul transversal, Societatea Internațională de Biomecanică folosește denumirile de **rotație internă** și **rotație externă** (ISB, 2002). De asemenea, sistemul Zebris CMS-HS folosit pentru determinările experimentale de analiză a mersului din capitolul 3 folosește tot termenii de rotație internă/externă.

În realitate, mișcările nu au loc într-un singur plan ci sunt mișcări tridimensionale. În articulația talocrurală, mișcările de dorsiflexie - flexie plantară îi este asociată și o alunecare a talusului pe direcția posterior/anterior, în morteza gleznei (Kinesiology, 2008). Mișcările din articulația tibiofibulară inferioară (sindesmoză) sunt simple apropieri și îndepărtări ale tibiei de fibulă, respectiv alunecări anterolaterale asociate flexiei dorsale și posteromediale asociate flexiei plantare (Kinesiology, 2008).

Mișcările nu se produc în mod egal și simultan în toate articulațiile piciorului. În articulația gleznei (talocrurală) au loc doar mișcările de flexie dorsală și flexie plantară, celelalte mișcări producându-se în articulațiile tarsului.

Articulația gleznei a fost considerată în mai multe studii în trecut ca fiind o articulație cilindrică simplă - trohleea talusului se rotește în jurul axei, în interiorul mortezei. Mișcările de flexie dorsală și plantară ale articulației gleznei se produc în jurul unei axe transversale care trece aproximativ prin vârful celor două maleole. Amplitudinile mișcărilor de flexie dorsală - flexie plantară sunt de aproximativ 20° pentru dorsiflexie și aproximativ 50-55° pentru flexia plantară. În același timp, fibula descrie o ușoară mișcare de rotație laterală, de aproximativ 2-5°, o ușoară translație

de-a lungul axului, precum și o ușoară deplasare înainte și înapoi (Hărăguș, 2010), (Radu, 2009), (Avramescu, 2012).

Mișcarea de flexie plantară este limitată prin întinderea fasciculelor anterioare ale ligamentelor colaterale (medial și lateral), ea fiind oprită prin întâlnirea feței posterioare a talusului cu marginea posterioară a scoabei tibiofibulare. Mișcarea de flexie dorsală este limitată prin întinderea fasciculelor posterioare ale ligamentelor colaterale și a tendonului lui Achile, precum și de întâlnirea colului talusului cu marginea anterioară a scoabei gambiere (Radu, 2009).

Stabilitatea osoasă este crescută în timpul flexiei dorsale și scăzută glezna pentru flexia plantară. Pentru contracararea acestei instabilități există ligamentele și mușchii stabilizatori în timpul flexiei dorsale active (Avramescu, 2012).

Articulația este întărită mai ales prin ligamente laterale. Dispoziția lor este relativ simetrică, de fiecare parte de la nivelul maleolei pleacă 3 fascicule ligamentare, coborând spre oasele tarsului (Avramescu, 2012).

În ceea ce privește stabilitatea articulației gleznei datorită ligamentelor, tensiunea ligamentelor variază în funcție de poziția gleznei (Avramescu, 2012):

- în flexie dorsală fasciculele posterioare sunt tensionate, iar cele anterioare destinse;
- în flexie plantară situația este inversată, ansamblul osos, așa cum s-a aratat anterior, este mai stabil. Fasciculele anterioare sunt solicitate mai ales extern, existând o tendință puternică la supinație. De fapt acest ligament este cel mai frecvent lezat în entorsele gleznei.

Studiile referitoare la articulația gleznei sunt numeroase, din punct de vedere al abordărilor realizate putându-se grupa în două mari concepte (Seale, 2011):

- determinarea poziției și orientării axei de rotație a articulației gleznei;
- determinarea caracteristicilor cinematice și dinamice ale articulației gleznei, presupunând cunoscute poziția și orientarea axei de rotație - articulația este modelată ca având un singur grad de libertate, natura axei de rotație fiind diferită.

Primele modele au considerat deci articulația gleznei ca o articulație cilindrică, cu axa fixă, cu un singur grad de libertate. Inman (Inman, 1991) a propus ca suprafața trohleară să fie aproximată cu un trunchi de con al cărui vârf este orientat medial, și a cărui axă să fie considerată ca axa de rotație a articulației gleznei. Axa de rotație propusă de Inman a fost o axă fixă care trece prin capetele distale ale maleolelor mediale și laterale. Prin urmare, axa de rotație a gleznei a fost mult timp aproximată cu axa intermaleolară (care poate fi determinată clinic prin palpate), fiind rotită extern cu aproximativ 23° (Seale, 2011), (Castro, 2002).

Studiile ulterioare, care au urmărit determinarea parametrilor dinamici, au folosit modelul lui Inman cu singură axă fixă de rotație (Areblad et al., 1990), (Caputo et al, 2009), (Siegler et al., 2005), (Liu et al., 1997). (Castro, 2002) și diferite metode. Areblad și colaboratorii (Areblad et al., 1990) a realizat măsurări cinematice în trei dimensiuni, în raport cu o singură axă de rotație, fixată la partea inferioară a piciorului, cu ajutorul echipamentelor de captare de mișcare și software specializat. Caputo și colaboratorii (Caputo et al, 2009) au studiat comparativ cinematica gleznei instabile și stabile în mod similar utilizând sisteme captare de mișcare și o axă a articulației gleznei fixată pe tibie distal.

S-a demonstrat ulterior că axa de mișcare este o axă instantanee și nu una fixă, mișcarea realizându-se în spațiu (plan sagital, coronal și transversal) și nu într-un singur plan. Poziția și orientarea acestei axe determină mișcări compuse, 3D, în articulația gleznei. Astfel, dacă glezna execută dorsiflexie, apar suplimentar și o

mişcare de rotație externă și eversie. Similar, dacă glezna execută flexie plantară, apar suplimentar și o mișcare de rotație internă și inversie (Castro, 2002).

Axa de rotație este corespunzătoare mișcărilor de flexie dorsală și plantară este o axă frontală care trece prin centrul maleolei laterale a fibulei și capătul inferior al maleolei mediale a tibiei fiind orientată la un unghi de 13-18° lateral din planul frontal și un unghi de 8-10° față de planul transversal (figura 2.7) (Kinesiology, 2008).

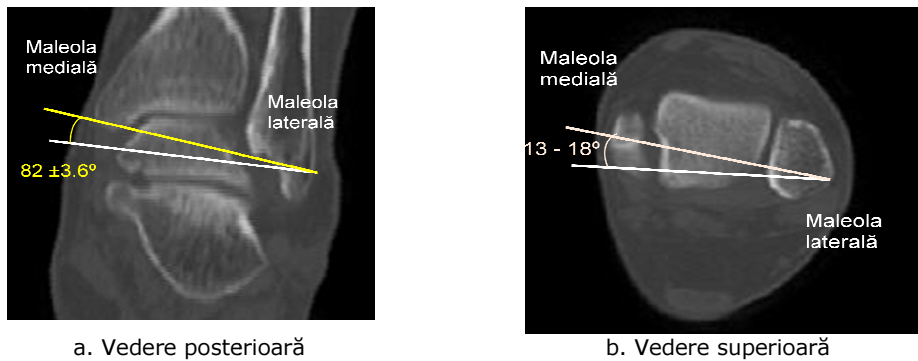


Figura 2.7. Orientarea axei articulației gleznei în spațiu (Kinesiology, 2008)

Mișcările compuse (plan sagital, frontal și transversal) care apar și se succed în timpul ciclului de mers normal sunt pronația și supinația (figura 2.8). Datorită succesiunii celor două mișcări compuse se pot absorbi șocurile din timpul mersului. În timpul fazei de sprijin, piciorul este 2/3 din fază în supinație și 1/3 în pronație. Trebuie subliniat faptul că, în timpul ciclului de mers normal, pronația și supinația sunt mișcări normale. Picioarele sunt pronate excesiv atunci când există patologii cum ar fi fasciita plantară sau tendinita. O supinație anormală poate provoca, de asemenea, diferite probleme. Atunci când piciorul este supinat excesiv, se pot dezvolta tendinita și probleme articulare ale antepiciorului și halucelui (Northcoast Footcare, 2012).

De asemenea, pot să apară probleme și în cazul în care cele două mișcări apar în alte faze ale ciclului de mers, decât cele în care este normal să apară (Junction Podiatry, 2012).

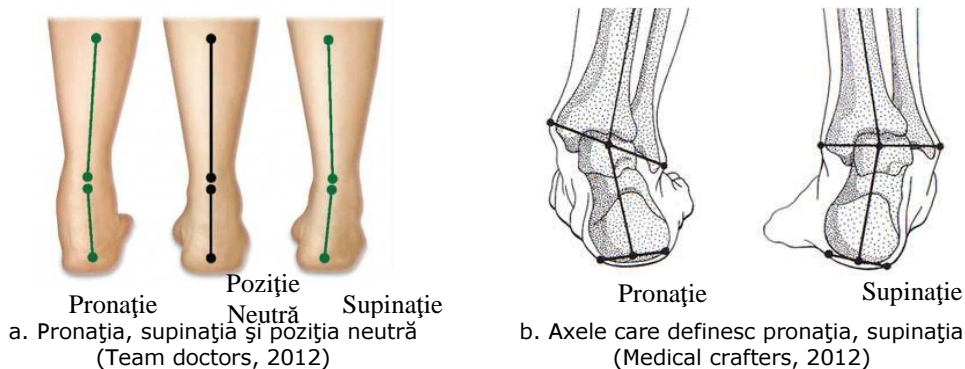
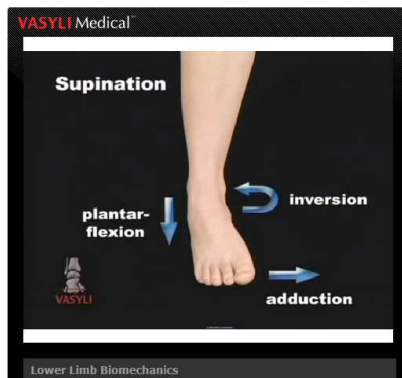


Figura 2.8. Pronația și supinația

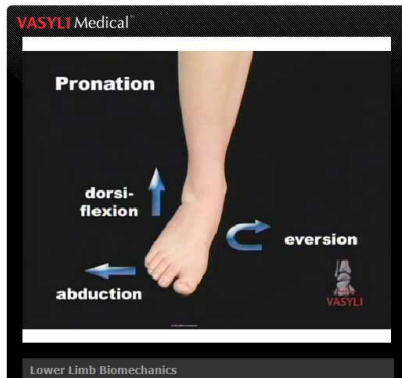
Mișcarea de supinație este compusă din flexie plantară + inversie + adducție, iar mișcarea de pronatie este compusă din flexie dorsală + eversie + abducție (figura 2.9) (Vasyli medical, 2012), (Northcoast Footcare, 2012).

Referitor la mișcările de pronatie/supinație, respectiv inversie/eversie, pentru a evita confuziile de terminologie, trebuie menționate convențiile utilizate în practică (Wilkerson, 2006):

- Podiatrie:
 - o mișcarea de supinație = flexie plantară + inversie + adducție;
 - o mișcarea de pronatie = flexie dorsală + eversie + abducție.
- Ortopedie:
 - o mișcarea de inversie = flexie plantară + supinație + adducție;
 - o mișcarea de eversie = flexie dorsală + pronatie + abducție.



a. Supinația



b. Pronația



Figura 2.9. Definierea mișcărilor de pronatie și supinație (Vasyli medical, 2012), (Northcoast Footcare, 2012)

Se observă că definițiile mișcărilor de pronatie/supinație și inversie/eversie sunt similare, dar sunt utilizate diferit de către podologi și ortopezi. Pe parcursul acestei lucrări se vor folosi definițiile utilizate în Podiatrie.

Mișcările de pronatie și supinație sunt utilizate frecvent pentru a defini alinierea piciorului de sprijin când suportă greutatea (weight bearing) în "lanț închis", respectiv pentru a descrie poziția piciorului în timpul diferitelor faze ale ciclului de mers (Wilkerson, 2006).

2.1.3. Determinarea axei articulației talocrurale

Având în vedere importanța poziției și orientării axei articulației gleznei în studiul biomecanicii acestei articulații, s-a conceput o metodă grafică de determinare a axei articulației talocrurale AATc, folosind facilități generale oferite de mediul CAD și valori unghiulare din literatura de specialitate (Toth-Tașcău & Stoia, 2012).

Trasarea axei articulare AATc s-a realizat prin construcția a două plane ajutoare denumite în cele ce urmează Planul 1 și Planul 2. Acestea au fost definite față de planele anatomice Frontal, Transversal și Sagital după cum se poate observa în figurile 2.10, 2.11 și 2.12. Axa articulară s-a materializat la intersecția celor două plane Planul 1 și Planul 2.

Elementele de construcție geometrică ale axei se definesc după cum urmează:

- AATc - axa articulației talocrurale;
- M - medial; L - lateral; I - inferior; S - superior; P - posterior; A - anterior;
- Planele: Frontal, Transversal și Sagital sunt planele anatomice consacrate.
- Planele 1 și 2 au fost definite astfel:
- Planul 1 este determinat de intersecția planelor Transversal și Sagital și face un unghi de 8° cu planul Transversal. Acest unghi este vizibil în planul Frontal (figura 2.10);
- Planul 2 este determinat de intersecția planelor Frontal și Transversal și face un unghi de $20-30^\circ$ cu planul Frontal. Acest unghi este vizibil în planul Sagital (figura 2.12).

Axa articulației talocrurale AATc se găsește la intersecția planelor 1 și 2. Unghiul pe care această axă îl face cu planul Sagital este de aproximativ 82° , fiind complementar unghiului pe care îl face cu planul Transversal.

În planul Sagital, axa AATc este reprezentată sub forma unui interval unghiular deoarece valorile statistice normale ale unghiului față de planul Frontal sunt foarte largi.

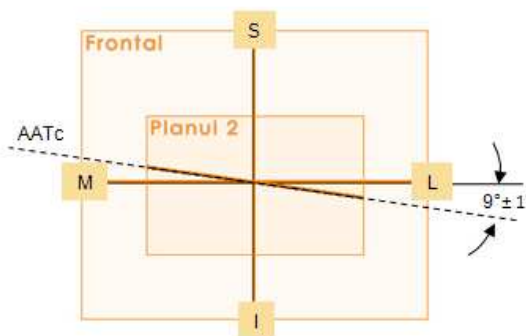


Figura 2.10. Vederea în plan frontal a axei articulației gleznei

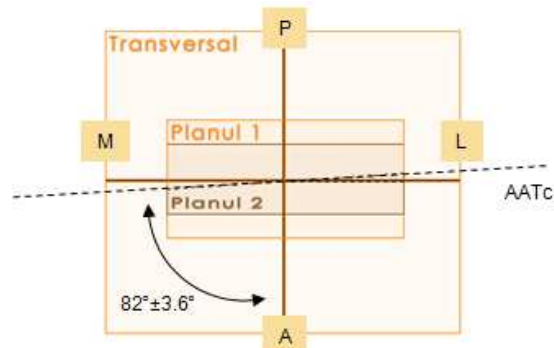


Figura 2.11. Vederea în plan transversal a axei articulației gleznei

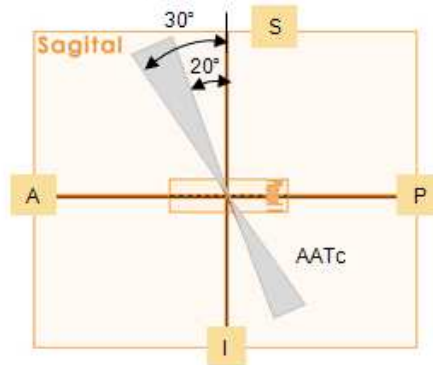


Figura 2.12. Vederea în plan sagital a axei articulației gleznei

2.2. Repere anatomice și sisteme de referință atașate articulației gleznei

Definirea reperelor anatomice este necesară datorită utilității acestora în definirea axelor de mișcare, respectiv în măsurările de analiză experimentală a mișcărilor. De asemenea, alegerea sistemelor de referință este deosebit de importantă pentru studiul cinematicii și dinamicii oricărui corp, deci și pentru un anumit segment anatomic sau întregul corp uman. Ambele probleme menționate necesită o abordare unitară (de dorit standardizată), care să permită ulterior analiza comparativă a rezultatelor studiilor întreprinse.

Din punct de vedere biomecanic, corpul uman poate fi considerat ca un sistem de segmente anatomice (corpuri rigide sau deformabile, conform obiectivelor studiului) conectate între ele prin articulații.

Studiul mișcării segmentelor anatomice și chiar al întregului corp uman într-un spațiu 3D necesită deci o reprezentare matematică a pozițiilor, orientărilor, vitezelor, accelerațiilor, forțelor și momentelor externe și reacțiilor din articulații.

Pentru exprimarea situațiilor relative sau absolute, respectiv pentru studiul cinematicii și dinamicii unui segment anatomic, este necesar să i se atașeze acestuia unul sau mai multe sisteme de referință (fiecărui element component al segmentului anatomic i se atașează un sistem de referință). De asemenea, se atașează câte un sistem de referință fiecărui obiect care este situat în mediul în care are loc mișcarea, precum și un sistem de referință fix pentru exprimarea situațiilor

absolute. Exprimarea situațiilor într-un spațiu 3D se poate realiza utilizând mărimile vectoriale sau matricele de transformări omogene.

Aceste sisteme de referință sunt definite astfel încât originile și axele corespund unor puncte și direcții care au un rol funcțional în mișcările efectuate. De obicei, aceste sisteme de referință se aleg cu originea în centrul articulației ce conectează două sau mai multe oase, sau în centrul de masă (centrul geometric) al elementului căruia îi este atașat respectivul sistem de referință. Axele sistemelor de referință se aleg, preferențial, pe direcțiile axelor de mișcare, respectiv de-a lungul axelor longitudinale ale structurilor osoase, respectiv axelor anatomice sau mecanice.

Alinierea mecanică a axelor de mișcare în cazul implantării trebuie să asigure anatomia normală a articulației protezate și să îndeplinească anumite cerințe funcționale (Moore, 2012), (Bugariu, 2012):

- restabilirea aliniamentului mecanic al articulației;
- restabilirea liniei articulației;
- echilibrul ligamentelor;
- restabilirea axei mecanice a membrului inferior (axa din centrul capului femural până în centrul gleznei).

Studiile de biomecanică trebuie să raporteze mișcările la cele trei plane utilizate de Anatomie. Aceste plane sunt:

- *planul sagital* care împarte corpul uman în părțile stângă și dreaptă fiind poziționat pe direcția antero-posterioară a acestuia; dacă planul împarte corpul în două jumătăți simetrice, el este numit *sagital cardinal* sau *principal* sau *medio-sagital* sau *planul simetriei bilaterale*. Planele paralele cu planul sagital se numesc plane parasagitale sau paramediane. Se pot astfel evidenția aspectele lateral și medial.
- *planul transversal* sau *orizontal* care secționează corpul pe direcție orizontală; el împarte corpul în părțile superioară sau cranială și inferioară sau caudală; planul transversal ce trece prin centrul de greutate al corpului se numește *transversal cardinal* sau *principal*.
- *planul frontal* sau *coronal*, perpendicular pe planele transversal și sagital; el împarte corpul în părțile anterioară sau ventrală și posterioară sau dorsală; când acest plan trece prin centrul de greutate al corpului, el este denumit *frontal cardinal* sau *principal*.

Din analiza studiilor de biomecanică publicate în literatura de specialitate se observă că nu există sisteme de referință standardizate, fiecare studiu folosind sisteme de referință specifice metodei de modelare sau bazate pe experiența cercetătorilor.

2.2.1. Recomandările ISB pentru alegerea sistemului de referință atașat complexului articulației gleznei

În domeniul Biomecanicii, în special în analiza mersului, dar și în studiul mișcării corpului în ansamblu sau al unor segmente anatomice nu există încă o terminologie standardizată. Adoptarea unor standarde referitoare la terminologie și la alegerea sistemelor de referință utilizate în studiile de Biomecanică contribuie la o comunicare mai bună între cercetători și clinicieni, oferind posibilitatea unor analize comparative.

Pentru realizarea acestui obiectiv, Comitetul pentru Terminologie și Standardizare (STC) al Societății Internaționale de Biomecanică (ISB) a dezvoltat

programe de standardizare a terminologiei folosite în studiile de Biomecanică. Astfel, Comitetul pentru Terminologie și Standardizare (STC) a propus un standard general de raportare pentru studiile de cinematică, bazat pe Sistemul de Coordonate al Articulațiilor (JCS). Acest standard a fost propus pentru prima dată de Grood și Suntay pentru articulația genunchiului în anul 1983 (J. Biomech. Eng 105 (1983) 136) (ISB, 2002) și a oferit posibilitatea raportării mișcărilor din articulație în termeni clinici relevanți.

În comunicarea publicată în Journal of Biomechanics (ISB, 2002), STC propune definiții ale sistemelor de referință atașate articulațiilor (JCS) pentru gleznă, șold și coloana vertebrală.

Conform terminologiei ISB, complexul articulației gleznei este compus din articulația talocrurală (articulația proriu-zisă a gleznei, formată între talus și tibie / talus) și articulația subtalară (articulația talocalcaneană, formată între talus și calcaneu). Standardul complet conține un set separat pentru fiecare dintre aceste articulații individuale și un standard suplimentar pentru complexul articulației gleznei (calcaneul raportat la tibie/peroneu).

Pentru definirea sistemelor de referință atașate au fost utilizate repere anatomice externe, dar nu este posibil să se distingă în mod direct articulația talocrurală de articulația subtalară. Acest standard se referă deci la complexul articulației gleznei, și nu la articulațiile individuale.

Reperele anatomice folosite sunt (figura 2.13) (ISB, 2002):

- MM – maleola medială;
- LM – maleola laterală;
- MC – cel mai medial punct al marginii condilului tibial medial;
- LC – cel mai lateral punct al marginii condilului tibial lateral;
- TT – tuberozitatea tibială,
- IM – punctul inter-maleolar situat la jumătatea distanței dintre maleola medială MM și maleola laterală LM;
- IC – punctul inter-condilar situat la jumătatea distanței dintre condilul medial MC și condilul lateral LC.

Reperele anatomice menționate mai sus contribuie la definirea planelor anatomice standard ale tibiei și fibulei:

- planul frontal: planul care conține punctele de IM, MC și LC.
- planul de torsiune: planul care conține punctele IC, MM și LM.
- planul sagital: planul perpendicular pe planul frontal și care conține axul longitudinal al tibiei / fibulei (linia definită de punctele IC și IM).
- planul transversal: planul perpendicular pe planele frontal și sagital, astfel încât respectă condiția de perpendicularitate reciprocă a celor trei plane.

Conform recomandărilor ISB (ISB, 2002), configurațiile neutre ale complexul articulației gleznei sunt:

- dorsiflexie / flexie plantară neutră: zero grade între axul lung al tibiei / fibulei și perpendiculara pe proiecția plantei piciorului pe planul sagital al tibiei / fibulei.
- inversie / eversie neutră: zero grade între axul lung al tibiei / fibulei și perpendiculara pe proiecția plantei piciorului pe planul frontal al tibiei / fibulei.
- rotație internă / externă neutră: zero grade între linie perpendiculară pe planul frontal al tibiei / fibulei și axul lung al celui de-al doilea metatarsian, proiectat pe planul transversal al tibiei / fibulei.

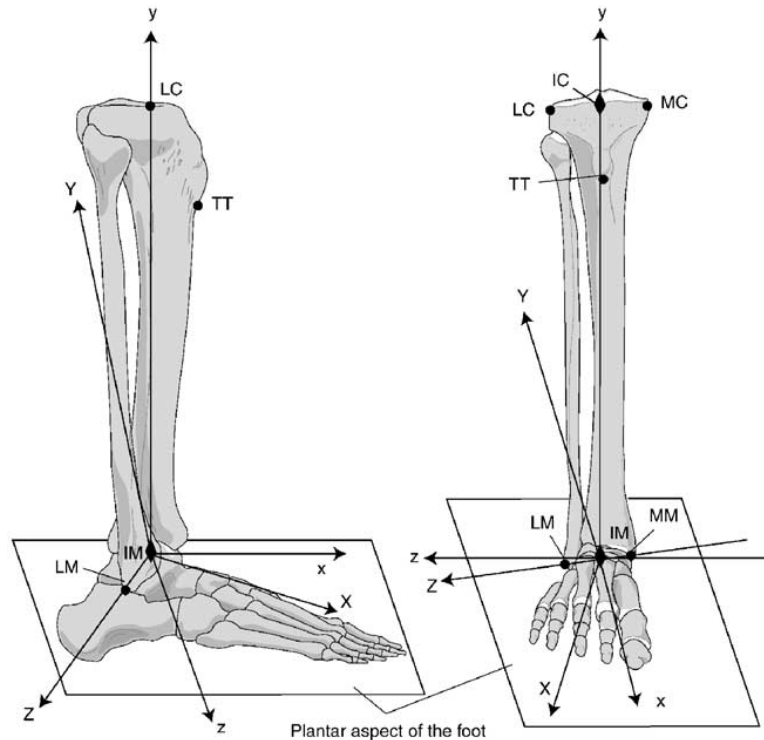


Figura 2.13. Sistemele de referință atașate tibiei și calcaneului, în configurația neutră a complexului articulației gleznei (ISB, 2002)

Sistemul de referință atașat tibiei/fibulei (XYZ) este ales astfel (figura 2.13):

- Originea sistemului de referință O – coincide cu punctul inter-maleolar IM;
- Axa Z a sistemului de referință – linia care conectează maleola medială MM cu maleola laterală LM; sensul pozitiv este orientat lateral;
- Axa X a sistemului de referință – linia perpendiculară pe planul torsional al tibiei/fibulei, sensul pozitiv este orientat anterior;
- Axa Y a sistemului de referință – perpendiculara comună pe axele Z și X, astfel încât determină un sistem de referință drept.

Sistemul de referință atașat calcaneului (xyz) este ales astfel (figura 2.13):

- Originea sistemului de referință o – coincide cu originea sistemului de referință atașat tibiei/fibulei în configurația neutră;
- Axa y a sistemului de referință – coincide cu axa longitudinală a tibiei/fibulei în configurația neutră; sensul pozitiv este orientat cranial (superior);
- Axa x a sistemului de referință – linia perpendiculară pe planul frontal al tibiei/fibulei, în configurația neutră; sensul pozitiv este orientat anterior;
- Axa z a sistemului de referință – perpendiculara comună pe axele y și x, astfel încât determină un sistem de referință drept.

Sistemul de referință atașat complexului articulației gleznei este definit astfel (figura 2.14):

- versorul e_1 :

- corespunde axei atașate tibiei / fibulei și coincide cu axa Z a sistemului atașat tibiei / fibulei.
- mișcările executate:
 - rotație (α) - dorsiflexie (pozitiv) / flexie plantară (negativ).
 - deplasarea (q_1) - direcție medială (negativ) / direcție laterală (pozitiv).
- versorul e_3 :
 - corespunde axei atașate calcaneului și coincide cu axa y a sistemului atașat calcaneului.
 - mișcările executate:
 - rotație (γ) - rotație internă (pozitiv) / rotația externă (negativ).
 - deplasarea (q_3) - distracție (negativ) / compresiune (pozitiv).
- versorul e_2 :
 - corespunde axei mobile, pe direcția perpendicularării comune axelor de versori e_1 și e_3 .
 - mișcările executate:
 - rotație (β) - inversie (pozitiv) / eversie (negativ).
 - deplasarea (q_2) - posterior (negativ) / anterior (pozitiv).

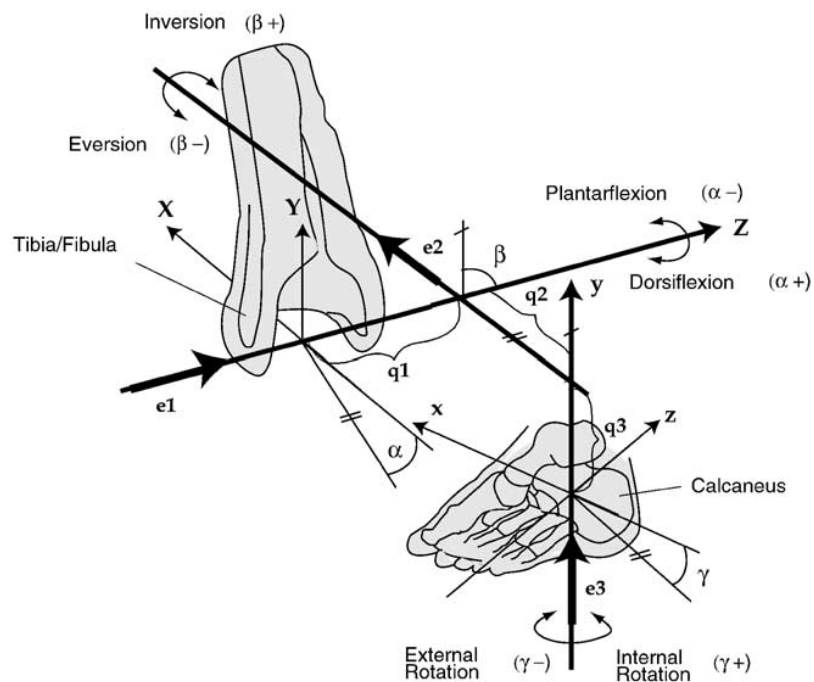


Figura 2.14. Sistemul de referință atașat complexului articulației gleznei exemplificat pentru glezna dreaptă (ISB, 2002)

2.2.2. Convenția Denavit-Hartenberg pentru alegerea sistemului de referință atașat unui segment anatomic

Convenția Denavit-Hartenberg este o convenție utilizată cu succes în Robotică, pentru modelarea geometrică a roboților. Având în vedere avantajele metodei, aceasta

este folosită din ce în ce mai mult și în Biomecanică, în special pentru modelarea și analiza membrilor superior și inferior (Dragulescu et al., 2001), (Dragulescu et al., 2002), (Dragulescu et al., 2004), în diferite aplicații: analiza geometrică și statică a membrilor inferioare în timpul pedalării pe bicicletă (Stępniewski, 2012), modelarea exoscheletelor pentru membrul inferior (Pons, 2008), (Stopforth, 2012) sau a ortezelor (Eby, 2005), etc.

O structură biomecanică poate fi considerată ca un lanț cinematic format din elemente (structuri osoase, rigide) conectate prin cuple cinematice (articulații), fiecare cuplă cinematică având un singur grad de libertate: articulații cilindrice.

În cazul în care o cuplă cinematică are (n) grade de libertate, aceasta este modelată ca o combinație de (n) cuple cinematice simple, fiecare având câte un singur grad de libertate, care conectează $(n-1)$ elemente de lungime nulă. Fiecare cuplă cinematică este caracterizată de variabila cuplei cinematice, de obicei unghi de rotație din articulație, corespunzător unei mișcări specifice. Dacă în articulația modelată există și anumite alunecări, acestea pot fi tratate ca translatații, iar cupla cinematică asociată este una de translație.

Astfel, o structură biomecanică cu (n) cuple cinematice este constituită din $(n+1)$ elemente, fiecare cuplă cinematică conectând două elemente. Elementul (0) este baza structurii, iar elementul $(n+1)$ este ultimul element (sau elementul asociat efectorului final al robotului).

Metoda de modelare geometrică aplicată pentru studiul unei structuri biomecanice se bazează pe anumite ipoteze:

- cuplele cinematice sunt cuple de rotație (uneori de translație), fiecare având un singur grad de libertate: unghiul de rotație (sau distanța de alunecare);
- variabila cuplei cinematice sau coordonata generalizată (j) este q_j (unghi sau distanță);
- corpul (j) este notat cu C_j ;
- corpurile sunt considerate perfect rigide;
- cuplele cinematice care conectează elementele structurii biomecanice sunt considerate ideale (se neglijează jocurile mecanice, frecările, deformațiile);
- fiecărui corp C_j i se atașează un sistem de referință \mathfrak{R}_j ;
- parametrii geometrici care permit definirea situației sistemului de referință \mathfrak{R}_j în raport cu precedentul au indicele (j) .

Se consideră o structură biomecanică cu n grade de libertate. Exprimând situația (poziția și orientarea) fiecărui element față de precedentul se poate descrie situația ultimului element în raport cu orice alt element al structurii, respectiv în raport cu sistemul de referință fix.

Astfel, dacă se consideră un segment anatomic oarecare (solid rigid), situația (poziția și orientarea) acestuia poate fi exprimată în raport cu un sistem de referință oarecare $x_0O_0y_0z_0$ printr-o matrice de transformare generală ${}^0\mathbf{G}$:

$${}^0\mathbf{G} = \begin{bmatrix} \mathbf{n} & \mathbf{o} & \mathbf{a} & \mathbf{p} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = {}^0\mathbf{G} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Elementele matricei de transformare ${}^0\mathbf{G}$ sunt versorii sistemului atașat elementului considerat \mathbf{n} , \mathbf{o} , \mathbf{a} și vectorul de poziție \mathbf{p} al originii sistemului de referință atașat elementului.

Versorii \mathbf{n} , \mathbf{o} , \mathbf{a} au următoarele denumiri:

- \mathbf{n} este versorul normal, definește axa Ox a sistemului atașat;
- \mathbf{o} este versorul de orientare, definește axa Oy a sistemului atașat;
- \mathbf{a} este versorul de apropiere, definește axa Oz a sistemului atașat și are direcția determinată de deplasarea elementului.

Situarea elementului (i) în raport cu elementul (i-1) este exprimată printr-o matrice de transfer cu o singură variabilă ${}^{i-1}\mathcal{T}_i = {}^{i-1}\mathcal{T}_i(q_i)$ și care are întotdeauna forma unei matrice de transformare \mathbf{G} , indiferent de poziția elementelor, respectiv de tipul cuplei cinematice ce leagă cele două elemente.

Situarea elementului oarecare (i) în raport cu sistemul de referință fix, considerat ca fiind elementul (0), se exprimă prin matricea ${}^0\mathcal{G}_i$:

$${}^0\mathcal{G}_i = {}^0\mathcal{T}_1 \cdot {}^1\mathcal{T}_2 \cdot \dots \cdot {}^{i-1}\mathcal{T}_i \quad (2.2)$$

sau

$${}^0\mathcal{G}_n = {}^0\mathcal{T}_1 \cdot {}^1\mathcal{T}_2 \cdot \dots \cdot {}^{i-1}\mathcal{T}_i \cdot {}^i\mathcal{T}_{i+1} \cdot \dots \cdot {}^{n-1}\mathcal{T}_n \quad (2.3)$$

dacă elementul considerat este ultimul element al structurii (n).

Elaborarea modelului geometric al structurii biomecanice pe baza acestei convenții, parcurge mai multe etape:

Numerotarea elementelor și cuplelor cinematice începe de la baza structurii spre elementul final al acesteia. Baza este considerată elementul (0) și nu aparține structurii biomecanice propriu-zise. Elementul (i) al structurii are la stânga cupla (i) și la dreapta cupla (i+1). La stânga elementului final al structurii este situată cupla (n), iar la dreapta nu mai există cuplă cinematică.

Fiecare element (i) al structurii este caracterizat de două mărimi geometrice (figura 2.15) (Paul, 1983), (Craig, 2005), (Toth-Tașcău, 2001), (Toth-Tașcău & Dreucean, 2008):

- lungimea elementului ℓ_i , care reprezintă distanța dintre axele cuplelor de la capete și care se măsoară pe perpendiculara comună la axele cuplelor (i) și (i+1);
- răsucirea elementului α_i , care reprezintă unghiul format de axele cuplelor de la capetele elementului.

Fiecare cuplă cinematică introduce o singură variabilă (coordonată). Poziția relativă a elementelor (i-1) și (i), conectate prin cupla cinematică (i) este precizată prin:

- distanța d_i , măsurată pe axa cuplei (i), între picioarele perpendiculararelor comune axelor (i-1) și (i), respectiv (i) și (i+1);
- unghiul θ_i dintre cele două perpendiculare, măsurat în plan perpendicular pe axa cuplei (i).

Alegerea sistemelor de referință atașate elementelor structurii ține seama de faptul că aceste sisteme reflectă situațiile relative și mișcările elementelor. Alegerea sistemelor de referință depinde de tipul cuplei cinematice de la stânga elementului, respectiv de mișcarea pe care o imprimă cupla cinematică în cauză elementului considerat.

Alegerea sistemelor de referință \mathcal{R}_0 și \mathcal{R}_{n+1} este relativ arbitrară. Având în vedere specificul structurii biomecanice, este recomandabil ca aceste sisteme de referință să coincidă cu sistemele \mathcal{R}_0 și \mathcal{R}_n corespunzătoare situațiilor „naturale”, când articulațiile respective sunt în configurația neutră.

Sistemul de referință \mathcal{R}_0 atașat bazei structurii biomecanice (dacă baza structurii este considerată fixă) reprezintă sistemul de referință fix, și are originea pe axa articulației (1) sau într-un alt punct considerat ca reper anatomic important pentru structura biomecanică studiată. Dacă sistemul atașat bazei structurii biomecanice nu reprezintă un sistem fix sau există alte motive care impun alegerea unui alt sistem de referință fix, atunci \mathcal{R}_0 se exprimă față de sistemul fix printr-o matrice de transformare generală cu elemente constante sau variabile în timp.

Sistemul de referință atașat ultimului element (considerat ca echivalent al efectorului final al unui robot) este plasat de obicei cu originea pe axa articulației (n), împreună cu sistemul atașat elementului (n-1). Este de preferat ca sistemul \mathcal{R}_n să fie ales astfel încât parametrii d_n , a_n , α_n să fie nuli, pentru cupla (n) de rotație, sau parametrii θ_n , a_n , α_n să fie nuli, pentru cupla (n) de translație. Originea sistemului \mathcal{R}_{EF} este de obicei plasată pe axa de simetrie a efectorului. Versorii axelor acestui sistem sunt versorii \mathbf{n} , \mathbf{o} și \mathbf{a} , cu semnificațiile cunoscute.

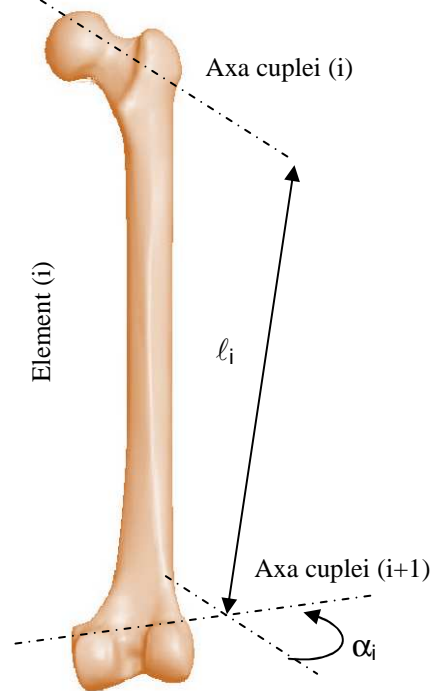


Figura 2.15. Parametrii geometrici caracteristici elementului (i)

Alegerea sistemului de referință \mathfrak{R}_i atașat elementului (i) se realizează conform precizărilor convenției Denavit-Hartenberg (Paul, 1983), (Craig, 2005), (Toth-Tașcău, 2001), (Toth-Tașcău & Dreucean, 2008):

- Originea O_i a sistemului de referință \mathfrak{R}_i este punctul de intersecție dintre perpendiculara comună axelor cuplelor (i) și (i+1) și axa cuplei (i+1). Dacă axele cuplelor (i) și (i+1) sunt concurente, O_i poate coincide cu punctul de concurență. Dacă axele cuplelor (i) și (i+1) sunt paralele sau coliniare, O_i se alege astfel ca $d_i = 0$ (se alege normala comună care trece prin O_{i-1} ca axă Ox , iar punctul O_i rezultă din intersecția acestei normale cu axa cuplei (i+1)).
- Axa $O_i z_i$ se suprapune cu axa cuplei (i+1). Sensul pozitiv este sensul rotației trigonometrice în jurul acestei axe.
- Axa $O_i x_i$ are direcția perpendicularei comune la axele cuplelor (i) și (i+1), adică axele $O_{i-1} z_{i-1}$ și $O_i z_i$.
 - o În cazul general, când axele $O_{i-1} z_{i-1}$ și $O_i z_i$ nu sunt coplanare, există o perpendiculară unică.
 - o Dacă axele cuplelor (i) și (i+1) sunt paralele sau coliniare, există o infinitate de perpendiculare comune. În acest caz, originea O_i poate fi orice punct de pe axa cuplei (i+1), iar axa $O_i x_i$ se alege ca fiind una din perpendicularele comune celor două axe, sau o dreaptă perpendiculară, conținută într-un plan perpendicular pe direcția comună cu sensul pozitiv astfel încât trecerea de la un sistem de referință la altul să se realizeze cât mai simplu. Dacă normala comună intersectează $O_{i-1} z_{i-1}$ în originea O_{i-1} , atunci d_i este zero. În cazul când axele $O_{i-1} z_{i-1}$ și $O_i z_i$ sunt paralele, unghiul α_i este zero.
 - o Dacă axele $O_{i-1} z_{i-1}$ și $O_i z_i$ sunt concurente, axa $O_i x_i$ este normala la planul determinat de axele $O_{i-1} z_{i-1}$ și $O_i z_i$. Sensul pozitiv al axei $O_i x_i$ este arbitrar. În acest caz, parametrul ℓ_i este egal cu zero.
- Axa $O_i y_i$ are direcția și sensul necesare ca sistemul de referință \mathfrak{R}_i să fie drept.

Stabilirea parametrilor geometrici caracteristici elementelor și cuplelor cinematice evidențiază mărimile care intervin în expresiile matricelor de transformare ${}^{i-1}\mathcal{T}_i$ (Paul, 1983), (Craig, 2005), (Toth-Tașcău, 2001), (Toth-Tașcău & Dreucean, 2008):

- unghiul θ_i este unghiul format de axele $O_{i-1} x_{i-1}$ și $O_i x_i$ și se obține prin rotirea axei $O_{i-1} x_{i-1}$ spre $O_i x_i$ în jurul axei $O_{i-1} z_{i-1}$, sensul pozitiv fiind cel trigonometric. Dacă cupla (i) este de rotație, unghiul θ_i este variabila cuplei (i): $q_i = \theta_i$, iar dacă cupla (i) este de translație, unghiul θ_i este constant.
- distanța d_i reprezintă distanța de la originea O_{i-1} a sistemului de referință atașat elementului (i-1) până la intersecția axei $O_i x_i$ cu axa cuplei (i). Dacă cupla (i)

este de translație, distanța d_i este variabila cuplei (i): $q_i = d_i$, iar dacă cupla (i) este de rotație, distanța d_i este un parametru constant.

- distanța ℓ_i reprezintă distanța dintre axele $O_{i-1}z_{i-1}$ și $O_i z_i$ și se măsoară pe direcția axei $O_i x_i$. Distanța ℓ_i este un parametru constant, indiferent de tipul cuplei cinematice (i).
- unghiul α_i este unghiul format de axele $O_{i-1}z_{i-1}$ și $O_i z_i$ și se obține prin rotirea axei $O_{i-1}z_{i-1}$ spre $O_i z_i$ în jurul axei $O_i x_i$, sensul pozitiv fiind cel trigonometric. Unghiul α_i este un parametru constant, indiferent de tipul cuplei cinematice (i).

Matricea de transfer ${}^{i-1}\mathcal{T}_i$, care precizează situarea elementului (i) în raport cu elementul (i-1), are expresia (Paul, 1983), (Craig, 2005), (Toth-Tașcău, 2001), (Toth-Tașcău & Drucean, 2008):

$${}^{i-1}\mathcal{T}_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & \ell_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & \ell_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Matricea de transformare generală ${}^0\mathcal{G}_n$, care exprimă poziția și orientarea ultimului element al structurii biomecanice se obține prin produsul matricelor de transfer ${}^{i-1}\mathcal{T}_i$ (Paul, 1983), (Craig, 2005), (Toth-Tașcău, 2001), (Toth-Tașcău & Drucean, 2008):

$${}^0\mathcal{G}_n = {}^0\mathcal{T}_1 \cdot {}^1\mathcal{T}_2 \cdot \dots \cdot {}^{i-1}\mathcal{T}_i \cdot {}^i\mathcal{T}_{i+1} \cdot \dots \cdot {}^{n-1}\mathcal{T}_n \quad (2.5)$$

Prin identificarea elementelor matricelor din membrul stâng și membrul drept al ecuației matriciale ${}^0\mathcal{G}_n = {}^0\mathcal{T}_1 \cdot {}^1\mathcal{T}_2 \cdot \dots \cdot {}^{i-1}\mathcal{T}_i \cdot {}^i\mathcal{T}_{i+1} \cdot \dots \cdot {}^{n-1}\mathcal{T}_n$ rezultă 12 ecuații. Elementele matricii ${}^0\mathcal{G}_n$ sunt coordonatele care exprimă poziția și orientarea (coordonatele operaționale), iar elementele matricii rezultate în membrul drept sunt funcții de coordonatele generalizate ale articulațiilor (cuplelor cinematice). Astfel, cele 12 ecuații obținute pot fi scrise sub forma:

$$\begin{array}{llll} n_x = f_1(q_1, \dots, q_n) & o_x = f_4(q_1, \dots, q_n) & a_x = f_7(q_1, \dots, q_n) & p_x = f_{10}(q_1, \dots, q_n) \\ n_y = f_2(q_1, \dots, q_n) & o_y = f_5(q_1, \dots, q_n) & a_y = f_8(q_1, \dots, q_n) & p_y = f_{11}(q_1, \dots, q_n) \\ n_z = f_3(q_1, \dots, q_n) & o_z = f_6(q_1, \dots, q_n) & a_z = f_9(q_1, \dots, q_n) & p_z = f_{12}(q_1, \dots, q_n) \end{array} \quad (2.6)$$

Funcția care realizează transformarea vectorului de configurație \mathbf{q} în vectorul coordonatelor operaționale \mathbf{X} se numește *model geometric direct* (transformarea directă de coordonate) și se notează **MGD**: $\mathbf{X} = f(\mathbf{q})$.

Rezolvarea ecuațiilor (2.6), indiferent de tipul de coordonate în care se lucrează, are două aspecte: *direct* și *invers*.

Exprimarea coordonatelor operaționale ca funcții de coordonatele cuplelor cinematice reprezintă **modelul geometric direct al structurii biomecanice (transformarea directă de coordonate)**:

$$\text{MGD} \Rightarrow {}^0\mathcal{G}_n(\mathbf{q}) \quad (2.7)$$

Exprimarea coordonatelor cuplelor cinematice ca funcții de coordonatele operaționale reprezintă **modelul geometric invers al robotului (transformarea inversă de coordonate)**:

$$\text{MGI} \Rightarrow \mathbf{q}({}^0\mathcal{G}_n) \quad (2.8)$$

Modelul invers presupune rezolvarea unui sistem de 12 ecuații cu n necunoscute, n fiind numărul cuplelor cinematice ale structurii biomecanice. Ecuațiile sistemului sunt neliniare, transcendente, ceea ce complică rezolvarea modelului invers. Modelul geometric invers are foarte rar o soluție unică. Nu există o metodă analitică generală pentru determinarea soluției (soluțiilor) **MGI**, dar există propuse mai multe metode (Paul, 1983), (Craig, 2005), adaptate la diferite structuri cinematice particulare.

2.3. Estimarea parametrilor antropometrici

Modelarea realistă a structurilor biomecanice se bazează pe utilizarea unor parametri antropometrici corespunzători. Acești parametri antropometrici se pot referi la întregul corp sau la segmentele anatomice componente ale structurii biomecanice.

2.3.1. Considerații generale

Cunoașterea parametrilor antropometrici ai segmentelor anatomice are aplicații multiple:

- modelarea biomecanică necesită cunoașterea parameterilor inerțiali ai structurilor studiate;
- proiectarea ortezelor, endoprotezelor, protezelor, în general a implanturilor ortopedice este o componentă esențială în optimizarea comportamentului biomecanic al acestora;
- biomecanica ocupațională se bazează pe cunoașterea parameterilor antropometrici ai indivizilor implicați în activitățile studiate;
- îmbunătățirea performanțelor sportivilor se realizează pe baza unor principii și studii biomecanice care sunt adaptate la configurația antropometrică a acestora;
- practica medicală folosește parameterii antropometrici pentru cunoașterea evoluției segmentelor anatomice în condiții normale și anormale, cunoașterea modificărilor de densitate a segmentelor corpului în cazuri fiziologice și patologice (ca valori și ca distribuție a masei), determinarea cât mai precisă a compoziției corpului (grăsimi, oase, mușchi, țesut adipos, etc.) (Drillis et al., 1964).

Pentru modelarea realistă a structurilor biomecanice este necesară cunoașterea cât mai exactă a parametrilor antropometrici corespunzători individului investigat (Toth-Tașcău & Stoia, 2012):

- înălțimea subiectului uman investigat, [m];
- dimensiunile (în special lungimea biomecanică) segmentelor anatomice

- individuale, [m];
- masa întregului corp, [Kg];
- masele segmentelor anatomice individuale, [Kg];
- poziția centrului de masă al întregului corp, [m];
- pozițiile centrelor de masă ale segmentelor anatomice individuale, exprimate în raport cu anumite repere anatomice (articulația distală sau proximală), [m];
- momentele de inerție ale întregului corp exprimate în raport cu un anumit sistem de referință, [Kg m²];
- momentele de inerție ale segmentelor anatomice individuale exprimate în raport cu anumite sisteme de referință, [Kg m²];
- momentele de inerție ale segmentelor anatomice individuale exprimate în raport cu sisteme de referință cu originile în centrele de masă, [Kg m²].

Lungimea anatomică a unui segment este definită de distanța dintre două repere anatomice, pe când lungimea biomecanică a segmentului anatomic este definită de distanța dintre axele articulațiilor de la capetele segmentului (Zatsiorsky, 2002).

Există numeroase studii publicate în literatura de specialitate internațională referitoare la estimarea parametrilor antropometrici ai segmentelor corpului uman. O prezentare cronologică a acestor studii a fost elaborată în 1995 de către Jørgen Bjørnstrup în raportul *Estimation of Human Body Segment Parameters - Historical Background*, elaborat pentru teza de doctorat "Image Processing Based Estimation of Body Segment Parameters --- with Application to Motion Analysis" (Bjørnstrup, 1995).

Printre lucrările reprezentative pentru estimarea parametrilor antropometrici ai segmentelor corpului uman, citate în numeroase alte studii, pot fi menționate următoarele (Toth-Tașcău & Stoia, 2012):

- Dempster W.T., *Space requirements of the seated operator*, 1955; Dempster W.T., Gaughran G.R.L., *Properties of Body Segments Based on Size and Weight* (Dempster & Gaughran - 1967);
- Winter David A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, capitol 4 (Winter, 2009);
- Zatsiorsky Vladimir M., *Kinetics of Human Motion*, Human Kinetics (Zatsiorsky, 2002);
- Drillis R., Contini R., Bluestein M., *Body Segment Parameters A Survey of Measurement Techniques*, (Drillis et al., 1964);
- Paolo de Leva, *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters*, publicată în Journal of Biomechanics 29 (9), 1996 (ExRx.net, 2012);
- Plagenhoef S., Evans F.G. Abdelnour T., *Anatomical data for analyzing human motion*, Research Quarterly for Exercise and Sport 54, 1983 (ExRx.net, 2012).

Pentru estimarea parametrilor antropometrici ai segmentelor corpului uman al unui anumit individ au fost folosite mai multe metode (Vaughan et al., 1999), (Robertson et al., 2004):

- **măsurări realizate pe cadavre** – necesită medierea valorilor obținute pentru loturi mari de studiu, rezultatele obținute nefiind specifice unui anumit individ (Robertson et al., 2004), (Toth-Tașcău & Stoia, 2012).

Proprietățile de inerție (masa, centrul de greutate, momentul de inerție) sunt dificil de determinat pe o persoană vie. *Metoda coeficienților* folosește tabele de proporții ce prevăd parametrii segmentelor corporale pentru măsurători simple,

neinvazive, cum ar fi masa totală a corpului, lungimile segmentelor și înălțimea corpului. Dempster a colectat date de la persoane aflate în viață (mostre anatomice) și de la opt cadavre. Cadavrele au fost segmentate, iar lungimea, masa și volumul fiecărui segment au fost înregistrate. Cu datele obținute, Dempster a calculat

poziția centrului de greutate (utilizând metoda suspendării) și momentele de inerție (utilizând tehnica pendulului) pentru fiecare segment. În final, Dempster a creat tabele prezentând masele segmentelor ca proporții ale masei întregului corp, pozițiile centrelor de greutate și lungimile razelor de rotație¹ ca proporții ale lungimilor segmentelor. Există numeroase alte studii, realizate de alți cercetători, care exprimă parametrii segmentelor corpului uman prin metoda coeficienților (Robertson et al., 2004).

- **modelare matematică** – necesită măsurarea unui număr mare de parametri, iar rezolvarea modelului matematic necesită un timp mare de calcul (Robertson et al., 2004).

Primele studii de modelare matematică a proprietăților inerțiale ale segmentelor corpului uman au fost realizate de Hanavan (1964) în vederea analizei tridimensionale. Acesta a presupus că masa corpului este uniform distribuită în cadrul fiecărui segment și că segmentele sunt corpuri rigide care pot fi reprezentate prin forme geometrice. Majoritatea segmentelor au fost modelate ca niște conuri circulare simple. Măinile au fost modelate ca niște sfere, capul ca un elipsoid, iar segmentele trunchiului ca niște cilindri eliptici. Luând măsurători antropometrice suplimentare cum ar fi circumferința coapsei, înălțimea piciorului de la talpă până la gleznă, diametrul genunchiului și lățimea umărului, au fost dezvoltate ecuații pentru a calcula momentele de inerție principale. Metodele lui Hanavan au fost dezvoltate de alți cercetători pentru a include mai multe segmente și mai multe măsurători directe antropometrice.

- **utilizarea tehnicilor de imagistică medicală** (raze X, CT, RMN, etc) – oferă informații mai precise, dar au dezavantajul expunerii la anumite surse de radiații.
- **măsurări cinematice** – nu oferă informații precise și necesită un timp mare pentru realizarea măsurărilor și prelucrarea datelor (Robertson et al., 2004).

Tehnicile cinematice sunt metodele ce măsoară caracteristicile cinematice pentru o determinare indirectă a proprietăților de inerție ale segmentelor. Hatze (1975) a dezvoltat *tehnica de oscilație* prin care determină masa și momentele de inerție ale segmentelor extremităților și coeficientul de amortizare din articulații. Tehnica nu poate fi folosită pentru segmentele trunchiului deoarece este nevoie ca o parte a corpului să fie implicată într-o mișcare de oscilație cu un aparat ce conține un arc. Mușchii trebuie să fie relaxați pentru a nu influența oscilațiile amortizate ale sistemului arc-membru (Robertson et al., 2004).

Majoritatea acestor parametri sunt rezultatul unor investigații îndelungate, ale medicilor, pe cadavre umane și reprezintă medierea rezultatelor determinărilor pe subiecții umani. Astfel, s-a ajuns la obținerea unor coeficienți de scalare generalizați, ai lungimii și greutății, pentru fiecare segment al corpului uman în parte. Acești parametri sunt exprimați în funcție de înălțimea și greutatea subiecților umani, acestea putând fi măsurate direct pentru fiecare subiect uman în parte.

¹ Raza de rotație este distanța față de axa de rotație unde ar trebui concentrată toată masa corpului pentru a da același moment de inerție față de acea axă

În figura 2.16 se prezintă segmentarea corpului uman în cele mai importante zone, folosită în studiile elaborate în cadrul Digital Human Research Center, pentru dezvoltarea unor baze de date (*Human Body Properties Database*) cu referitoare la subiecți din Japonia, U.S.A. și Europa (DHRC, 2009):

- zona A - cuprinsă între extremitatea superioară a capului și cea a trunchiului;
- zona B - cuprinsă între extremitatea superioară și cea inferioară a trunchiului;
- zona C - cuprinsă între extremitatea superioară a trunchiului și cea a brațului;
- zona D - cuprinsă între extremitatea superioară a brațului și cea a antebrăului;
- zona E - cuprinsă între extremitatea superioară a antebrăului și cea a mâinii;
- zona F - cuprinsă între extremitatea inferioară a trunchiului și bazin;
- zona G - cuprinsă între bazin și extremitatea superioară a gambei;
- zona H - cuprinsă între extremitatea superioară a gambei și cea a piciorului.

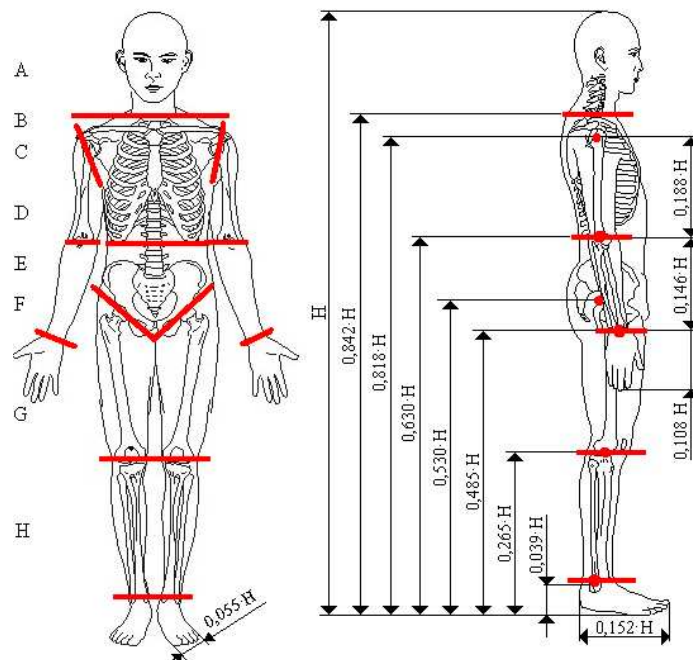


Figura 2.16. Împărțirea corpului uman în segmente anatomice și estimarea dimensiunilor acestora în funcție de înălțimea individului

2.3.2. Estimarea parametrilor antropometrici folosiți în modelarea membrului inferior

Având în vedere că nu am găsit în literatura de specialitate un studiu care să ofere toate informațiile necesare pentru elaborarea modelului biomecanic al membrului inferior, au fost folosite mai multe referințe, în funcție de parametrii antropometrici necesari. Un alt punct de vedere de care s-a ținut seama în alegerea referințelor bibliografice a fost acela al numărului de citări în studiile de biomecanică publicate.

2.3.2.1. Estimarea lungimilor segmentelor anatomice

Studiile despre estimarea parametrilor antropometrici și caracteristicilor inerțiale ale segmentelor anatomice principale ale corpului uman prezintă date obținute în diferite condiții (Bjørnstrup, 1995), (Leva, 1996), (Zatsiorsky, 2002), (Winter, 2009), (ExRx.net, 2012), (Toth-Tașcău & Stoia, 2012):

- cadavre ale unor bărbați cu vârsta înaintată (Dempster în 1967, Clauster et al. în 1969, ajustat parțial de Hinrichs în 1990) sau subiecți vii (Zatsiorsky în 1990, folosind un scanner cu raze gamma) (Leva, 1996);
- bărbați și femei, preponderent fiind numărul bărbaților (Zatsiorsky în 1990, lotul de studiu a cuprins 100 bărbați și 15 femei) (Leva, 1996);
- vârste și rase diferite (Zatsiorsky în 1990, lotul de studiu a cuprins tineri caucazieni (Leva, 1996); de Leva în 1996, lotul de studiu a cuprins tineri atleți ruși (ExRx.net, 2012), (Leva, 1996)).

Un aspect deosebit de important pentru utilizarea datelor din literatura de specialitate se referă la modul în care sunt definite segmentele anatomice:

- distanța dintre două repere anatomice definește lungimea anatomică a segmentului anatomic;
- distanța dintre axele (centrele) articulațiilor de la capetele segmentului definește lungimea biomecanică a segmentului anatomic.

Lungimile segmentelor anatomice folosite în modelul membrului inferior sunt lungimi biomecanice. Pentru estimarea lungimilor segmentelor anatomice care definesc modelul membrului inferior au fost luate în considerare trei surse bibliografice de referință: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (Winter, 2009), *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (Plagenhoef et al., - 1983) și *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters* (Leva, 1996).

Lungimile segmentelor anatomice prezentate în figura 2.17, preluată din cartea *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* a lui David A. Winter (Winter, 2009), și determinată pe baza rezultatelor publicate de Drilis și Contini în 1966 și cele preluate din studiile realizate de Plagenhoef et al. sunt lungimi anatomice și nu lungimi biomecanice. Lungimile segmentelor anatomice din studiile lui de Leva reprezintă lungimi biomecanice.

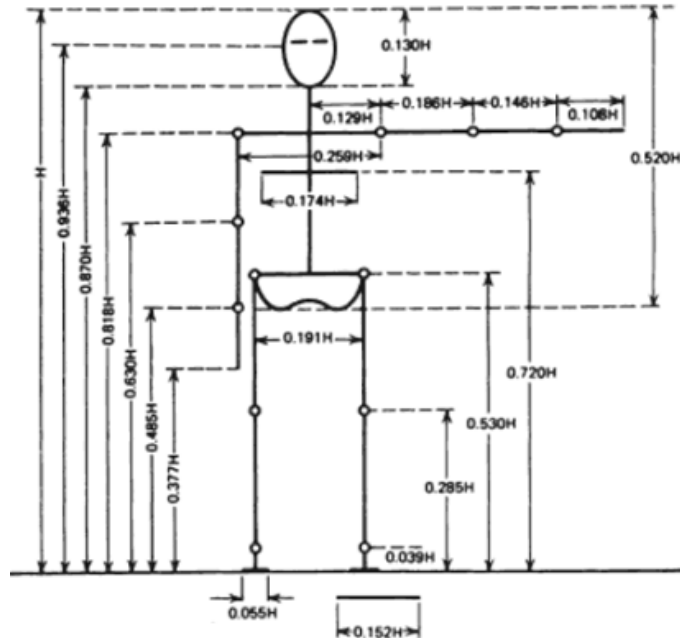


Figura 2.17. Lungimile segmentelor anatomice exprimate în funcție de înălțimea individului (Winter, 2009)

Dimensiunile segmentelor anatomice pelvis, coapsă, gambă și picior se determină cu relații de forma $L_s = c_s H$, unde coeficienții c_s (procente din înălțimea individului) sunt aleși din trei referințe: (Winter, 2009) conform figurii 2.17, (Plagenhoef et al., - 1983), (Leva, 1996) și prezentați în tabelul 2.1.

Din tabelul 2.1 se pot observa diferențele dintre datele prezentate în cele trei studii de referință.

Tabelul 2.1. Dimensiunile segmentelor anatomice conform surselor bibliografice de referință

Segment	Dimensiunea D	Coeficienții c_s conform:				
		(Winter, 2009)	(Plagenhoef et al., - 1983)		(Leva, 1996)	
		M	M	F	M	F
Pelvis	lungimea	0,191	0,093	0,093	0,0837	0,1046
Coapsă	lungimea	0,245	0,232	0,249	0,2425	0,2124
Gambă	lungimea	0,246	0,247	0,257	0,2493	0,2492
Picior	lungimea	0,152	0,0425	0,0425	0,1482	0,1316
	lățimea	0,055				
	înălțimea de la sol până la articulația gleznei	0,039				

Poziția centrului de greutate al corpului uman este definită de înălțimea față de sol, în procente din înălțimea individului – 56,4 % din H (sau 0,564 H) (Zatsiorsky, 2002).

În poziția normală de repaus, centrul de greutate al piciorului este aflat la aproximativ 5 cm anterior de articulația gleznei. Centrul articulației gleznei este situat la aproximativ 4 cm anterior de inserția tendonului lui Ahile (figura 2.18).

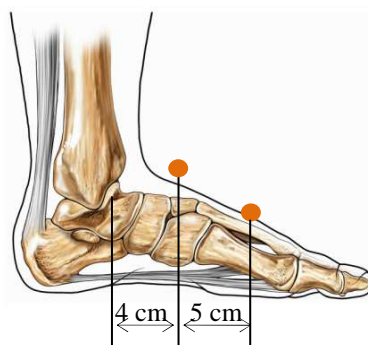


Figura 2.18. Poziționarea centrului de masă al piciorului și a tendonului lui Ahile (Nucleus Medical Art, 2012)

2.3.2.2. Estimarea caracteristicilor inerțiale ale segmentelor anatomice

Determinarea caracteristicilor inerțiale s-a realizat prin mai multe metode (Kuo, 2006):

- metode bazate pe principii din mecanica teoretică: metoda pendulului și metoda oscilațiilor;
- metode bazate imagistică medicală: scanare cu raze gamma, CT, IRM;
- metode bazate pe măsurări și calcul matematic: regresie liniară, regresie neliniară, modele matematice ce folosesc primitive geometrice.

Evident, caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice depind de dimensiunile segmentelor, care, la rândul lor, depind de modul în care au fost definite segmentele.

Pentru estimarea caracteristicilor inerțiale ale segmentelor anatomice folosite în modelul membrului inferior au fost luate în considerare trei surse bibliografice de referință: *Kinetics of Human Motion* (Zatsiorsky, 2002), *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (Plagenhoef et al., - 1983) și *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters* (Leva, 1996).

Datele prezentate inițial de Zatsiorsky et al în lucrarea *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments* (Leva, 1996) și ulterior în cartea *Kinetics of Human Motion* (Zatsiorsky, 2002), definesc segmentele anatomice pe baza unor repere osoase (bony landmarks), ceea ce a limitat utilizarea acestora de alți cercetători.

Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice considerate, conform referinței *Kinetics of Human Motion* (Zatsiorsky, 2002), sunt prezentate în tabelul 2.2.

Tabelul 2.2. Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice conform (Zatsiorsky, 2002)

Segment	ρ [g/cm ³]	m [kg]	COM [%]	m [%]	I_{ap} [kg·cm ²]	I_{ml} [kg·cm ²]	I_{is} [kg·cm ²]	R_{ap} [%]	R_{ml} [%]	R_{is} [%]
Pelvis	1.01	8.164	35.4 1	11.17 4	656.8	525.0	592.4	35. 6	31. 9	34. 0
Coapsă	1.05	10.36 0	45.4 9	14.16 5	1997.8	1999.4	413.4	26. 7	26. 7	12. 1
Gambă	1.09	3.160	40.4 7	4.330	385.0	371.0	64.6	28. 1	27. 5	11. 4
Picior	1.10	0.997	55.8 5	1.370	44.0	40.0	10.3	25. 7	24. 5	12. 4

unde:

- ρ [g/cm³] – densitatea segmentului anatomic
- m [kg] – masa segmentului anatomic;
- COM [%] – poziția centrului de masă față de capătul proximal, de-a lungul axei longitudinale a segmentului anatomic, exprimată în procente din lungimea segmentului anatomic;
- m [%] – masa relativă a segmentului anatomic, exprimată ca raport între masa segmentului anatomic și masa întregului corp;
- I_{ap} , I_{ml} , I_{is} [kg·cm²] – momentele de inerție ale segmentului anatomic în raport cu axele definite de direcțiile anteroposterioară, mediolaterală și longitudinală (inferior-superior);
- R_{ap} , R_{ml} , R_{is} [%] – razele de girație în raport cu axele definite de direcțiile anteroposterioară, mediolaterală și longitudinală (inferior-superior), exprimate în procente din lungimea segmentului anatomic.

Axele sistemului de referință atașat piciorului au fost alese considerând piciorul într-o poziție imaginară, rotit spre exterior. Astfel, axa anteroposterioară este paralelă cu axa de dorsiflexie-flexie plantară a articulației gleznei, iar axa longitudinală este determinată de călcâi și vârful celui de-al doilea deget (Zatsiorsky, 2002).

Având în vedere faptul că studiile de biomecanică se bazează în principal pe segmente anatomice definite de centrele articulațiilor, de Leva a adaptat rezultatele Zatsiorsky-Seluyanov, folosind două loturi de studiu (Leva, 1996):

- femei – greutate medie 61.9 Kg, înălțime medie 173.5 cm;
- bărbați – greutate medie 73.0 Kg, înălțime medie 174.1 cm.

Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice considerate, conform referinței *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters* (Leva, 1996), sunt prezentate în tabelul 2.3.

Tabelul 2.3. Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice conform (Leva, 1996)

Segment	m [%]		COM [%]		R_s [%]		R_t [%]		R_l [%]	
	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M
Pelvis	12.47	11.17	49.20	61.15	43.3	61.5	40.2	55.1	44.4	58.7
Coapsă	14.78	14.16	36.12	40.95	36.9	32.9	36.4	32.9	16.2	14.9
Gambă	4.81	4.33	44.16	44.59	27.1	25.5	26.7	24.9	9.3	10.3
Picior	1.29	1,37	40.14	44.15	29.9	25.7	27.9	24.5	13.9	12.4

Semnificațiile notațiilor din tabelul 2.3 sunt aceleași cu cele din tabelul 2.2, cu observația că R_s , R_t , R_l [%] – razele de girație în raport cu axele definite de direcțiile sagitală, transversală și longitudinală (s-au păstrat notațiile din referința bibliografică), exprimate în procente din lungimea segmentului anatomic.

Momentele de inerție în raport cu axele sistemelor de referință cu originea în centrul de masă al segmentului anatomic I_O se determină în funcție de masa segmentului m și razele de girație R corespunzătoare axelor sistemelor de referință, cu relații de forma:

$$I_O = mR^2 \quad (2.9)$$

2.4. Comportamentul articulației gleznei în timpul ciclului de mers

2.4.1. Considerații generale

Mersul uman reprezintă o **mișcare complexă și repetitivă** care pare a fi o acțiune ușor de înțeles și de studiat. Analiza mersului (*Gait analysis*) poate fi realizată observațional, fără un suport tehnic, sau cu sisteme complexe, instrumentate (analiza cantitativă), ce permit determinarea pattern-urilor de mișcare și care oferă informații despre parametrii spațio-temporali ai mersului, despre rotațiile din articulații și mobilitatea unor segmente anatomice (coloană cervicală, coloană lombară), respectiv despre distribuția presiunii plantare. Dacă se încearcă însă chiar numai un studiu observațional al mersului se constată că acesta este rezultatul unei interacțiuni complexe a mai multor sisteme și poate fi abordat în diferite moduri (Toth-Tașcău & Stoia, 2010).

Analiza mersului reprezintă o evaluare obiectivă a capacității locomotoare a unei persoane, efectuată în scopul identificării diferitelor patologii cu influență asupra mersului, cum sunt: afecțiuni de natură accidentală asupra scheletului, afecțiuni articulare de natură degenerativă sau traumatică, afecțiuni neurologice sau musculare, afecțiuni ale coloanei vertebrale. Analiza mersului oferă informații de natură cinematică și dinamică deosebit de utile în stabilirea cât mai fidelă a unui diagnostic. De asemenea, prin analiza mersului se pot urmări evoluțiile postraumatice sau postoperatorii ale unui pacient, reprezentând în acest caz un ghid al demersului de recuperare (Toth-Tașcău & Stoia, 2010).

Apariția unor probleme patologice (durere, paralizie, pierderea controlului motor, deteriorarea țesuturilor, etc) influențează mersul normal, acesta prezentând aspecte caracteristice patologiei respective. Pentru observarea și interpretarea aspectelor patologice caracteristice este absolut necesar ca medicul să cunoască în detaliu aspectele specifice mersului normal (pattern-ul mersului normal). Pattern-ul mersului normal este însă diferit de la un subiect la altul, fiecare individ prezentând aspecte particulare față de un pattern general al mersului normal.

Un alt aspect important care trebuie subliniat constă în dificultatea observării aspectelor caracteristice mersului unui anumit subiect. Astfel, analiza observațională nu este suficientă, fiind necesară o investigație bazată pe sisteme de înregistrare care să ofere informații cantitative asupra parametrilor caracteristici mișcărilor.

Mersul, în general, trebuie să îndeplinească două cerințe esențiale: echilibrul și locomoția. **Echilibrul** reprezintă abilitatea de a asigura postura corespunzătoare

și de a menține echilibrul corpului în timpul mersului. **Locomoția** reprezintă abilitatea de a asigura inițierea și avansul ritmic al corpului (Vaughan et al., 1992), (Toth-Tașcău & Stoia, 2010). Suplimentar acestor două cerințe esențiale există și alți factori adiționali care contribuie la mersul unui individ (sistemul musculoscheletal - tonusul muscular, sistemul nervos, vederea, sistemele vestibular, auditiv și sensomotor (Kirtley, 2006), (Radu, 2009).

Mersul este o mișcare locomotorie ciclică, care se realizează prin ducerea succesivă a unui picior înaintea celuilalt. Din punct de vedere biomecanic, *locomoția bipedă (mersul)* este un proces de deplasare, în care corpul uman, aflat în mișcare, este suportat ciclic și alternativ de fiecare membru inferior (cu excepția unei perioade de tranziție, atunci când ambele picioare se găsesc pe sol) (Vaughan et al., 1992), (Radu, 2009).

Mersul, definit ca "bipedalism alternativ", are ca unitate de măsură ciclul de mers reprezentat de distanța dintre punctul de contact cu solul (călcâiul) al unui picior și punctul de contact imediat următor al aceluiași picior.

În timpul mersului trebuie îndeplinite trei sarcini importante (Kirtley, 2006), (Toth-Tașcău & Stoia, 2010), (Vaughan et al., 1999), (Perry, 1992):

- **acceptarea/preluarea greutății** – implică transferul greutății corpului pe piciorul de sprijin, care a încheiat balansul și are o poziție instabilă, precum și absorbția șocului și menținerea avansului în timpul mersului;
- **susținerea greutății pe un singur picior de sprijin** – implică suportarea întregii greutăți a corpului pe un singur picior și asigură stabilitatea în timpul avansului;
- **avansul membrului inferior** – implică ridicarea piciorului de pe sol, membrul inferior executând balansul necesar mișcării până ajunge în fața corpului.

2.4.2. Fazele ciclului de mers normal

Din punct de vedere funcțional, ciclul de mers este divizat în **două faze principale**: perioada de **sprijin**, când piciorul este pe sol și perioada de **balans**, când piciorul este ridicat de pe sol. Caracteristic mersului este sprijinul permanent al corpului pe sol, fie pe un picior, fie pe ambele picioare. **Sprijinul unilateral** durează de cinci ori mai mult decât **sprijinul bilateral**. În perioada sprijinului unilateral, membrul inferior care susține greutatea corpului se numește picior de sprijin, iar celălalt, picior oscilant (Radu, 2009).

Astfel, un parametru al mersului este **pasul simplu**, care se definește ca fiind distanța dintre punctul de contact al unui picior și punctul de contact cu solul al celuilalt picior, fiind realizat în timpul sprijinului bilateral. Prin compunerea a doi pași simpli succesivi se obține **pasul dublu**.

Pasul dublu acoperă distanța care separă două sprijiniri succesive ale aceluiași picior pe sol; lungimea sa se măsoară între călcâiele aceluiași picior (Kirtley, 2006), (Radu, 2008), (Vaughan et al., 1992). Un pas dublu este format din suma pasului simplu al piciorului stâng și a pasului simplu al piciorului drept.

Parametrii pasului simplu în cazul locomoției bipede, conform figurii 2.19 (Toth-Tașcău & Stoia, 2010), sunt: lungimea pasului simplu, frecvența (ritmul) mersului, viteza mersului, unghiul pasului, lățimea pasului și urmele plantei pe sol (Kirtley, 2006), (Radu, 2008), (Vaughan et al., 1992), (Craig, 1995).

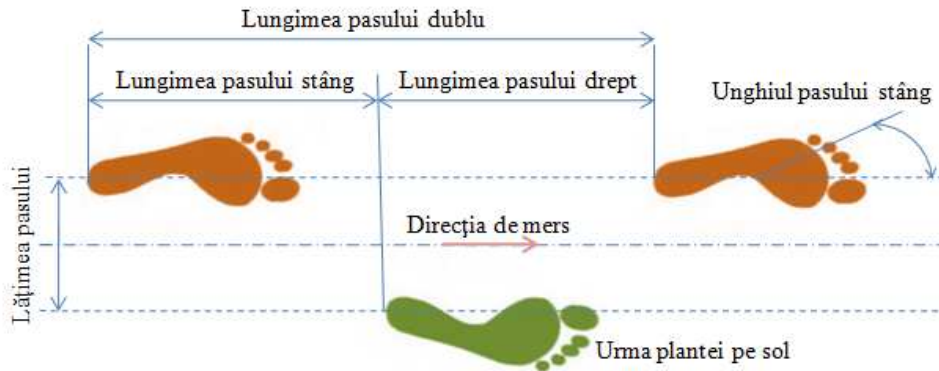


Figura 2.19. Parametrii spațio-temporali ai mersului (Toth-Tașcău & Stoia, 2010)

Mersul este deci format dintr-o succesiune de pași. În analiza biomecanică a mersului se folosește pasul dublu, compus din totalitatea mișcărilor care se efectuează între două sprijiniri succesive ale aceluiași picior.

Pasul dublu este unitatea funcțională de mișcare în timpul mersului fiind compus din doi pași simpli. Pasul dublu poate fi descompus pentru studiu în mai multe faze de mișcare, în mai multe moduri. Un alt mod de descompunere a pasului dublu constă în divizarea acestuia în șase faze, din care două, de foarte scurtă durată, numite momente.

Sprijinul (suportul) este perioada în care piciorul este în contact cu solul și durează 60-62% din durata ciclului de mers. **Balansul** este perioada în care piciorul nu mai este în contact cu solul, ci este balansat în vederea pregătirii următorului contact cu solul. Durata balansului reprezintă de 38-40% din durata ciclului de mers. La începutul și la sfârșitul perioadei de sprijin este perioada dublului sprijin (aproximativ 20% din ciclul de mers – între 15-25%), în care ambele picioare sunt în contact cu solul, permițând transferul greutății corpului de pe un picior pe celălalt (figura 2.19) (Radu, 2008).

Ciclul de mers este divizat în 8 sub-faze, 5 în timpul perioadei de sprijin și 3 în timpul celei de balans (figura 2.20) (FAB proiect - 2, 2012), (Kitagawa, 2012); aceste sub-faze definesc evenimentele ce leagă mișcarea piciorului de debutul în aceste perioade.

Pentru denumirea fazelor și evenimentelor ce au loc sunt utilizați termeni diferiți, în funcție de autori. Se pot evidenția două categorii de termeni: tradiționali și RLA introduși de Gait Laboratory of the Rancho Los Amigos Medical Center din California.

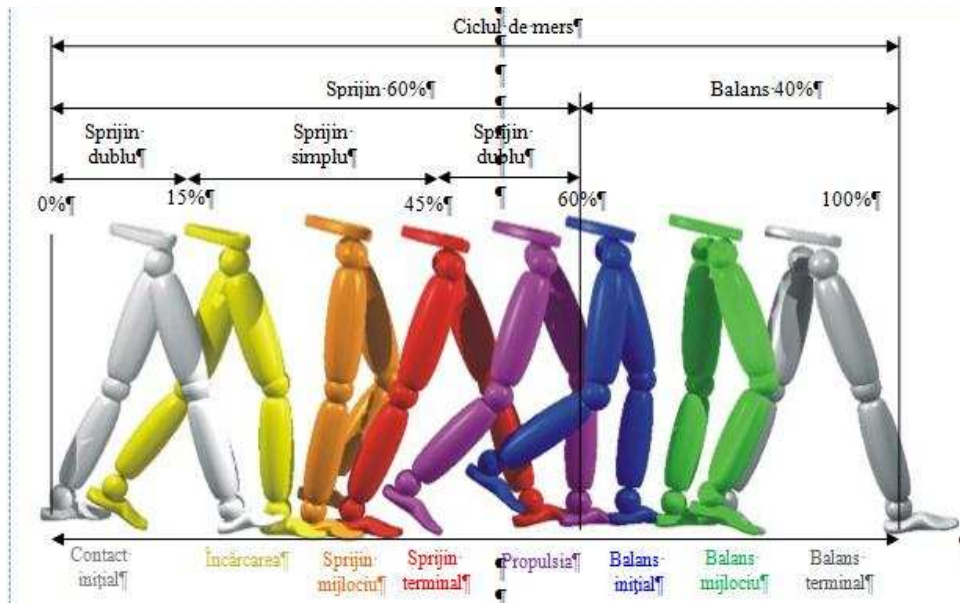


Figura 2.20. Fazele/evenimentele ciclului de mers – terminologie RLA (Ariel Dynamics, 2012)

Sub-fazele (evenimentele) ce definesc ciclul de mers sunt prezentate în figura 2.20, tabelul 2.4 și tabelul 2.5 (Toth-Tașcău & Stoia, 2012).

Tabelul 2.4. Denumirile subfazelor ciclului de mers

Denumirea fazei	Denumirea subfazei	Terminologie RLA	Terminologie tradițională	Evenimentul
Sprijin	contactul inițial	initial contact	heel (first) contact	reprezintă contactul călcâiului cu solul, ceea ce înseamnă începutul fazei de sprijin
	încărcarea	loading response	foot flat	picioarul este plan, întreaga suprafață de sprijin a piciorului fiind în contact cu solul
	sprijinul mijlociu	mid-stance	mid-stance	reprezintă postura de mijloc a sprijinului, când greutatea este transferată dinapoi spre porțiunea din față a piciorului
	sprijinul terminal	terminal stance	heel off	propulsarea spre înainte cu ajutorul degetelor
	propulsia/ desprinderea de pe sol	pre-swing	toe off	desprinderea degetelor de pe sol

2.4. Comportamentul articulației gleznei în timpul ciclului de mers 87

Balans	balansul inițial	initial swing	acceleration	perioada cuprinsă între desprinderea degetelor de pe sol și flexia maximă a genunchiului, în vederea desprinderii de la sol
	balansul mijlociu	mid-swing	mid-swing	perioada dintre flexia maximă a genunchiului și mișcarea anterioară a tibiei până când aceasta din urmă ajunge într-o poziție verticală
	balansul terminal	terminal swing	deceleration	faza de final a balansului, care durează până în momentul atingerii solului cu călcâiul

Tabelul 2.5. Ponderile sub-fazelor ciclului de mers

Ciclul de mers 100%							
Sprijin 60%					Balans 40%		
Sprijin dublu		Sprijin simplu		Sprijin dublu			
Contact inițial	Încărcarea	Sprijin mijlociu	Sprijin terminal	Propulsia	Balans inițial	Balans mijlociu	Balans terminal
0%	0-10%	10-30%	30-50%	50-60%	60-73%	73-87%	87-100%
Picior stâng					Picior stâng		
Picior drept						Picior drept	

2.4.3. Evenimentele ciclului de mers normal

Evenimentele care au loc în timpul ciclului de mers normal sunt corelate cu fazele ciclului de mers și sunt definite de unghiurile din articulațiile membrilor inferioare, precum și de momentele din articulații, corelate cu activitățile mușchilor care contribuie la mișcare (Perry, 1992), (Craig, 1995), (Toth-Tașcău & Stoia, 2012), (Radu, 2009), (Ayyappa, 1, 1997), (Ayyappa, 2, 1997), (Gross *Anatomy, 2011*), (Blazquez, 2002).

Mișcările gleznei și piciorului influențează traiectoria centrului de greutate, menținând-o relativ orizontală în timpul fazei de sprijin. În timpul unui ciclu de mers se execută două faze de flexie dorsală, respectiv flexie plantară.

Sintetizând evenimentele din timpul unui ciclu de mers normal se poate obține o imagine generală asupra mișcărilor din articulațiile principale ale membrului inferior (tabelul 2.6) (Toth-Tașcău & Stoia, 2012).

Tabelul 2.6. Mișcările din articulațiile membrului inferior în timpul unui ciclu de mers normal

Denumirea fazei	Denumirea subfazei	Articulația gleznei	Articulația subtalară	Articulația șoldului	Articulația genunchiului
Sprijin	contactul inițial	Poziție neutră sau Flexie plantară ușoară	Inversie	Flexie	Flexie
	încărcarea	Flexie plantară	Eversie	Flexie	Flexie
	sprijinul mijlociu	Flexie dorsală	Eversie ușoară	Poziție neutră - Extensie	Extensie
	sprijinul terminal	Flexie dorsală - Flexie plantară	Inversie	Extensie	Extensie maximă - flexie ușoară
	propulsia/ desprinderea de pe sol	Flexie plantară	Inversie maximă	Flexie - Poziție neutră	Flexie
Balans	balansul inițial	Flexie dorsală parțial - Poziție neutră	Inversie	Flexie	Flexie
	balansul mijlociu	Flexie dorsală parțial - Poziție neutră	Inversie	Flexie	Extensie
	balansul terminal	Flexie dorsală parțial - Poziție neutră	Inversie	Flexie	Extensie

2.5. Determinarea variației unghiurilor din articulațiile membrului inferior prin analiza experimentală a mersului

Obiectivul principal al acestui studiu a constat în determinarea variațiilor unghiurilor din articulațiile principale ale membrului inferior, prin analiza experimentală a mersului, în două scopuri:

- determinarea unui pattern al mersului pentru un lot omogen de subiecți;
- modelarea geometrică a membrului inferior folosind convenția Denavit-Hartenberg.

Înregistrările au fost realizate în Laboratorul de Analiza Mișcării al Centrului de cercetare în Ingineria Medicală din Universitatea Politehnica din Timișoara folosind sistemul de măsurare Zebris CMS-HS (zebris Medical GmbH).

Pentru a evalua parametrii cinematici ai mersului, în special pentru determinarea unui pattern al mișcării din articulația gleznei, a fost investigat un lot omogen format din 5 voluntari tineri (bărbați, 1.84 m înălțime, 83 kg greutate, 24.5 IMC), fără afecțiuni cunoscute ale aparatului locomotor. Criteriile de acceptare în lotul de studiu au fost riguroase deoarece s-a dorit un lot omogen.

2.5.1. Protocolul de măsurare și procesare a datelor

Pentru a realiza înregistrări cât mai corecte, s-a procedat la efectuarea unei sesiuni de training de cinci minute pentru fiecare subiect investigat. Sesiunea de acomodare a fost în primul rând efectuată pentru a adapta mersul la condițiile de măsurare. Subiecții s-au deplasat liber, cu o viteză normală, specifică fiecăruia.

Fiecare subiect a fost investigat pe baza aceluiași protocol de măsurare și procesare a datelor primare. Înregistrările încep cu atașarea celor doi markeri tripleti pe membrele inferioare ale subiecților conform instrucțiunilor sistemului de măsurare. Primul triplet este fixat pe coapsa subiectului investigat, iar al doilea pe partea de sus a piciorului. În pasul următor, reperele anatomice sunt marcate cu pointerul, iar software-ul sistemului crează modelul geometric al subiectului. Înregistrările au fost realizate în regim "Two Side measurement", astfel că semnalele de la stânga și dreapta corpului au fost măsurate simultan. Pozițiile spațiale ale markerilor și modelul geometric al subiectului investigat sunt calculate și afișate în timpul mișcării subiectului, folosirea Software-ul WinGait (zebris, 2003), (zebris, 2006), (Toth-Tașcău & Stoia, 2012).

S-au înregistrat cinci măsurări valide, fiecare constând din două cicluri de mers, datorită limitărilor impuse de echipamentul de măsurare. Limitările sistemului se referă la incapacitatea acestuia de a emite și recepționa într-un interval spațial suficient de mare pentru a cuprinde mai multe cicluri de mișcare. Această neajuns a fost compensat printr-un număr mai mare (5) de înregistrări.

Rata de eșantionare a înregistrărilor a fost selectată la 25 Hz, corespunzătoare vitezelor de deplasare ale subiecților. Achiziția și procesarea datelor primare în vederea determinării parametrilor spațio-temporali și cinematici ai mersului au fost efectuate pentru ambele membre inferioare. Valorile înregistrate pentru mai multe cicluri de mișcare, succesive în timp real, au fost prelucrate statistic (determinarea valorilor medii și a deviațiilor standard). Datele primare rezultate în timpul măsurătorilor sunt de două tipuri: poziții spațiale ale reperelor anatomice și unghiurile articulare. Reperele anatomice ale căror coordonate spațiale s-au măsurat sunt:

- Centrul articulației șoldului, aproximat pe baza poziției palpate a marelui trohanter și lățimea totală a bazinului;
- Reperele articulației genunchiului punctate pe condilii tibiali lateral și medial (aceste puncte definesc axa de rotație a genunchiului);
- Reperele articulației gleznei punctate pe vârful maleolelor medială și laterală (aceste puncte definesc axa instantanee de rotație a articulației tibio-talare);
- Punctul maxim posterior al calcaneului;
- Vârful halucelui.

Unghiurile articulare măsurate corespund următoarelor mișcări: *flexia-extensia*, *rotația internă-externă* și *abducția-adducția șoldului*, *flexia-extensia* și

abducția-adducția genunchiului, flexia dorsală – flexia plantară și rotația internă-externă ale gleznei.

Rezultatele numerice ale măsurărilor unghiurilor din articulațiile membrelor inferioare au fost exportate pentru prelucrare ulterioară: din software-ul WinGait al sistemului de măsurare au fost importate în Excell, ordonate în coloane pentru a calcula valorile medii și deviațiile standard.

Ordonarea, extragerea datelor și calculul statistic s-au realizat manual, conform itinerarului din figura 2.21. Ordonarea manuală a datelor este deosebit de laborioasă, reprezentând totodată un generator de erori asupra mediilor întregului lot de subiecți. Această operație nu poate fi însă înlocuită cu una automată datorită variației evenimentelor din timpul ciclului de mers (fazele ciclului de mers definite conform convenției RLA). Aceste variații au loc chiar și între două înregistrări ale aceluiași subiect, la momente de timp consecutive.

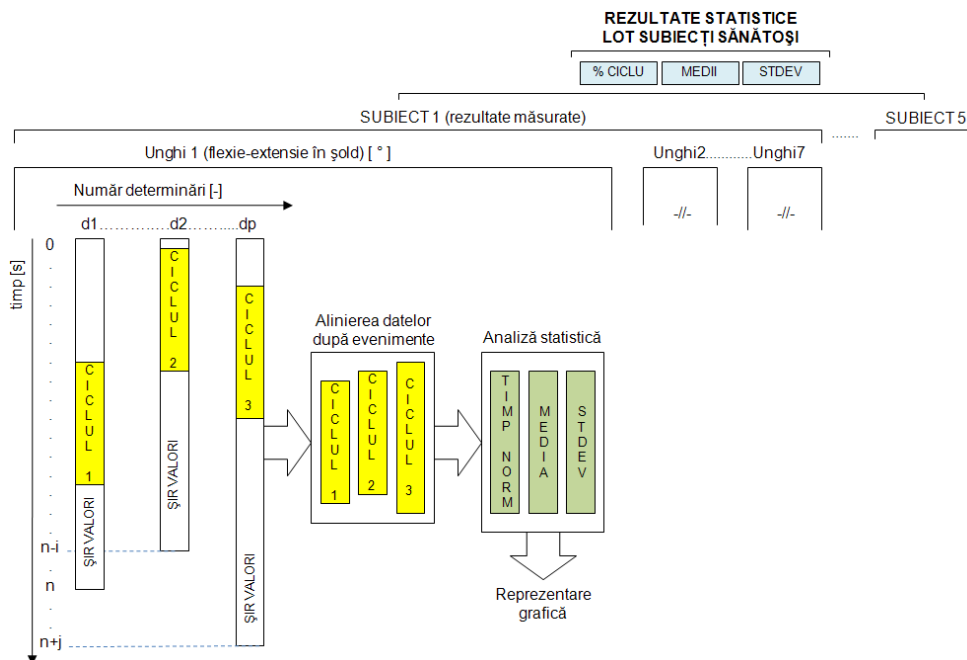


Figura 2.21. Itinerarul prelucrării datelor experimentale

Dacă se consideră că fiecare înregistrare a unui ciclu de mers începe la timpul $t = 0$ secunde, se observă că fazele importante ale mersului (atacul cu călcâiul – contact inițial, trecerea prin poziția ortostatică - sprijinul mijlociu, respectiv desprinderea degetelor de pe sol - propulsia) sunt de fiecare dată la alte momente de timp, deși s-a utilizat aceeași frecvență de achiziție a datelor. Acest lucru se datorează accelelațiilor, respectiv decelerațiilor în aceleași faze ale diferitelor cicluri de mers.

Variația vitezei de progresie în timpul mersului, dar și a vitezelor unghiulare în diferitele articulații ale membrelor inferioare sunt caracteristici specifice ființelor vii care țin de o multitudine de factori, atât interni cât și externi. Impunerea unei viteze constante de deplasare nu se poate realiza doar prin voința proprie a

individului, fiind necesară folosirea unei benzi rulante electrice care să impună un ritm constant de deplasare.

Folosirea benzilor electrice de mers este utilizată destul de des în analizele de mișcare datorită avantajului exprimat anterior, dar și datorită faptului că numărul ciclurilor înregistrate nu mai este limitat de spațiul de emisie - recepție al echipamentului. Principalul dezavantaj al folosirii benzilor rulante este acela că modifică semnificativ aspectul curbelor unghiulare ale articulațiilor.

În prelucrările datelor experimentale s-a procedat la eliminarea seriilor cu valori aberante de înregistrare. Acestea au fost cele în care subiectul întârzie sau grăbește cu mai mult de o secundă ciclul de mers de referință. Referința de timp a ciclului de mers a fost stabilită prin verificarea tuturor înregistrărilor și compararea timpului cu cel statistic normal de 1.6 secunde. Alte valori aberante eliminate din calculul statistic au fost acelea în care apar inflexiuni în grafice, altele decât cele fiziologice. Acestea apar ca urmare a reflexiilor sunetelor prin cameră și sunt catalogate drept erori de măsurare independente de subiect.

S-au aliniat apoi datele considerate comparabile. Acest lucru trebuie făcut datorită defazajului în timp al valorilor unghiulare. Alinierea s-a realizat după maximele și minimele determinate în fiecare ciclu de mers.

Parametrii spațio-temporali care au fost analizați au fost: *timpul de mers, cadența, viteza, precum și simetria fazelor de sprijin și balans între membrele inferioare*. Fazele ciclului de mers au indicat caracteristici bune referitoare la simetria dintre mișcările celor două membre. Pentru o persoană sănătoasă, membrele stâng și drept trebuie să prezinte un comportament simetric cu aproximativ 60% sprijin și 40% balans.

Având în vedere spațiul necesar prezentării modului de procesare a datelor primare, în Anexa 2.1 sunt prezentate etapele procesării datelor referitoare la analiza mersului unui subiect investigat, doar pentru piciorul stâng, doar pentru mișcările de flexie-extensie din articulațiile șoldului, genunchiului și gleznei, astfel:

- flexia-extensia din articulația șoldului:
 - Tabelul 1. Înregistrările primare, valorile medii și deviațiile standard pentru flexia-extensia din articulația șoldului
 - Tabelul 2. Valorile medii pentru flexia-extensia din articulația șoldului, determinate pentru un ciclu de mers
 - Figura 1. Mișcarea de flexie-extensie din articulația șoldului pe toată durata înregistrării, în funcție de timp
 - Figura 2. Mișcarea de flexie-extensie din articulația șoldului pe durata unui ciclu de mers
- articulația genunchiului:
 - Tabelul 3. Înregistrările primare, valorile medii și deviațiile standard pentru flexia-extensia din articulația genunchiului
 - Tabelul 4. Valorile medii pentru flexia-extensia din articulația genunchiului, determinate pentru un ciclu de mers
 - Figura 3. Mișcarea de flexie-extensie din articulația genunchiului pe toată durata înregistrării, în funcție de timp
 - Figura 4. Mișcarea de flexie-extensie din articulația genunchiului pe durata unui ciclu de mers
- articulația gleznei:
 - Tabelul 5. Înregistrările primare, valorile medii și deviațiile standard pentru flexia-extensia din articulația gleznei

- Tabelul 6. Valorile medii pentru flexia-extensia din articulația gleznei, determinate pentru un ciclu de mers
- Figura 5. Mișcarea de flexie-extensie din articulația gleznei pe toată durata înregistrării, în funcție de timp
- Figura 6. Mișcarea de flexie-extensie din articulația gleznei pe durata unui ciclu de mers

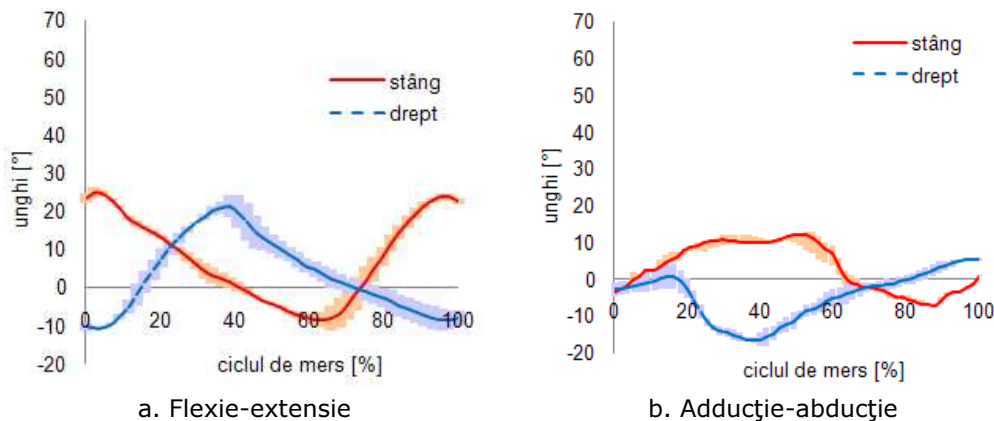
Parametrii unghiulari se prezintă în cele ce urmează sub două forme. În primul rând valorile unghiulare medii ale unui subiect extras din lotul de 5, ale cărui variații unghiulare s-au prezentat pentru ambele membre inferioare. În al doilea rând se vor prezenta valorile medii pe lotul de 5 subiecți, pentru un ciclu de mers.

2.5.2. Reprezentarea unghiurilor descrise de articulațiile membrilor inferioare ale unui subiect din lot

Subiectul prezentat în cele ce urmează a fost extras din lotul de 5 subiecți normali, acesta înregistrând valori unghiulare apropiate de cele medii ale lotului. Pentru a se pune în evidență caracterul antagonist al mișcărilor pe care le fac cele două membre inferioare în timpul mersului, s-au reprezentat sub formă grafică variațiile fiecărui unghi pentru cele două membre inferioare (figurile 2.22, 2.23, 2.24) (Toth-Tașcău & Stoia, 2012).

Membrul inferior considerat de referință este cel stâng, ales aleator. Stabilirea acestuia ca referință înseamnă că, variațiile sale unghiulare într-un ciclu de mers au aceeași formă ca și variațiile statistic normale descrise de J. Perry (Perry, 1992).

Figura 2.22 prezintă toate cele trei mișcări de rotație ale articulației șoldului. Acestea sunt descrise în cele 3 plane anatomice astfel: flexie-extensie în planul lateral, adducție-abducție în planul frontal și rotație internă-externă în planul transversal.



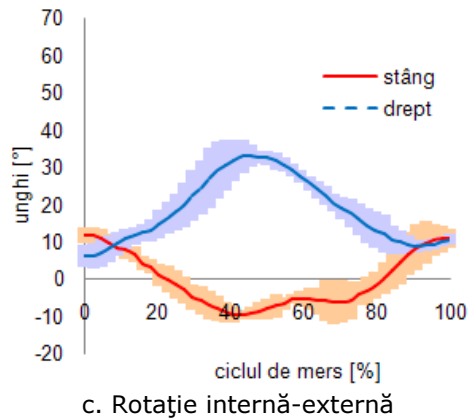


Figura 2.22. Unghiurile din articulația șoldului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru un subiect

Reprezentarea unghiurilor nu s-a realizat în timp, ci în timp normalizat, măsurat în procente din ciclul de mers [%]. Normalizarea timpului s-a făcut pe baza timpului înregistrat de aparat, conform relației 2.10.

$$t_{norm} = \frac{t_{c-1} * 100}{t_c} [\%] \quad (2.10)$$

unde:

- t_{norm} reprezintă timpul de ciclu normalizat, măsurat în procente;
- t_c reprezintă valoarea de timp a ciclului de mers, măsurată în secunde.

Deviațiile standard ale valorilor înregistrate în timpul ciclurilor de mers s-au reprezentat pe grafice sub forma unor intervale colorate de intensități mai scăzute decât cele ale curbelor medii. Deviațiile standard s-au calculat în excell cu ajutorul funcției stdev, care are la bază relația 2.11 (STDEV function, 2012).

$$stdev = \sqrt{\frac{\sum(x - \bar{x})^2}{(n - 1)}} \quad (2.11)$$

unde:

- \bar{x} este media eșantionului;
- n este dimensiunea eșantionului.

În figura 2.23 sunt prezentate variațiile unghiurilor articulației genunchiului în timpul unui ciclu de mers. Și de această dată piciorul stâng reprezintă piciorul de referință, în timp ce piciorul drept este opozabilul.

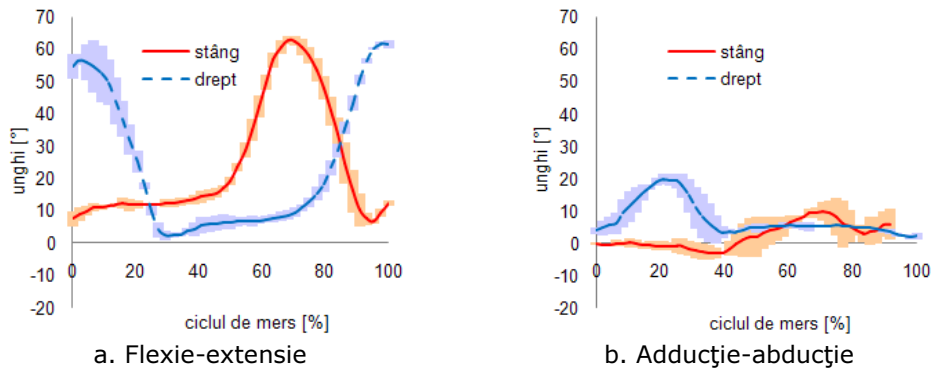


Figura 2.23. Unghiurile din articulația genunchiului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru un subiect

Deviațiile standard reprezentate în figura 2.23 au valori relativ reduse datorită uniformității valorilor înregistrate. Acestea demonstrează caracterul repetitiv și uniform al mișcărilor executate de subiect în timpul mersului. Vârfulurile deviațiilor standard se înregistrează în vecinătățile valorilor maxime, cu precădere acolo unde nu s-a putut realiza o aliniere totală a șirurilor de valori.

Figura 2.24 prezintă mediile pe ambele membre ale unghiurilor măsurate în articulația gleznei. Flexia-extensia și rotația înregistrate în această articulație prezintă o variație conformă cu statistica din literatura de specialitate (Perry, 1992).

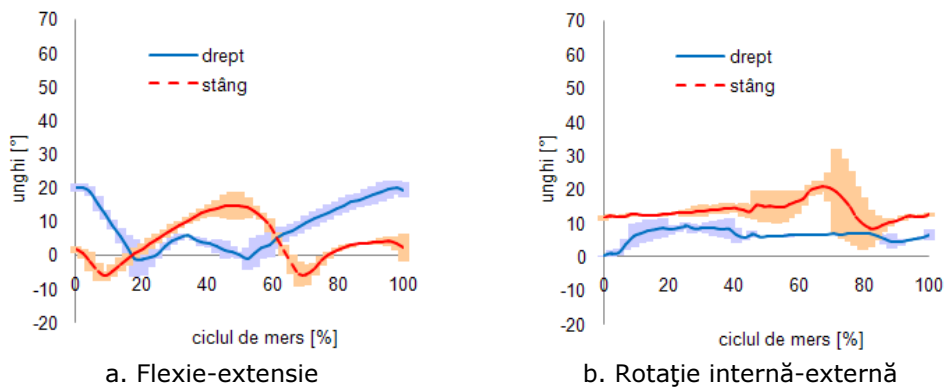


Figura 2.24. Unghiurile din articulația gleznei. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru un subiect

2.5.3. Reprezentarea unghiurilor descrise de articulațiile membrului inferior pentru un lot de 5 subiecți sănătoși, în mers pe sol

Pentru a putea realiza o mediere a fiecărui unghi descris de membrul inferior în timpul mersului, s-au înregistrat un număr de 5 subiecți sănătoși care se compun într-un lot omogen. Pentru fiecare subiect investigat s-a realizat un număr de 5 determinări, în fiecare determinare găsiindu-se cel puțin două cicluri de mers (§ 2.5.1. Protocolul de măsurare și procesare a datelor).

Determinarea pattern-ului de mișcare (comportamentul unghiular mediu pe lot) este deosebit de importantă deoarece, cu ajutorul acestuia, se vor realiza două deziderate ale lucrării:

- trasarea legii de mișcare a unui mecanism de testare destinat endoprotezelor de gleznă;
- rezolvarea unui model geometric direct al membrului inferior, determinat pe baza convenției Denavit-Hartenberg.

Prelucrarea rezultatelor experimentale s-a realizat în același mod ca și pentru un singur subiect. Apoi, datele fiecărui subiect s-au ordonat pentru a se realiza statistica pe lot, conform itinerarului din figura 2.21.

Rezultatele obținute s-au reprezentat grafic sub aceeași formă (figura 2.25, 2.26, 2.27). Astfel, în figura 2.25 se pot observa mediile și deviațiile standard ale unghiurilor pe care le face articulația șoldului în timpul unui ciclu de mers.

Și de această dată, ordonarea datelor s-a realizat după principiul *maxim la maxim*. Acest lucru a condus la apariția unor deviații standard mari în zonele pre- și post- mergătoare punctelor de inflexiune ale funcțiilor. Cea mai importantă deviație standard s-a înregistrat în cazul rotației interne-externe a șoldului. În ceea ce privește unghiul de flexie-extensie al coapsei, acesta se bucură de deviații standard reduse, care descriu caracterul omogen al lotului de subiecți.

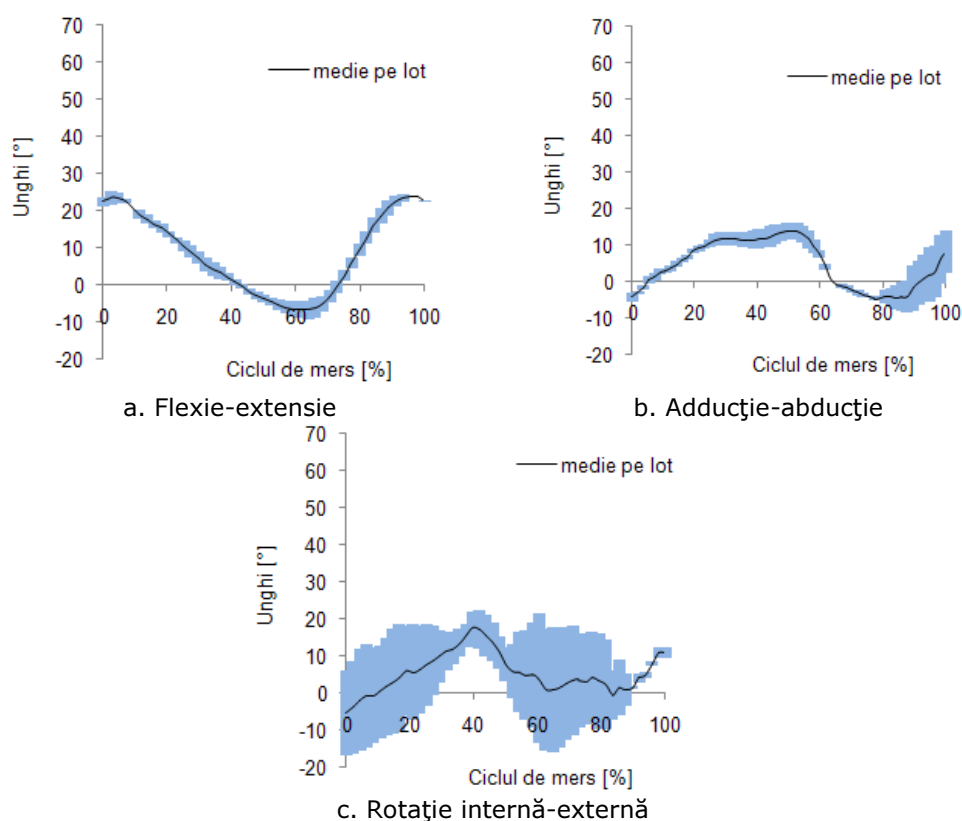


Figura 2.25. Unghiurile din articulația șoldului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru lotul de studiu

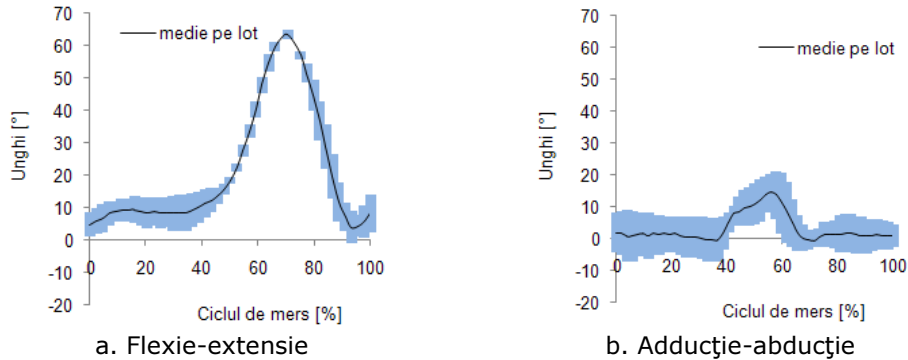


Figura 2.26. Unghiurile din articulația genunchiului. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru lotul de studiu

Intervalul deviațiilor standard în cazul adducției-abducției în genunchi (figura 2.26.b) are valori mari și relativ constante de-a lungul graficului de variație. Acest comportament se datorează valorilor reduse ale acestui unghi în timpul mersului. Se poate constata că, cu cât mișcarea produsă în timpul mersului are un caracter mai secundar (este mai redusă ca valoare), cu atât variația inter- subiect este mai mare. Această manifestare se poate observa și în figura 2.27.b, în cazul rotației interne și externe a gleznei.

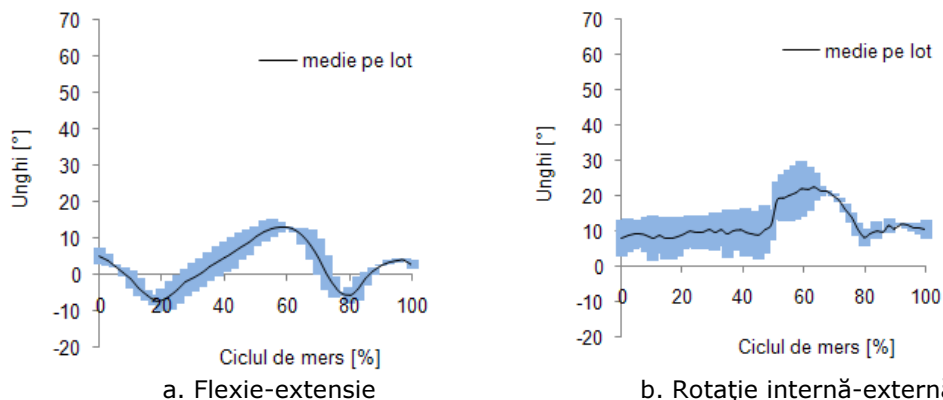


Figura 2.27. Unghiurile din articulația gleznei. Reprezentare normalizată la ciclul de mers, pentru lotul de studiu

În concluzia acestui studiu se poate afirma că deviațiile standard calculate cu ocazia procesării datelor experimentale sunt afectate de două tipuri de variabile:

- Diferențele cantitative de mobilitate articulară ale fiecărui subiect;
- Modul de aliniere a datelor experimentale ale unui ciclu de mers pentru fiecare subiect.

Dacă prima variabilă este una reală, care ține de particularitățile de mobilitate ale fiecărui individ, cea de-a doua variabilă se datorează modului în care datele au fost ordonate și aliniate în ciclul de mers. Nici aceasta din urmă nu este însă independentă de subiect, deoarece particularitățile de accelerare și decelerare ale subiectului în diferite faze ale mersului fac ca șirurile de valori ale diferiților subiecți să nu se suprapună. De exemplu, dacă un subiect efectuează o fază de

balans a piciorului opozabil cu o accelerație mai mare decât a altui subiect, atunci, datorită eșantionării cu aceeași frecvență a celor 2 subiecți unul dintre aceștia va avea 12 valori unghiulare în intervalul de balans, în timp ce celălalt subiect va avea 15 valori unghiulare.

Acest inconvenient s-ar putea remedia prin impunerea unei viteze de mișcare constante în timpul mersului, lucru care se poate realiza cu ajutorul unei benzi de alergare, sau prin înregistrarea cu frecvențe de achiziție diferite pe fiecare subiect. Nici aceste metode nu ar elimina însă integral caracterul variabil al datelor.

În tabelul 2.7 se prezintă parametrii spațio-temporali ai mersului, calculați ca valori medii pe lotul de 5 subiecți.

Tabelul 2.7. Parametrii spațio-temporali ai mersului. Medii pe lot

Parametru l / Membrul inferior	Timpul de suport dublu [s]	Lungimea pasului [cm]	Cadența [pas/s]	Viteza de progresie [m/s]	Faza de sprijin [%]	Faza de balans [%]
stâng	0.185±0.02 8	0.42±0.02 1	0.71±0.00 8	0.59±0.09 9	64.2±3.1 1	35.8±3.1 1
drept	0.165±0.01 4	0.44±0.02 8			66.4±2.0 7	33.4±2.0 7

2.6. Modelarea articulației gleznei folosind tehnicile de reconstrucția 3D

Modele realizate folosind programe specifice sunt utilizate în mod tradițional pentru a contribui la proiectarea, modelarea, simularea, analiza și fabricația unor produse. Cercetările avansate în Tehnologia Asistată de Calculator, Tehnologia Informației și Biomedicina au dezvoltat mai multe aplicații biomedicale noi și importante. Noile facilități CAD combinate cu cunoștințe de anatomie (sau biologie), inginerie și informatică au dezvoltat un nou domeniu - Ingineria Tisulară Asistată de Calculator. Acest domeniu emergent cuprinde proiectare asistată de calculator, procesare de imagine și fabricație, și permite modelarea țesuturilor anatomice, vizualizarea 3D a segmentelor anatomice, identificarea și reconstrucția 3D, clasificarea țesuturilor, implantarea țesuturilor, fabricația prin prototipare rapidă și planificarea chirurgicală asistată (Starly et al., 2004), (Sun et al. - 1, 2004), (Sun et al. - 2, 2004), (Sun & Lal, 2002), (Sun et al., 2005), (Starly et al., 2005).

Modelele structurilor biomecanice pot fi obținute prin diferite metode (Toth-Tașcău & Stoia, 2013):

- folosind orice mediu CAD (Pro/Engineer, I-DEAS, CATIA, SolidWorks, SolidEdge, etc.);
- folosind ingineria inversă pentru a converti structura anatomică naturală într-un solid 3D virtual;
- prin reconstrucție 3D bazată pe procesarea imaginilor achiziționate prin tehnici imagistice de înaltă rezoluție non-invasive (CT sau IRM) și tehnici de reconstrucție 3D.

Reconstrucția geometrică a unui obiect real reprezintă o preocupare a ingineriei inverse prin care se pot obține modele 3D cu forme și funcționalități identice cu ale obiectului real. În funcție de situație, modelul 3D reconstruit după un obiect real poate fi fizic sau virtual (Bankman, 2000), (Dogan, 2003), (Stoia, 2008).

Metodele prin care se pot aprecia forma, dimensiunile și textura unui obiect real sunt dintre cele mai diverse: scanarea cu raze X, fotografierea diferitelor perspective ale obiectului, scanarea cu laser a suprafețelor laterale, măsurarea și schițarea manuală a geometriei obiectului, etc.. Rezultatul unei reconstrucții este de cele mai multe ori un model virtual în prima fază. Pentru ca modelul virtual obținut să poată fi utilizat în simulări mecanice acesta trebuie să îndeplinească cele trei cerințe de bază ale unui *solid*: să fie complet, integru și precis (Benhabib, 2003).

2.6.1. Reconstrucția 3D a articulației gleznei

Reconstrucția ansamblului articular al gleznei s-a realizat pe baza imaginilor DICOM provenite de la scanarea CT a gleznei stângi a unui subiect feminin adult, fără istoric traumatic sau inflamator la acest nivel.

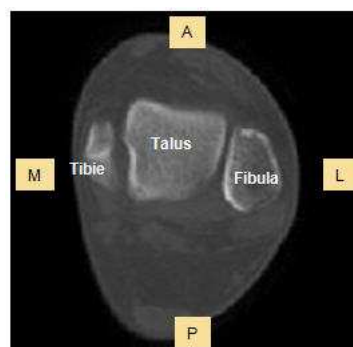
Zona aleasă pentru scanare cuprinde integral piciorul, precum și aproximativ 6 cm din pilonii tibial și fibular. În urma scanării a rezultat un număr de 167 de imagini în format DICOM și o topogramă. Scanarea s-a realizat în mod secvențial cu o rezoluție de 1 mm. O selecție de imagini scanate considerate reprezentative complexului articulației gleznei este prezentată în figura 2.28. În cele trei secțiuni (frontală – figura 2.28.a, transversală – figura 2.28.b și sagitală – figura 2.28.c) au fost puse în evidență aspectele medial (M), lateral (L), superior (S), inferior (I), anterior (A) și posterior (P).

Deoarece țesuturile moi ale piciorului nu sunt suficient de bine identificabile în imaginile CT, acesta fiind un neajuns general al tehnologiei de scanare, reconstrucția a vizat numai elementele osoase implicate în formarea complexului articular al gleznei. Acestea sunt: pilonul tibial, maleola peronieră, talusul și calcaneul. În plus, s-a realizat și reconstrucția osului navicular, acesta reprezentând un reper util în cadrul simulărilor mecanice ale ansamblului.

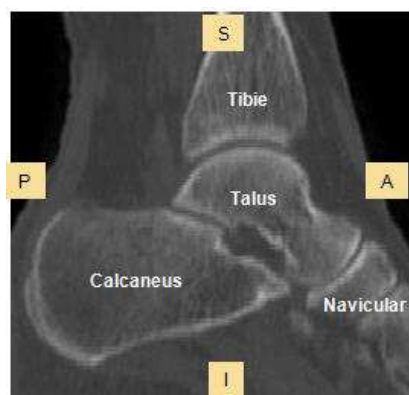
Reconstrucția 3D din imagini scanate CT are la bază principiul procesării imaginilor digitale. Utilizând un software de procesare de imagine, din seturile de valori care compun imaginile se identifică și marchează anumite zone de interes (segmentarea imaginii). Aceste operații aparțin domeniului imagisticii medicale și au ca aplicații principale: diagnosticarea prin localizarea și vizualizarea disfuncțiilor patologice și a tumorilor, măsurarea volumelor și densităților țesuturilor, telechirurgie, radiologie intervențională, studiul structurii anatomice, reconstrucțiile în vederea diverselor simulări (Stoia, 2008).



a. Secțiune frontală



b. Secțiune transversală



c. Secțiune sagitală

Figura 2.28. Imagini scanate ale complexului articulației gleznei

Procesarea imaginilor s-a realizat în mediul Mimics 10.01, în care a fost importată toată colecția de imagini DICOM rezultate la scanare. Scopul procesării a fost acela de a transforma colecția de imagini într-un volum care să reprezinte complexul articular.

În imagistică, o imagine digitală grayscale se compune dintr-o serie de pixeli care transpun densitatea țesuturilor în nuanțe de gri de diferite intensități. Limitele intervalului de intensitate sunt negru și alb. În cazul țesutului osos, nuanțele de gri închis sunt asociate densităților joase (corespunzătoare osului spongios), iar nuanțele deschise de gri sunt asociate densităților mari (corespunzătoare osului cortical).

Calitatea unei imagini scanate se poate aprecia prin prezența sau absența variațiilor de gri în background-ul imaginii. Prezența în background-ul imaginii a pixelilor de alte nuanțe decât negrul conduce la o calitate scăzută a imaginii. Acești pixeli se numesc zgomot și trebuie excluși din reconstrucție.

Fiecărei imagini i s-a aplicat în mod selectiv un set de măști de culoare (figura 2.29). Principala caracteristică a unei astfel de măști este *thresholding*-ul, reprezentând cea mai simplă metodă de segmentare a unei imagini. Pixelii individuali dintr-o imagine grayscale sunt marcați ca pixeli obiect, dacă valoarea lor este mai mare decât valoarea atribuită pentru *thresholding*. În mod practic, un pixel din imagine primește valoarea 1 în timp ce pixelii din background primesc valoarea 0 (Stoia, 2008).

Limitele măștilor s-au stabilit de către frontierele învelișului cortical al fiecărui os, țesuturile moi nefiind vizate de reconstrucție.

S-au aplicat astfel 5 măști diferite pentru fiecare din cele 5 oase. Aplicarea măștilor s-a realizat prin trasarea manuală a conturilor, respectiv suprafețelor secțiunilor osoase. Aplicarea automată nu conduce la rezultate corespunzătoare deoarece intensitățile de gri din zona componentei spongioase a osului variază în limite foarte largi.

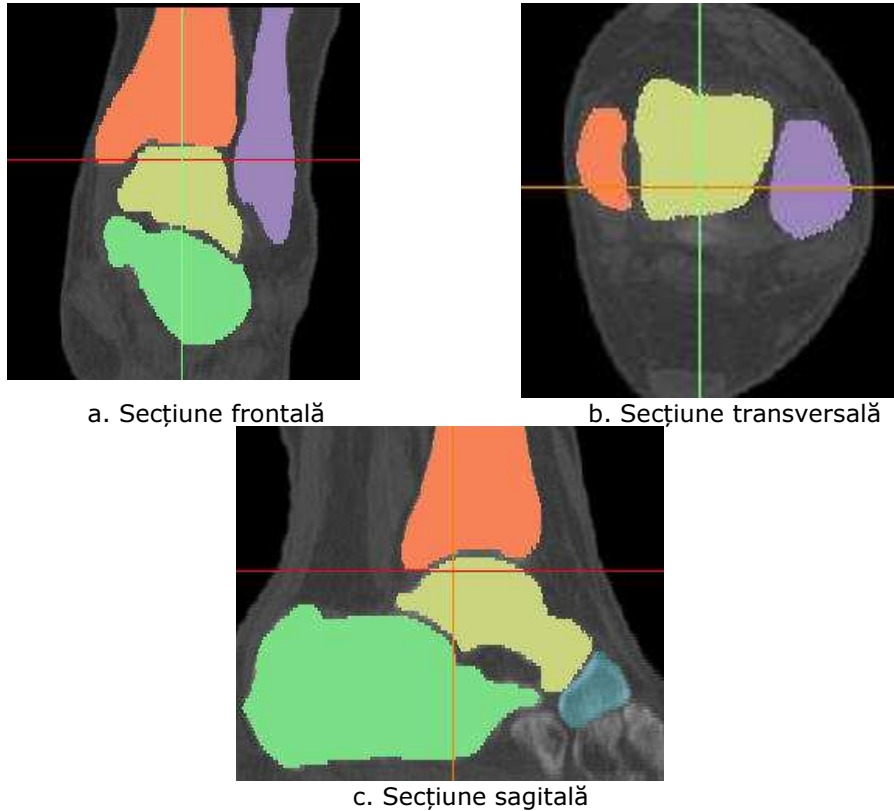


Figura 2.29. Măștile de culoare aplicate selectiv pe ariile secțiunilor oaselor

Valorile intervalului de thresholding sunt măsurate pe scara Hounsfield. Aceasta a fost inventată de inginerul englez Sir Godfrey Newbold Hounsfield și evaluează o măsură cantitativă a radiodensității folosită în evaluarea scanării CT. Unitățile scării se simbolizează cu HF și au ca referințe scanarea prin aer cu -1000 HF, apă cu 0 HF și țesut osos mediu cu +1000 HF (Bankman, 2000), (Stoia, 2008).

Limita negativă a intervalului corespunde nuanțelor de gri închis, în timp ce valoarea pozitivă corespunde nuanțelor deschise de gri, spre alb. Limitele de thresholding au fost stabilite în intervale largi conform tabelului 2.8 datorită variațiilor foarte mari de densitate ale volumelor osoase.

Tabelul 2.8. Parametrii măștilor aplicate

Os	Culoare mască	Val. Minimă [HU]	Val. Maximă [HU]	Val. Medie [HU]	St.Dev.	Volum mască [cm ³]
Tibie	Portocaliu	-144	1975	375.61	294.31	37.68
Fibulă	Violet	-264	2348	480.59	427.05	12.25
Talus	Galben	-171	2348	421.19	205.09	31.45
Calcaneus	Verde	-184	2348	266.97	233.80	64.98
Navicular	Albastru	-131	1522	391.91	222.95	9.12

Cu ajutorul valorilor din tabelul 2.8 s-a trasat histograma măștilor de culoare (figura 2.30). Pe această histogramă se pot observa valorile minime și maxime ale intensităților de gri pentru care s-a aplicat masca. Intervalul mediilor $266.97 \div 480.59$ HU prezintă o îndepărtare considerabilă de valorile maxime ale intensităților. Acesta este un lucru normal și se datorează faptului că intensitățile mari de gri (corespunzătoare osului cortical) au o pondere mai mică în imagine decât intensitățile reduse (corespunzătoare osului spongios).

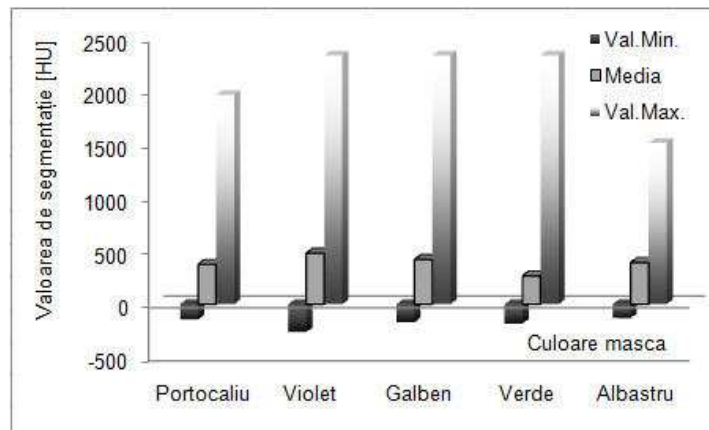


Figura 2.30. Histograma măștilor de culoare

Definirea fiecărei măști colorate s-a realizat în același mod, prin trasarea, în primă fază, a conturilor oaselor și mai apoi a secțiunilor înscrise.

Rezultatul reconstrucției în Mimics este un ansamblu de volume corespunzătoare oaselor marcate. Se poate observa însă (figura 2.31.a) că aspectul suprafețelor exterioare ale volumelor osoase este unul grosier, provenit din interpolarea liniară a măștilor din imagini succesive. Astfel, o serie de suprafețe din care sunt construite volumele se întrepătrund, nu se închid complet sau au dimensiuni apropiate de 0. Acest lucru alterează calitatea reconstrucției, volumele astfel formate neîndeplinind cerințele minimale ale unor solide. În figura 2.31.b s-a prezentat reconstrucția automată a țesuturilor moi care înconjoară reconstrucția articulară.

Pentru a rafina cele 5 oase reconstruite, s-a procedat la exportarea reconstrucțiilor sub forma norilor de puncte. În acest fel generarea meshului s-a putut realiza cu ajutorul unui alt software, SolidWorks 2011. Formatul nor de puncte este unul text care conține coordonatele x , y și z ale tuturor punctelor care formează volumul și care se poate reprezenta în spațiul Cartezian ca în figura 2.32. Rezultatele prezentate aici sunt cele primare, fără a fi aplicată vreo corecție asupra norilor de puncte.

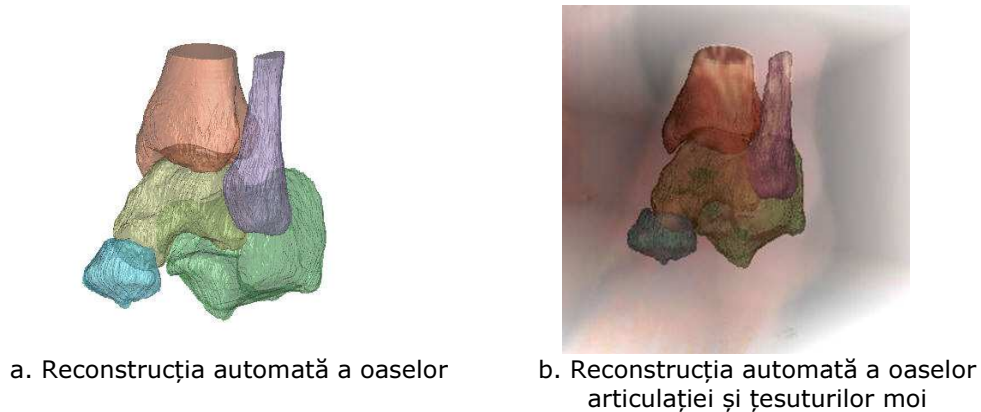


Figura 2.31. Reconstrucția automată a volumelor

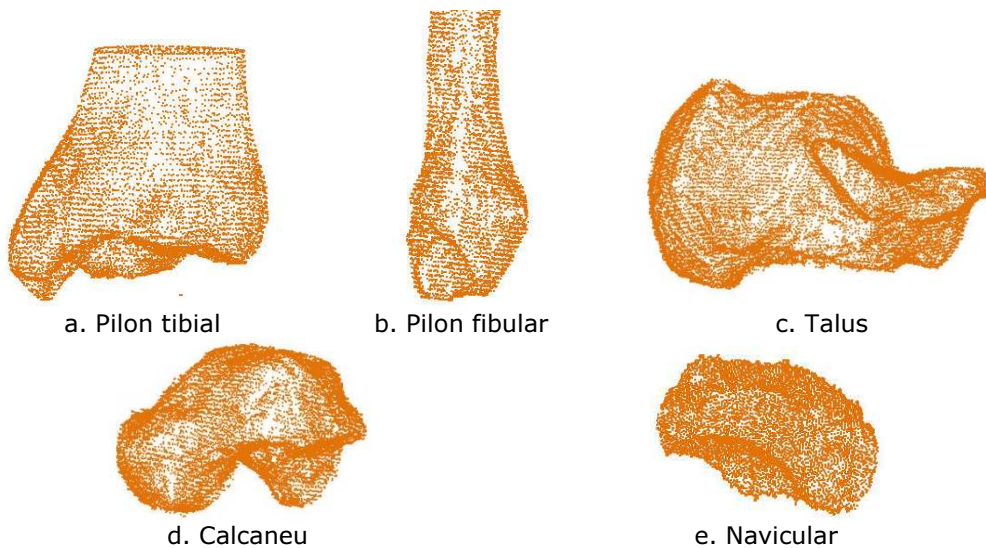


Figura 2.32. Reprezentările sub formă de nor de puncte ale celor 5 oase modelate

Cele 5 fișiere s-au importat în SolidWorks unde, folosind funcția de meshing, s-au obținut mai întâi volumele definite ca suprafețe, iar apoi ca solide.

Generarea suprafețelor este o fază intermediară între imaginea 3D și solidul 3D. În această fază volumele în format *nor de puncte* (figura 2.33.a) au fost transformate în volume goale (*shell*). Pentru a evita transformarea în suprafețe ambigue a unor puncte aberante, acestea au fost eliminate.

Meshul triunghiular (figura 2.33.b, figura 2.33.c), generat pentru fiecare os, a condus în unele cazuri la contururi deschise ale volumului, așa cum se poate observa în figura 2.33.b, exemplificat pentru fibulă. Golurile create automat au fost umplute, rezultând corpuri cu suprafețe rugoase, dar închise (figura 2.33.c).

O altă etapă a fost redvizarea volumului cu ajutorul unor suprafețe de dimensiuni mai mari (NURBS), dar care să descrie același contur. Această redefinire a suprafețelor are rolul reducerii numărului foarte mare de suprafețe triunghiulare inițiale cu care este aproape imposibil de lucrat. Noile suprafețe se pot observa pentru fibulă în figura 2.33.d. Rafinarea acestor petice prin atenuarea muchiilor și vârfurilor de la intersecțiile suprafețelor a condus la solide cu suprafețe netede, dar care descriu în continuare foarte bine forma și dimensiunile oaselor (figura 2.33.e).

Suprafețele NURBS (curbe B-spline raționale neuniforme) sunt reprezentări matematice ale geometriilor 3D care pot descrie cu acuratețe orice formă pornind de la o linie, un cerc, un arc, sau o curbă 2D și până la cele mai complexe suprafețe sau solide 3D (Rogers, 2001).

Odată închise toate suprafețele care descriu volumele osoase, s-a realizat automat umplerea acestora cu ajutorul funcției *fill* a modului *surfaces*. După umplerea tuturor volumelor osoase s-a realizat asamblarea acestora conform arhitecturii articulare. Ansamblul articular este prezentat în figura 2.34.

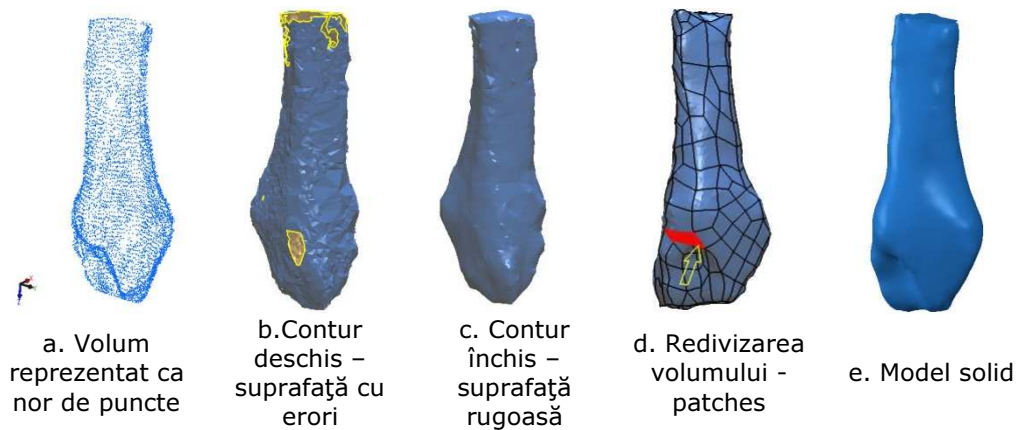


Figura 2.33. Fazele de transformare a fibulei din nor de puncte în solid

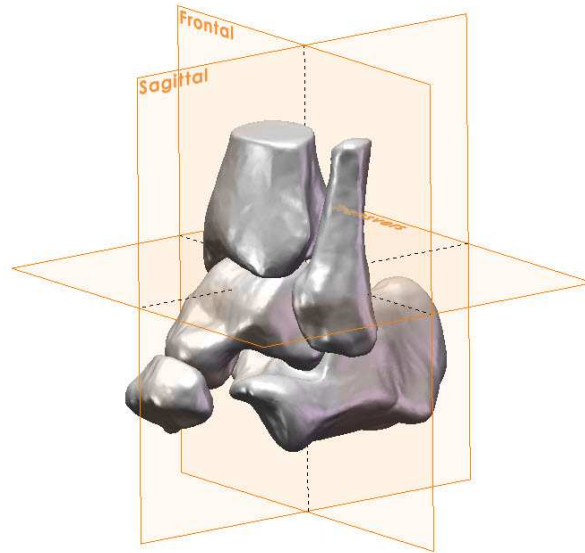


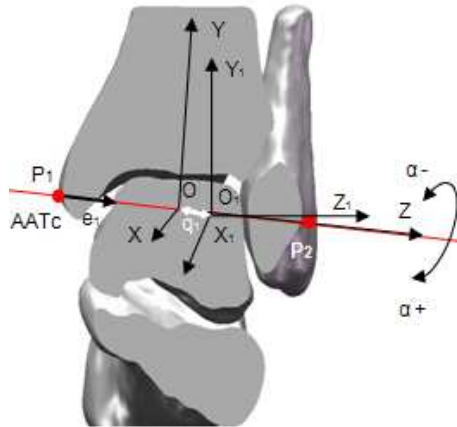
Figura 2.34. Ansamblul articular reconstruit

2.6.2. Reprezentarea sistemelor de coordonate atașate articulațiilor gleznei și subtalare, conform recomandărilor ISB

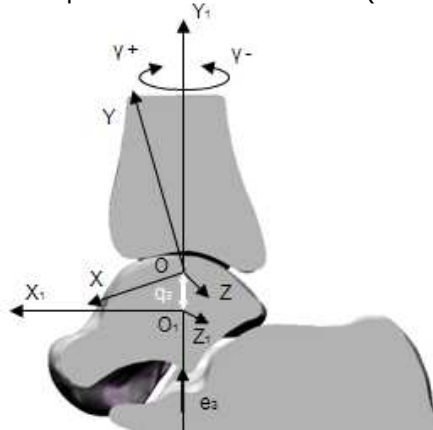
Ținând seama de recomandările Societății Internaționale de Biomecanică și reconstrucția 3D a complexului articulației gleznei s-a procedat la reprezentarea sistemelor de referință atașate articulațiilor gleznei și subtalare. Reprezentarea este importantă pentru evaluarea comportamentului biomecanic al gleznei.

Conform recomandărilor Societății Internaționale de Biomecanică, XYZ reprezintă sistemul de referință atașat tibiei și fibulei, iar $X_1Y_1Z_1$ reprezintă sistemul de referință atașat calcaneului. În mod normal, în poziția neutră, originile celor două sisteme se suprapun. În cele ce urmează, reprezentările celor două sisteme de coordonate s-au făcut cu originile decalate de-a lungul uneia dintre axele celor două sisteme pentru a putea pune în evidență deplasările interne q_1 , q_2 și q_3 . Aceste deplasări reprezintă mici translații în interiorul capsulei articulare, care apar doar ca mișcări reziduale atunci când piciorul se adaptează contactului cu diferite topologii de suprafețe.

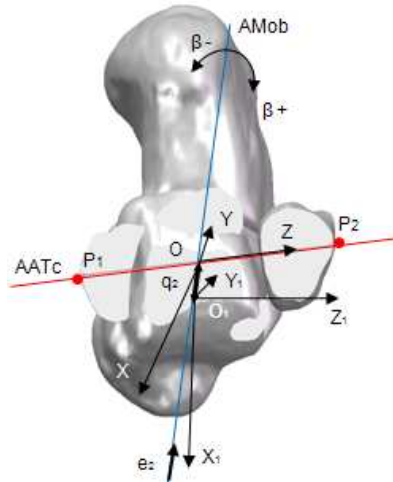
În figura 2.35 este reprezentată o secțiune cu un plan paralel cu planul frontal, realizată prin complexul articulației gleznei. În această secțiune se pot observa cele 2 sisteme de coordonate atașate tibiei-fibulei, respectiv calcaneului. De-a lungul axei de rotație talocrurale AATc s-a reprezentat deplasarea internă q_1 a cărei valoare depinde de interstițiul fiziologic creat de talus cu *furca* tibie-fibulă (tabelul 2.9). Valorile unghiurilor de dorsiflexie-flexie plantară (α) depind de intervalul de mobilitate (ROM) al subiectului la acest nivel articular.

Figura 2.35. Secțiune cu un plan paralel cu planul anatomic *frontal*

Secțiunea din figura 2.36 s-a realizat cu un plan paralel cu planul anatomic *sagital*. Mișcarea principală în acest context este realizată de-a lungul axei Y_1 și corespunde mișcării de rotație internă-externă a piciorului. De-a lungul acestei axe s-a trasat deplasarea q_3 după direcția axei tibiei. Această deplasare are valori diferite în funcție de direcția după care se măsoară. Astfel, deplasarea de valoare mai mare este înregistrată după sensul tibie-calcaneu (tabelul 2.9).

Figura 2.36. Secțiune cu un plan paralel cu planul anatomic *sagital*

În figura 2.37 este reprezentată axa mobilă AMob a mișcării de inversiune-eversiune (β) într-o secțiune realizată printr-un plan paralel cu planul transversal. Această axă este reprezentată ca perpendiculară comună a axelor de versori e_1 și e_3 . De-a lungul acesteia s-a măsurat deplasarea internă q_2 a cărei valoare variază în intervalul 0 - 5.3 mm pentru modelul reconstruit. Măsurarea acestui interval de variație s-a realizat în planul secțiunii și reprezintă alunecarea maximă pe care o poate efectua talusul după direcția axei AMob.

Figura 2.37. Secțiune cu un plan paralel cu planul anatomic *transversal*

Tabelul 2.9. Deplasările și rotațiile determinate pe modelul reconstruit

Deplasările interne [mm]			Rotații după axele AATc, AMob, Y1 [°]		
q ₁	q ₂	q ₃	Dorsiflexie- flexie plantară	Inversie- eversie	Rotație internă- externă
+1.85	+2.53	+1.74	+α	+β	+γ
-3.80	-2.77	-3.45	-α	-β	-γ

2.7. Modelarea biomecanică a membrului inferior uman

Modelul membrului inferior care se bazează pe considerații anatomice reprezintă un sistem biomecanic complex, care este capabil să modeleze mișcările din articulații și să calculeze forțele musculare și forțele de reacțiune și momentele din articulații.

Biomecanica membrului inferior uman este studiată din diferite puncte de vedere, atât cinematic cât și dinamic. Analiza mișcărilor membrului inferior uman reprezintă un instrument util în diagnosticarea, dezvoltarea și punerea în aplicare a metodelor de reabilitare și evaluarea progresului reabilitării pacienților cu diverse patologii (Camargo et al., 2012).

Modelele virtuale ale sistemului musculo-scheletal al membrului inferior sunt utilizate de obicei pentru a simula și analiza diferite activități de zi cu zi. Aceste modele pot fi combinate cu investigațiile biomecanice pentru a îmbunătăți endoprotezele totale sau parțiale, protezele de membru inferior sau exoscheletele. Dintre acestea, proiectarea unei structuri exoschelet este o provocare majoră pentru cercetarea din domeniul roboticii și al dispozitivelor de asistare (Koceska et al., 2013).

Modelarea dinamică a membrului inferior uman permite determinarea atât a forțelor de reacțiune și momentelor în fiecare articulație, cât și a forțelor musculare. Modelele mai complexe permit estimarea lungimii segmentului anatomic mușchi-tendon și a proprietăților generării forțelor musculaturii membrului inferior, ceea

ce conduce la o mai bună înțelegere a structurii și funcționalității unor grupuri musculare (Arnold et al., 2010).

Modelele 3D virtuale ale membrului inferior pot fi dezvoltate și analizate în mediile generale de modelare-simulare (cum ar fi MATLAB (Camargo et al., 2012)) sau folosind software special pentru aplicații biomecanice (cum ar fi OpenSim (Arnold et al., 2010) sau SIMM - Software for Interactive Musculoskeletal Modeling).

Modelarea membrului inferior se poate realiza pe baza principiilor mecanicii clasice sau folosind un concept matriceal (matrice de transformări omogene) (Craig, 2005), care este mai convenabil pentru aplicațiile informatice (Doriot, 2004). Cele mai multe dintre modelele raportate tratează membrul inferior ca un lanț cinematic format din elemente rigide (segmente ale corpului uman) conectate prin cuple cinematice de rotație simplă (cu un grad de libertate), reprezentând articulațiile șoldului, genunchiului și gleznei. În funcție de tipul de analiză cinematică (direct sau invers), datele de ieșire sunt pozițiile (poziția și orientarea) unui anumit segment anatomic sau variabilele articulațiilor. Unghiurile articulațiilor pot fi apoi utilizate în analiza dinamică pentru determinarea forțelor de reacțiune ce acționează în articulații.

Scopul acestui studiu constă în dezvoltarea și validarea unui model matematic al membrului inferior uman pe baza convenției Denavit-Hartenberg din robotică. Modelul 3D elaborat are mai multe detalii geometrice decât modelele raportate în literatura de specialitate. Cea mai importantă caracteristică a modelului dezvoltat constă în importul de date (mișcările din articulații) de la sistemele de analiză a mersului.

2.7.1. Datele de intrare folosite în modelarea membrului inferior uman

Datele de intrare pentru cele două modele dezvoltate sunt preluate atât din literatura de specialitate, cât și de la echipamentul Zebris CHS din dotarea laboratorului de Analiză a Mișcării din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală după cum urmează:

- *Date măsurate experimental pentru același subiect – fișier Excel:*
 - variația unghiulară în fiecare articulație – Zebris CMS – Anexa 2.2;
- *Date din literatura de specialitate pentru caracteristicile antropometrice și inerțiale:*
 - lungimile elementelor modelului geometric – tabelul 2.11;
 - variația unghiulară anatomică (ROM) – tabelul 2.12.

Ținând seama de rezultatele obținute de la echipamentul de analiză a mersului Zebris s-a decis elaborarea unui model cu șapte grade de libertate. Pentru validarea modelului elaborate s-au folosit două metode diferite. Prima metodă se bazează pe convenția Denavit – Hartenberg din robotică (Craig, 2005), iar cea de a doua metodă utilizează facilitățile modulului SimuLink din cadrul software-ului MatLab.

Persoana investigată cu echipamentele Zebris CMS și FDM este un bărbat cu înălțimea de 182 cm și o greutate de 82 Kg. Pe baza acestor parametri antropometrici mășurați s-au determinat masele (tabelul 2.10) pe baza tabelului 2.1 (§ 2.3.2.1) și lungimile (tabelul 2.11) elementelor modelului geometric pe baza tabelului 2.3 (§ 2.3.2.2).

Tabelul 2.10. Masa elementelor modelului geometric

Elementul	Masa [Kg]
Pelvis	9.9413
Coapsa	12.6024
Gamba	3.8537
Talpa	1.2193

Tabelul 2.11. Lungimile elementelor modelului geometric

Elementul	Simbol utilizat	Lungime [cm]
Pelvis – distanța orizontală	S_x	15.2334
Pelvis – distanța verticală	S_z	6.1180
Coapsa lungime	c	44.1350
Gamba lungime	g	45.3726
Talpa lungime	p	26.9724
Talpa latime	pl	10.0100
Talpa înaltime	ph	7.0980

De asemenea pentru a putea stabili corectitudinea modelului a fost necesară cunoașterea intervalului maxim de variație unghiulară a fiecărei articulații (tabelul 2.12) (Camargo et al., 2012), (Williams, 2013).

Tabelul 2.12. Amplitudinea unghiulară a mișcărilor din articulații

Articulația	Mișcarea	Unghiul [grade]	
		Minim	Maxim
Șold	Flexie-Extensie	-20	130
	Adducție-Abducție	-45	30
	rotație internă - externă	-50	45
Genunchi	Flexie-Extensie	-135	0
	Adducție-Abducție	-5	5
Gleznă	Flexie-Extensie	-50	20
	rotație internă - externă	-15	15

Pe baza acestor date de intrare s-au implementat cele două modele. Modelul geometric determinat pe baza convenției Denavit – Hartenberg a fost folosit pentru validarea modelului cinematic implementat în modulul SimuLink, care a stat la baza elaborării modelului dinamic.

2.7.2. Modelul geometric virtual al membrului inferior uman determinat pe baza convenției Denavit-Hartenberg

Schema cinematică a modelului membrului inferior, cu șapte grade de libertate este prezentată în figura 2.38. Articulația șoldului are 3 grade de libertate (rotație internă-externă, adducție-abducție, flexie-extensie), articulația genunchiului 2 are grade de libertate (adducție-abducție, flexie-extensie), iar articulația gleznei are 2 grade de libertate (flexie-extensie, rotație internă-externă).

Pentru realizarea modelului geometric direct s-au parcurs toți pașii impuși de convenția Denavit – Hartenberg (§ 2.2.2). Fiecărui element al modelului i s-a câte un sistem de referință (figura 2.38) și s-au stabilit parametrii geometrici (tabelul 2.13) (Rusu et al.-1, 2013).

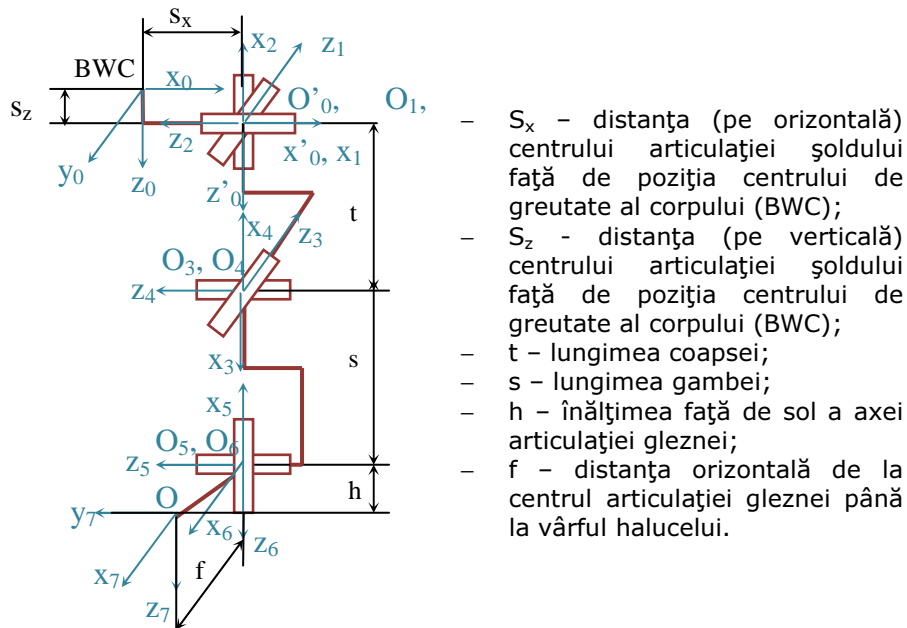


Figura 2.38. Schema cinematică a modelului membrului inferior

Tabelul 2.13. Parametrii geometrici ai modelului membrului inferior

Cupla cinematică	Variabila cuplei	a [rad]	l [m]	d [m]	θ [rad]
rotație internă-externă șold	q_1	$\pi/2$	0	0	q_1
adducție-abducție șold	q_2	$\pi/2$	0	0	$q_2 - \pi/2$
flexie-extensie șold	q_3	$\pi/2$	c	0	$q_3 + \pi$
adducție-abducție genunchi	q_4	$\pi/2$	0	0	$q_4 + \pi$
flexie-extensie genunchi	q_5	0	$-g$	0	q_5
flexie-extensie gleznă	q_6	$\pi/2$	0	0	$q_6 - \pi/2$
rotație gleznă	q_7	0	p	ph	q_7

Sistemul de referință fix s-a ales în cu originea în centrul bazinului. Astfel, poziția șoldului față de sistemul fix $OX_0Y_0Z_0$ este dată de matricea de transformare T_{fix} prezentată în relația 2.19.

$$T_{Fix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & S_x \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & S_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

Pe baza parametrilor geometrici determinați (tabelul 2.13) și relației (2.4) s-au stabilit matricele de transformare ${}^{i-1}T_i$. Modelul geometric a fost determinat prin

Înmulțirea acestor matrice, conform relației (2.5), astfel încât s-au putut determina pozițiile fiecărui element față de sistemul de referință fix.

Pentru realizarea calculelor, toate datele au fost importate în MatLab. Rezultatele obținute în urma produsului matricelor de transformare sunt foarte complexe. În Anexa 2.3 sunt prezentate ecuațiile ce definesc poziția vârfului piciorului față de sistemul fix.

Astfel pentru o primă verificare a modelului s-au calculat, pe baza ecuațiilor obținute, pozițiile fiecărei articulații față de sistemul fix (sistemul de bază), pentru momentul inițial adică $q_1=q_2=q_3=q_4=q_5=q_6=q_7=0$:

- | | |
|--|------------------------------------|
| - poziția șoldului față de bază | - $p_{x_sold} = S_x$ |
| | - $p_{y_sold} = 0$ |
| | - $p_{z_sold} = S_z$ |
| - poziția genunchiului față de bază | - $p_{x_genunchi} = S_x$ |
| | - $p_{y_genunchi} = 0$ |
| | - $p_{z_genunchi} = C + S_z$ |
| - poziția gleznei față de bază | - $p_{x_glezna} = S_x$ |
| | - $p_{y_glezna} = 0$ |
| | - $p_{z_glezna} = C + g + S_z$ |
| - poziția vârfului piciorului față de bază | - $p_{x_varf} = S_x$ |
| | - $p_{y_varf} = p$ |
| | - $p_{z_varf} = C + g + ph + S_z$ |

Introducând valorile numerice ale parametrilor geometrici s-a determinat poziția inițială a modelului studiat (figura 2.39).

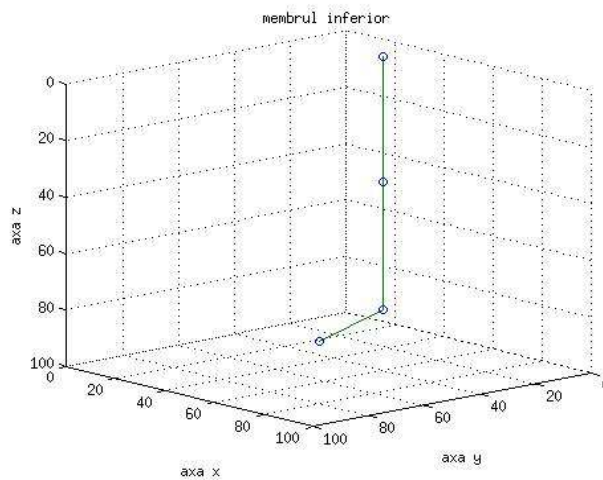


Figura 2.39. Poziția inițială a modelului, determinată cu convenția Denavit – Hartenberg

Se observă că, pentru parametrii inițiali, ecuațiile descriu corect modelul. În continuare s-a dorit verificarea ecuațiilor pentru diferite situații. Astfel s-a variat pe rând fiecare variabilă a cuplei, restul cuplelor rămânând blocate. Fiecare variabilă a cuplei a fost incrementată în intervalul de variație a parametrilor anatomici (tabelul 2.12) cu un increment de 0.1 grade. Rezultatele obținute sunt prezentate în Anexa 2.4. Se observă că pentru fiecare variabilă a cuplei ce variază individual, legea de mișcare a vârfului piciorului corespunde. De asemenea s-a determinat legea de

mișcare a vârfului piciorului (figura 2.40) când fiecare variabilă a cuplei variază conform ciclului de mers determinat cu echipamentul Zebris CHS.

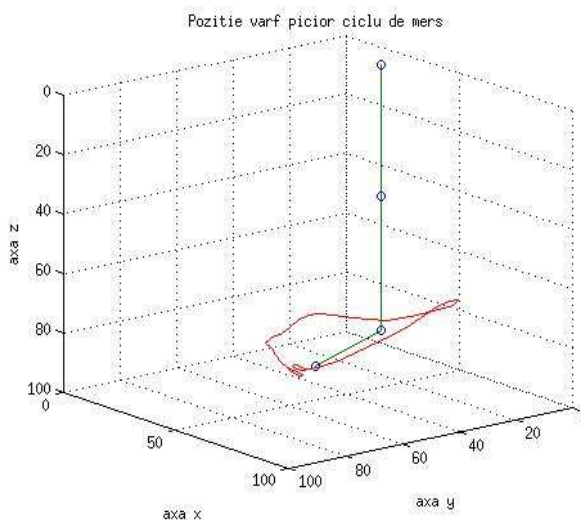


Figura 2.40. Reprezentarea grafică a legii de mișcare a vârfului piciorului pentru ciclul de mers

Ținând seama de complexitatea ecuațiilor modelului geometric direct este aproape imposibil calculul modelului geometric invers. De asemenea este foarte complicată implementarea modelului dinamic direct și invers pe baza convenției Denavit – Hartenberg. Astfel acest model va fi putea fi folosit pentru validarea unui model dezvoltat în SimuLink, unde trecerea de la modelul cinematic la cel dinamic se face mult mai ușor.

CAPITOLUL 3

ANALIZA TEORETICĂ A COMPORTAMENTULUI BIOMECHANIC AL UNEI GLEZNE PROTEZATE

Optimizarea implanturilor/endoprotezelor ortopedice se poate realiza luând în considerare comportamentul biomecanic al acestora, atât pe termen scurt, cât mai ales pe termen lung. Determinarea soluției optime presupune stabilirea criteriilor de optimizare care iau de fapt în considerare factorii de care depinde comportamentul biomecanic.

Provocarea majoră în proiectarea endoprotezelor, indiferent de articulația protezată, constă în optimizarea funcționalității acestora, în condiții de simplificare a formelor geometrice, creștere a gradului de biocompatibilitate și reducere a costurilor (Anasane et al., 2007).

3.1. Considerații generale privind evaluarea comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice

Comportamentul biomecanic al implanturilor ortopedice depinde de mai mulți factori, dintre care, printre cei mai importanți, pot fi menționați:

- proprietățile materialelor din care sunt fabricate implanturile;
- proprietățile structurale care diferă de caracteristicile de rezistență, fiind funcție atât de material, cât și de configurația structurală a implantului (Moore, 2012);
- tehnologiile de fabricație;
- tratamente termice și acoperirile;
- calitatea suprafețelor;
- poziționarea corespunzătoare în țesutul gazdă în timpul actului chirurgical;
- tehnica chirurgicală de implantare;
- instrumentarul chirurgical folosit în timpul intervenției.

Cerințele generale impuse materialelor folosite pentru fabricația implanturilor se referă la (Spiekermann, 1995), (Teoh, 2004):

- compatibilitatea biologică (biocompatibilitatea);
- compatibilitatea mecanică (relația dintre proprietățile materialelor și structura acestora);
- reacția țesutului gazdă și citotoxicitatea;
- sterilizarea;
- prelucrabilitatea;
- funcționalitatea.

În general, studiul comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice trebuie să analizeze proprietățile mecanice corespunzătoare:

- materialelor folosite în fabricația implanturilor ortopedice;
- sistemului de implantare/endoprotezare:
 - componente - individual;
 - ansamblu sistem stabilizare/endoproteză;
 - sistem stabilizare/endoproteză implantată în os (artificial) - in vitro;
 - sistem stabilizare/endoproteză implantată în os natural - in vivo.

De asemenea, studiul comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice trebuie să urmărească performanțele structurii anatomice implantate (os fracturat, articulație) atât pe termen scurt, cât mai ales pe termen lung.

Funcționalitatea structurii anatomice implantate (mobilitate, forță, lipsa/atenuarea durerii, etc.) depinde de toți factorii menționați la începutul acestui subcapitol.

Dezvoltarea implanturilor ortopedice/endoprotezelor (tipizate sau personalizate) parcurge un protocol general, care începe cu achiziția datelor despre pacient, urmat de etapele de modelare / proiectare / simulări pentru predicția comportamentului biomecanic și de testele de laborator pentru verificarea funcționalității pe termen lung și încheindu-se cu fazele de implantare, recuperare și monitorizare a pacientului (Anasane et al., 2007).

3.2. Modelarea și analiza dinamică a unui model de proteză de membru inferior

Acest studiu preliminar a urmărit dezvoltarea unui exemplu de optimizare a unui model simplificat de proteză de membru inferior, pe baza unei analize dinamice realizată într-un mediu CAD - Solid Edge 20, folosind modulul Dynamic Designer Motion Professional.

Analiza modelului simplificat a urmărit determinarea parametrilor cinematici (viteze și accelerații unghiulare) și dinamici (reacțiunea solului, respectiv reacțiunea și momentul din articulație) ai articulațiilor genunchiului și gleznei, separat pentru cele două mișcări specifice celor două articulații: flexia și extensia.

Pe baza rezultatelor obținute a fost definitivat modelul propus inițial pentru proteza de membru inferior (Rusu et al.-2, 2013).

3.2.1. Modelul simplificat de proteză de membru inferior

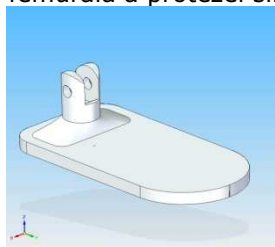
Modelul simplificat al protezei membrului inferior (figura 3.1.d) este compus din trei componente principale: partea femurală (figura 3.1.a); partea tibială (figura 3.1.b); partea labei piciorului (figura 3.1.c).



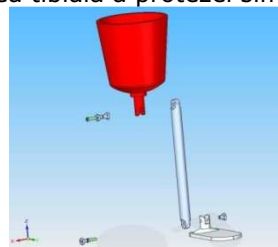
a. Partea femurală a protezei simplificate



b. Partea tibială a protezei simplificate



c. Parte corespunzătoare labei piciorului



d. Ansamblu explodat al protezei simplificate

Figura 3.1. Modelul protezei simplificate și componentele principale

Pentru modelarea articulațiilor genunchiului și gleznei a fost proiectat un sistem piuliță – bucșă – șurub strângere (figura 3.2.d) astfel încât să fie permisă doar o rotație cu axă fixă în cele două articulații studiate. Astfel a fost proiectată o piuliță (figura 3.2.a) cu profilul de așezare cilindric pentru a nu permite rotația.

De asemenea a fost necesară proiectarea unei bucșe (figura 3.2.b) care are același profil cu piulița prezentată anterior, dar are un canal de trecere pentru șurubul (figura 3.2.c) care asigură strângerea în articulație.

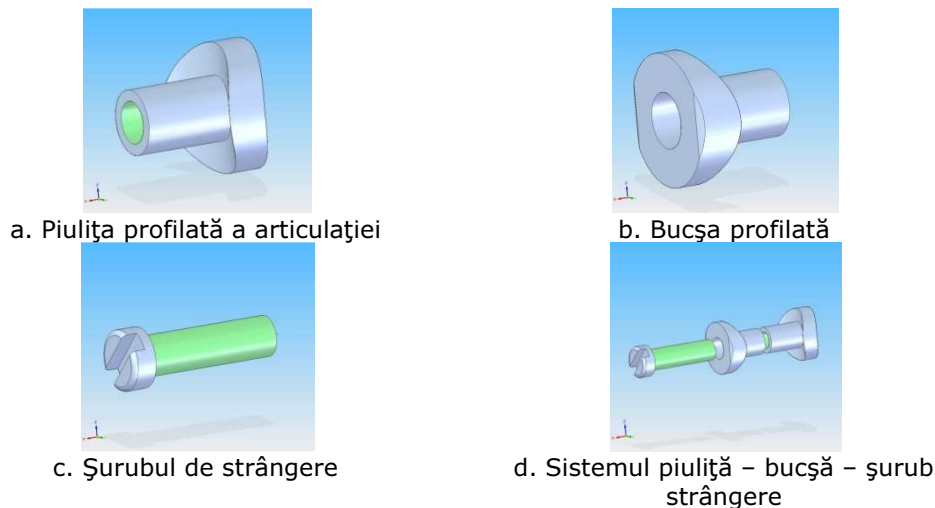
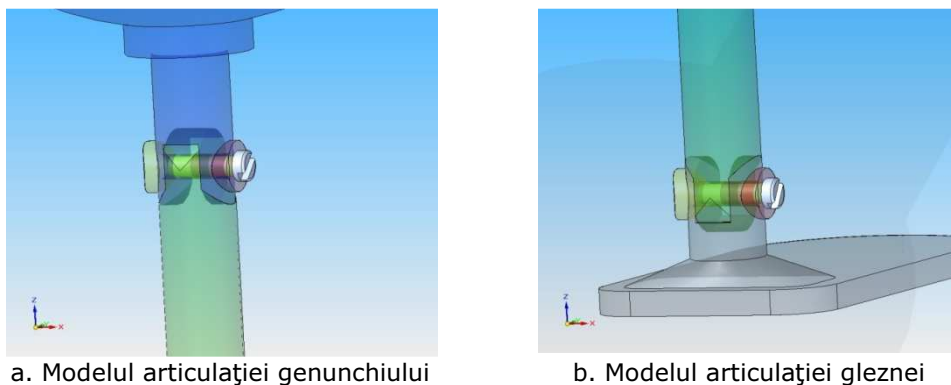
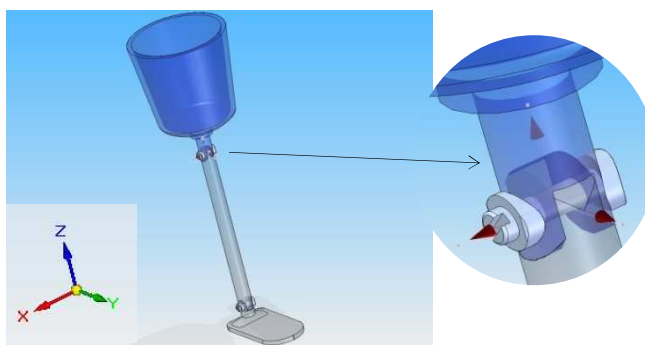


Figura 3.2. Modelul sistemului piuliță – bucșă – șurub strângere și componentele principale

Prin sistemul piuliță – bucșă – șurub strângere (figura 3.2.d) este permisă doar rotația părții tibiale relativ la partea femurală în cazul articulației genunchiului (figura 3.3.a), respectiv rotația tălpii piciorului relativ la partea tibială în cazul articulației gleznei (figura 3.3.b). Sistemul de referință atașat protezei s-a ales cu originea în centrul articulației genunchiului, axa z de-a lungul axei longitudinale a componentei tibiale, axa y de-a lungul axei longitudinale a tălpii piciorului, iar axa x a fost aleasă astfel încât să rezulte un sistem de referință drept (figura 3.3.c).





c. Modelul protezei simplificate cu sistemul de referință atașat

Figura 3.3. Modelul protezei simplificate

Sistemul piuliță – bucșă – șurub strângere este constrâns geometric astfel încât din punct de vedere cinematic acest sistem poate fi considerat fix pe partea femurală în cazul articulației genunchiului, respectiv fix pe partea tălpii în cazul articulației gleznei.

Greutatea protezei trebuie să fie comparabilă cu cea a membrului inferior amputat. Astfel pentru modelul simplificat al protezei membrului inferior au fost alese următoarele materiale: polietilenă pentru cupa femurală, oțel inoxidabil pentru partea tibială și pentru sistemul piuliță – bucșă – șurub strângere, respectiv aliaj de aluminiu pentru talpă. În aceste condiții masa protezei este 4,365 Kg.

3.2.2. Analiza dinamică a modelului simplificat de proteză de membru inferior

Analiza dinamică și simulările ciclului de mers al membrului protezat au fost realizate cu ajutorul mediului Solid Edge 20, folosind modulul Dynamic Designer Motion Professional. *Motion Professional* reprezintă un pachet de testare virtuală completă a unui sistem mecanic, care permite animarea mecanismului considerat, reprezentarea parametrilor cinematici și a forțelor/momentelor, luând în considerare constrângerile la care este supus mecanismul. Dynamic Designer Motion Professional permite în final validarea sistemului mecanic studiat înainte de realizarea fizică a acestuia. Un alt avantaj al acestui modul constă în faptul că permite importarea modelului realizat în programe de analiză numerică prin metoda elementului finit (Design Simulation, 2012).

S-a considerat o durată medie a ciclului de mers de 1 sec.. Analiza dinamică a protezei modelate a considerat pasul format din două secvențe și anume extensia membrului inferior din poziția A (figura 3.4.a) până în poziția B (figura 3.4.b), respectiv flexia membrului inferior reprezentând revenirea din poziția B în poziția A.

Configurațiile celor două poziții sunt:

- poziția A: $\alpha = -90^\circ$, $\beta = -80^\circ$,
- poziția B: $\alpha = 90^\circ$, $\beta = -5^\circ$,

unde α este unghiul din articulația genunchiului, iar β este unghiul din articulația gleznei.

Poziția A corespunde unei hiperflexii a membrului inferior, considerată ca fiind acoperitoare pentru studiul elaborat, pentru faza de oscilație a ciclului de mers, iar B corespunde fazei de sprijin a ciclului de mers.

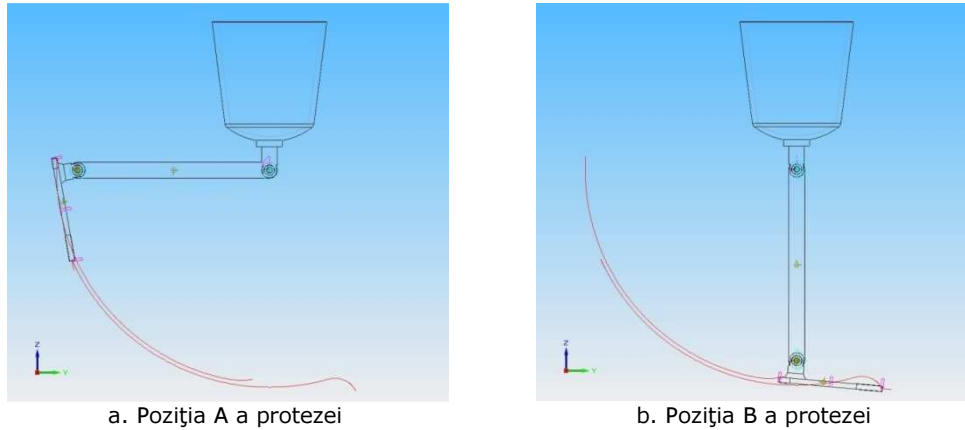


Figura 3.4. Pozițiile A și B ale protezei

3.2.2.1. Determinarea parametrilor cinematici și reacțiunii solului

Atât parametrii cinematici, cât și reacțiunea solului s-au determinat separat pentru fiecare etapă de mișcare considerată: flexie – extensie.

a) Etapa extensiei

Pe parcursul etapei de extensie, distribuția vitezei unghiulare în articulația genunchiului este prezentată în figura 3.5.a, iar distribuția accelerației unghiulare în articulația genunchiului este prezentată în figura 3.5.b.

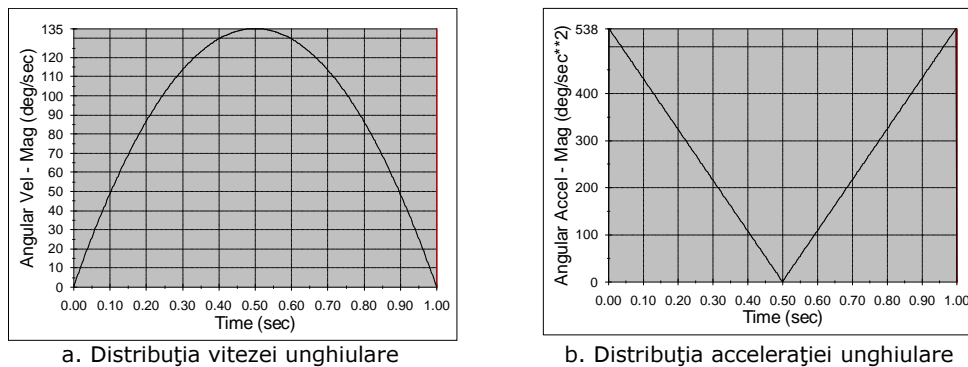
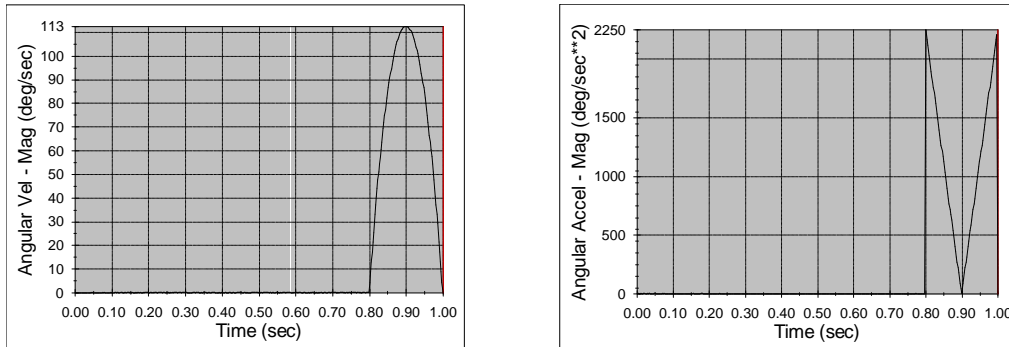


Figura 3.5. Parametrii cinematici în articulația genunchiului în timpul extensiei

Având în vedere că accelerația unghiulară este calculată de către programul de calcul, ca fiind derivata vitezei și nu sunt introduse acționările mecanice din articulație, reprezentarea grafică a accelerației unghiulare conține un vârf ascuțit când aceasta devine nulă, respectiv în momentul în care viteza unghiulară atinge valoarea maximă. În cazul gleznei, viteza unghiulară și accelerația unghiulară variază doar pe ultimele 0.2 sec. ale mișcării deoarece doar după 0.8 sec. călăiul atinge solul, în acest moment începând mișcarea de rotație a gleznei, mișcare datorată geometriei protezei.

Pe parcursul etapei de extensie distribuția vitezei unghiulare în articulația gleznei este prezentată în figura 3.6.a, respectiv distribuția accelerației unghiulare în articulația gleznei este prezentată în figura 3.6.b.



a. Distribuția vitezei unghiulare

b. Distribuția accelerației unghiulare

Figura 3.6. Parametrii cinematici în articulația gleznei în timpul extensiei

Viteza unghiulară maximă în această etapă este de 135 grade/sec. în articulația genunchiului, iar valoarea maximă atinsă în articulația gleznei este de 113 grade/sec. Valorile maxime ale accelerației unghiulare atinse în articulațiile genunchiului și gleznei sunt de 538, respectiv 2250 grade/sec.².

În etapa mișcării de extensie, în faza de sprijin a piciorului protezat pe sol, pe lângă forțele de greutate generate de elementele protezei, mai trebuie luată în considerare și reacțiunea ce apare la contactul cu solul. Această reacțiune își modifică valoarea și amplasarea datorită modificării suprafeței de contact între talpă și sol. Faza de sprijin a piciorului protezat pe sol se divide în trei subfaze (figura 3.7) (Ring, 2010):

- contact inițial (contact cu călcâiul) - figura 3.7.a;
- sprijinul mijlociu (contact pe toată talpa piciorului) - figura 3.7.b;
- sprijinul terminal (contact cu vârful piciorului) - figura 3.7.c.



a. Contact inițial

b. Sprijin mijlociu

c. Sprijin terminal

Figura 3.7. Cele trei subfaze din faza de sprijin a piciorului protezat pe sol

Astfel rezultă trei forțe distincte, de valori diferite și care acționează pe suprafețe diferite, acestea simulând reacțiunile de apar la contactul calcâiului, întregii tălpi, respectiv al vârfului piciorului. Reacțiunile normale se consideră pentru o persoană cu o greutate medie de 80 Kg.

Reacțiunea ce apare la contactul calcâiului (figura 3.8.a) atinge o valoare maximă de 400 N datorită faptului că atâta timp cât aceasta acționează, sprijinul este dublu, pe când în cazul reacțiunii aplicate întregii tălpi (figura 3.8.b), respectiv vârfului piciorului (figura 3.8.c), sprijinul se realizează pe un singur picior, astfel că reacțiunea atinge o valoare maximă de 838 N, respectiv 819 N.

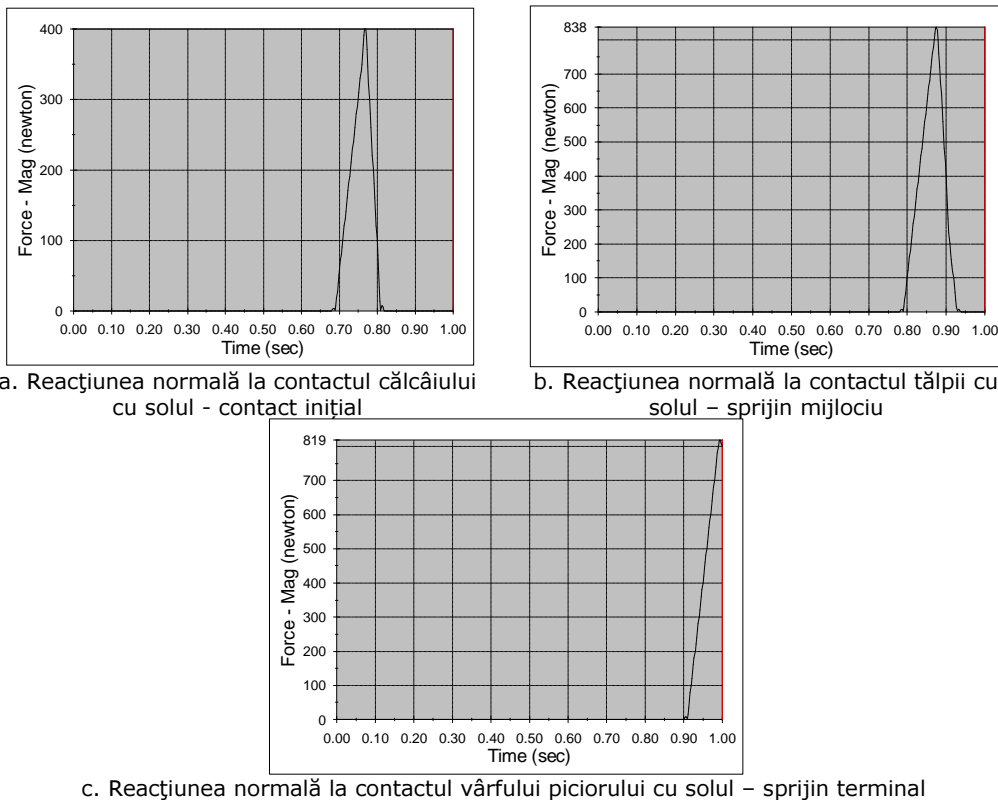


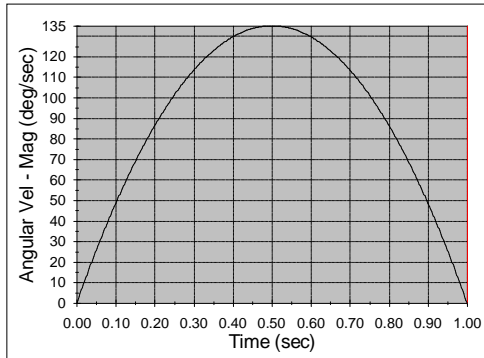
Figura 3.8. Variația reacțiunii normale a solului pentru cele trei subfaze, în timpul extensiei

b) Etapa flexiei

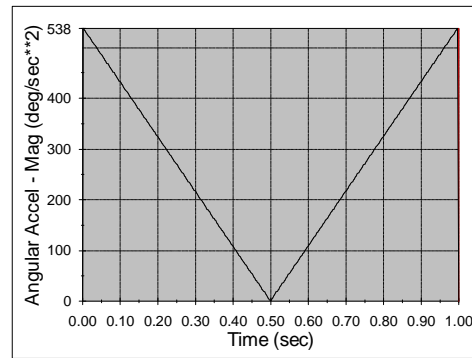
În cadrul celei de a doua etape a mișcării, și anume pe perioada flexiei (din poziția B, în poziția A) distribuțiile vitezei unghiulare, respectiv accelerației unghiulare se modifică datorită faptului că nu mai apare reacțiunea din partea solului.

Modificările ce apar se referă doar la distribuția în timp a acestora, nu și la valorile maxime, acestea rămânând aceleași. Distribuția vitezei unghiulare (figura 3.9.a) și cea a accelerației unghiulare (figura 3.9.b) din articulația genunchiului nu se modifică față de cazul anterior. În schimb, distribuția vitezei unghiulare (figura 3.10.a) și cea a accelerației unghiulare (figura 3.10.b) din articulația gleznei se modifică, acționând o perioadă de 0.5 sec., diferența față de cazul anterior fiind de

0.3 sec.. Această diferență este datorată faptului că reacțiunea solului nu există în acest caz, iar revenirea în poziția inițială se realizează doar sub acțiunea arcului.

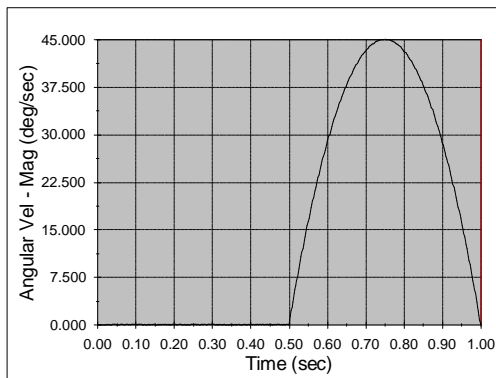


a. Distribuția vitezei unghiulare

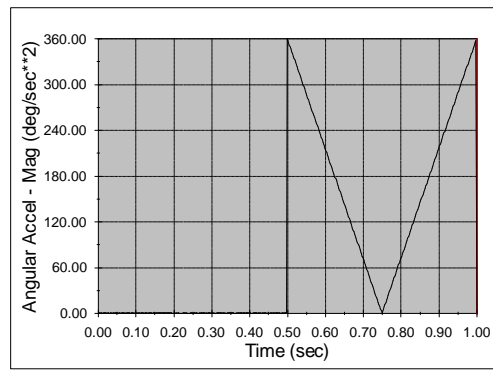


b. Distribuția accelerației unghiulare

Figura 3.9. Parametrii cinematici în articulația genunchiului în timpul flexiei



a. Distribuția vitezei unghiulare



b. Distribuția accelerației unghiulare

Figura 3.10. Parametrii cinematici în articulația gleznei în timpul flexiei

3.2.2.2. Determinarea reacțiilor din articulațiile modelului simplificat al protezei membrului inferior

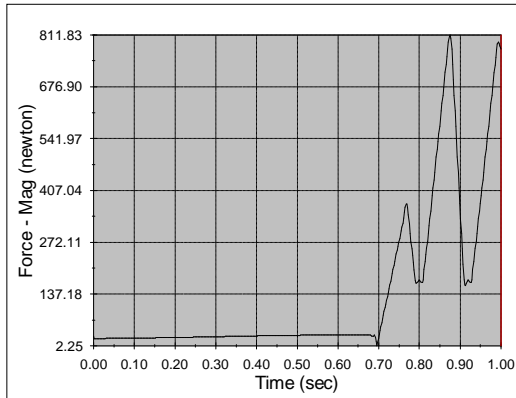
Pentru determinarea reacțiilor din articulațiile genunchiului și gleznei analiza dinamică a modelului simplificat al protezei de membru inferior continuă cu următoarele date de intrare:

- modelul simplificat;
- proprietățile materialelor alese;
- direcția de acționare a greutateii;
- legile de mișcare definite anterior;
- reacțiunile la contactul cu solul.

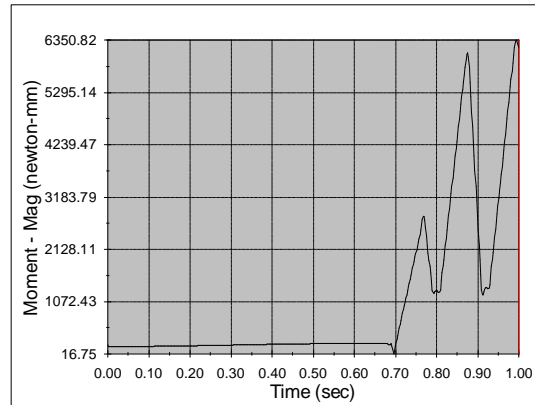
Ținând cont de aceste date s-au determinat reacțiunile și momentele ce apar în articulații, pentru cele două etape studiate: flexia și extensia.

a) Etapa extensiei

Astfel pentru etapa de **extensie** în **articulația genunchiului** apare o reacțiune maximă de 811.83 N (figura 3.11.a) și un moment resultant maxim de 6350.82 Nmm (figura 3.11.b). Variațiile ce apar pe graficul obținut sunt datorate schimbării suprafeței de contact a tălpii cu solul.



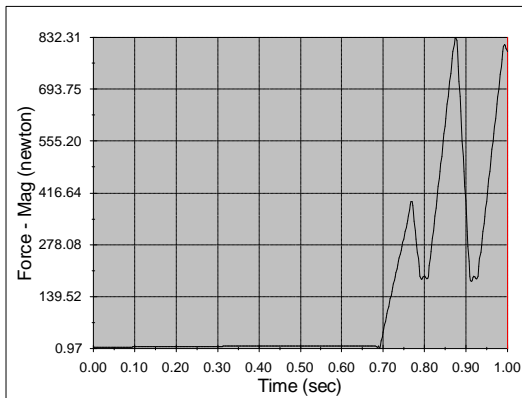
a. Reacțiunea



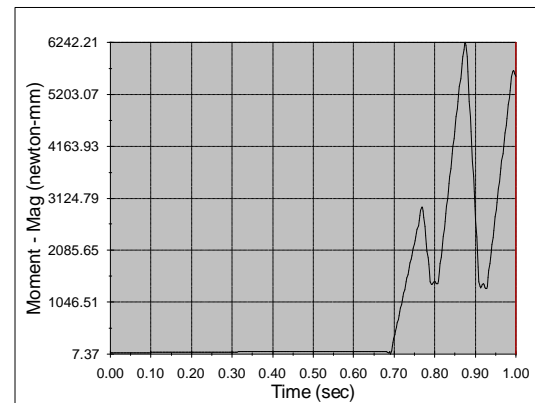
b. Momentul resultant

Figura 3.11. Reacțiunile din articulația genunchiului în timpul extensiei modelului simplificat

Astfel, în timpul etapei de **extensie**, în **articulația gleznei** apare o reacțiune maximă de 832.31 N (figura 3.12.a) și un moment resultant maxim de 6242.21 Nmm (figura 3.12.b).



a. Reacțiunea



b. Momentul resultant

Figura 3.12. Reacțiunile din articulația gleznei în timpul extensiei modelului simplificat

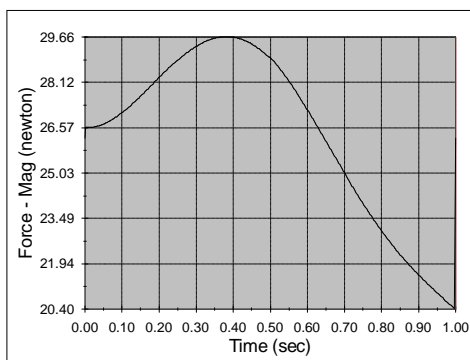
În timpul extensiei se observă o reacțiune mai mare în articulația gleznei decât în cea a genunchiului, acest lucru fiind datorat faptului că glezna este mai aproape de suprafața de contact cu solul decât genunchiul. Pentru momentul resultant, situația este exact invers și anume momentul resultant din articulația

genunchiului are o valoare mai ridicată decât cel din articulația gleznei deoarece brațul forței este mai mare în cazul genunchiului decât în cel al gleznei.

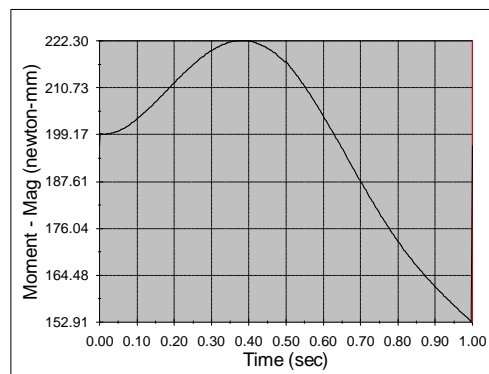
b) Etapa flexiei

Acest caz diferă de cel anterior prin legea de mișcare care acum este în sens invers, respectiv prin lipsa reacțiunii normale la nivelul solului.

Astfel pentru etapa de **flexie** în **articulația genunchiului** apare o reacțiune maximă de 26.66 N (figura 3.13.a) și un moment resultant maxim de 222.30 Nmm (figura 3.13.b). În **articulația gleznei** apare o reacțiune maximă de 7.71 N (figura 3.14.a) și un moment resultant maxim de 58.00 Nmm (figura 3.14.b).

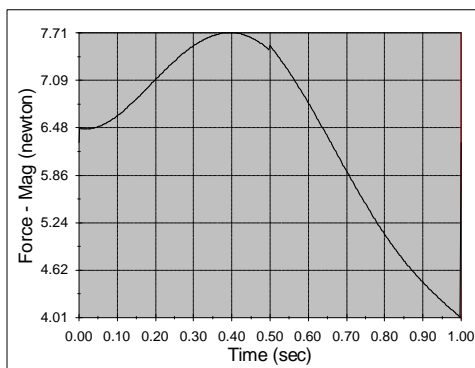


a. Reacțiunea

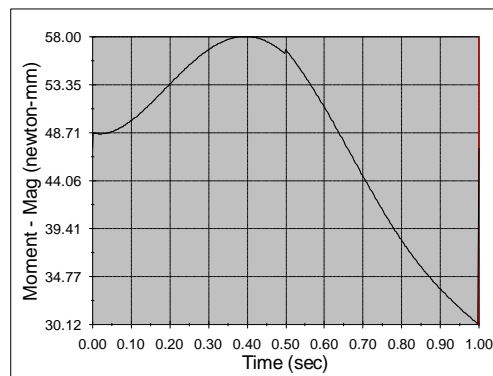


b. Momentul resultant

Figura 3.13. Reacțiunile din articulația genunchiului în timpul flexiei modelului simplificat



a. Reacțiunea



b. Momentul resultant

Figura 3.14. Reacțiunile din articulația gleznei în timpul flexiei modelului simplificat

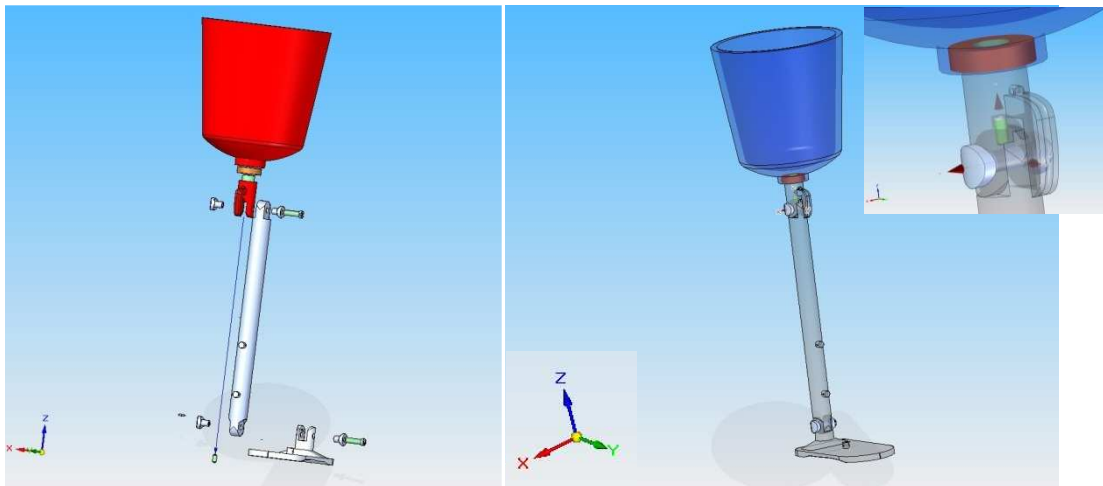
În cazul flexiei se observă că atât reacțiunea, cât și momentul resultant sunt mai mari în articulația genunchiului decât în cea a gleznei. Acest lucru se datorează lipsei reacțiunii normale la nivelul solului.

Ținând cont de proprietățile materialelor folosite și de forțele și momentele care apar în proteza proiectată rezultă că acestea nu depășesc proprietățile de

material și astfel modelul proiectat poate sta la baza realizării unei soluții constructive îmbunătățite.

3.2.3. Definitivarea soluției constructive a protezei membrului inferior

Pe baza modelului simplificat prezentat s-au realizat anumite modificări în vederea realizării unei soluții constructive îmbunătățite. Modificările constau în realizarea unei soluții constructive care să păstreze unghiurile anatomice. Astfel au fost realizate anumite constrângeri care să limiteze mișcările protezei. Soluția constructivă aleasă este prezentată în figura 3.15. Soluția modelată nu conține elementul motor la nivelul genunchiului, dar acesta este introdus în calculul dinamic. Prin modificările făcute, masa protezei este aproximativ aceeași (4.325Kg), proteza fiind cu 40 g mai ușoară.



a. Soluția constructivă îmbunătățită a protezei de membru inferior

b. Modelul protezei îmbunătățite cu sistemul de referință atașat

Figura 3.15. Modelul protezei îmbunătățite

Modificările realizate sunt la nivelul părții femurale, care în cazul soluției constructive alese nu mai este dintr-o singură piesă, ci din trei componente:

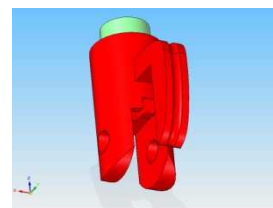
- cupa (figura 3.16.a);
- bucușă inserată în cupă (figura 3.16.b);
- partea femurală a genunchiului (figura 3.16.c).



a. Cupa



b. Bucușă inserată în cupă



c. Componenta femurală a genunchiului

Figura 3.16. Componenta femurală a protezei de membru inferior

Modificările realizate la partea tibială (figura 3.17) sunt minore și constau în realizarea a două proeminente cu gaură pentru fixarea arcurilor. Din aceleași considerente a fost realizată o proeminență și la nivelul tălpii (figura 3.18). Sistemul piuliță – bucă – șurub strângere a ramas același (figura 3.2.d).

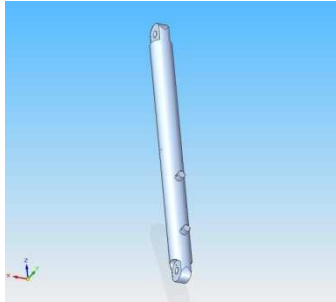


Figura 3.17. Componenta tibială a protezei de membru inferior

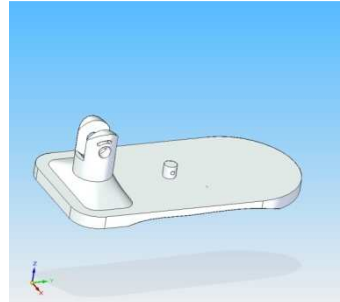
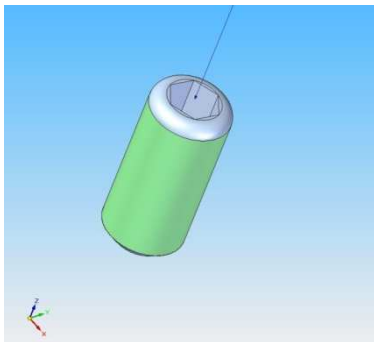
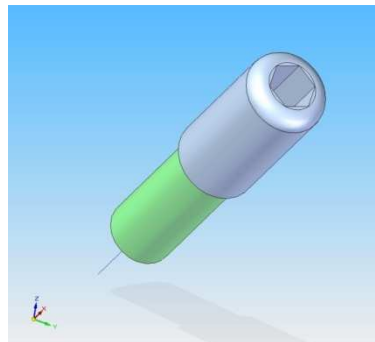


Figura 3.18. Talpa protezei de membru inferior

De asemenea a fost nevoie de realizarea a două prezoane, unul pentru limitarea articulației genunchiului (figura 3.19.a), respectiv celălalt pentru limitarea articulației gleznei (figura 3.19.b).



a. Prezon pentru articulația genunchiului



b. Prezon pentru articulația gleznei

Figura 3.19. Prezon pentru limitarea mișcării în articulații

Limitarea mișcării în articulația genunchiului (figura 3.20) se realizează prin geometrie și anume extensia este limită de prezon, pe când flexia de contactul între partea tibială și cea femurală.

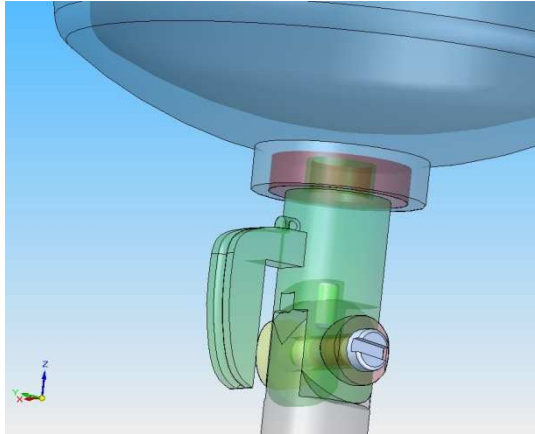


Figura 3.20. Articulația genunchiului protezei de membru inferior

În cazul articulației gleznei (figura 3.21) limitarea atât în cazul flexiei cât și în cel al extensiei este realizată de către prezon.

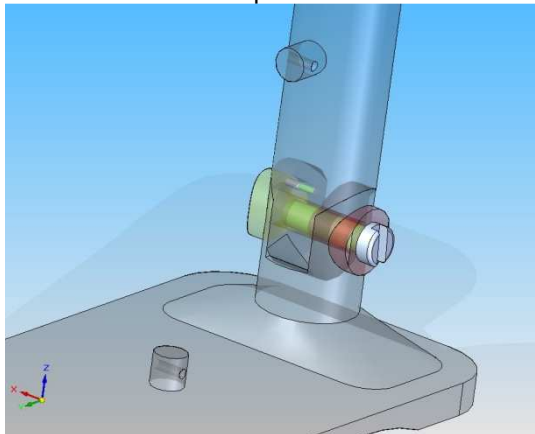


Figura 3.21. Articulația gleznei protezei de membru inferior

Materialele utilizate pentru realizarea soluției constructive a protezei membrului inferior sunt identice cu cele ale modelului simplificat prezentat anterior. Piese suplimentare ce apar în soluția constructivă (bucse femur, prezoane) sunt realizate din oțel inoxidabil.

3.2.4. Analiza dinamică a protezei membrului inferior

Analiza dinamică a soluției constructive îmbunătățite a protezei membrului inferior prezentat are următoarele date de intrare:

- soluția constructivă prezentată;
- proprietățile materialelor alese;
- direcția de acționare a greutateii;
- legea de mișcare definită anterior;
- caracteristicile arcurilor;

- momentul concentrat la nivelul articulației genunchiului care simulează sistemul de acționare;
- reacțiunea la contactul cu solul.

În figura 3.22 este prezentată acționarea arcului la nivelul articulației genunchiului, respectiv momentul concentrat generat de sistemul de acționare, iar în figura 3.23 este prezentată acționarea arcului la nivelul articulației gleznei.

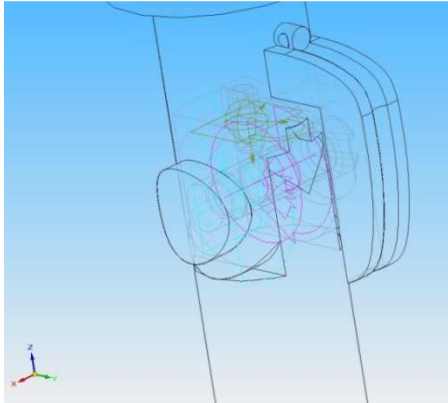


Figura 3.22. Acționarea exterioară la nivelul articulației genunchiului

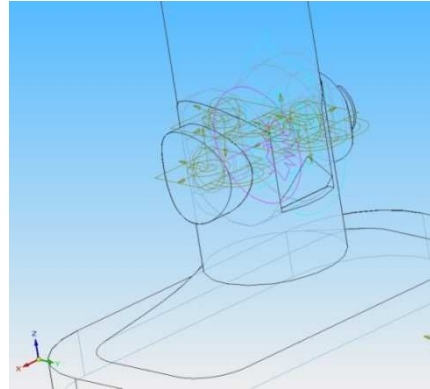
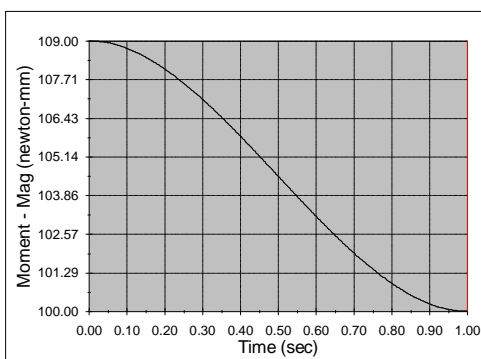


Figura 3.23. Acționarea exterioară la nivelul articulației gleznei

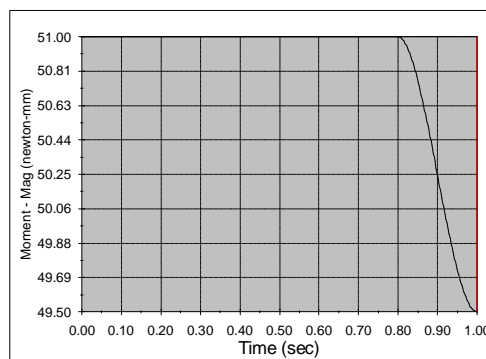
Analiza dinamică a protezei de membru inferior (soluția constructivă îmbunătățită) a urmărit determinarea reacțiilor și momentelor ce apar în articulațiile genunchiului și gleznei, separat pentru cele două mișcări (extensia și flexia).

Cazul A – extensia

În acest caz, asupra articulațiilor protezei acționează doar momentele date de arcuri. Valoarea maximă a momentului arcului la nivelul genunchiului este de 109 Nmm (figura 3.24.a) respectiv de 51 Nmm la nivelul gleznei (figura 3.24.b).



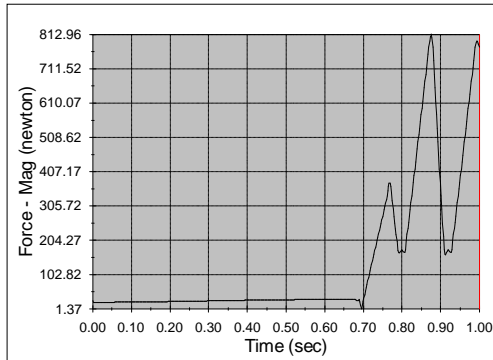
a. Momentul arcului din articulația genunchiului



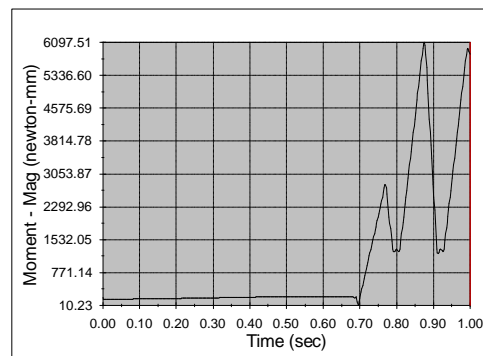
b. Momentul arcului din articulația gleznei

Figura 3.24. Acțiunea arcurilor la nivelul articulațiilor în timpul extensiei

Astfel, pentru etapa de **extensie, în articulația genunchiului** apare o reacțiune maximă de 812.96 N (figura 3.25.a) și un moment resultant maxim de 6097.51 Nmm (figura 3.25.b).



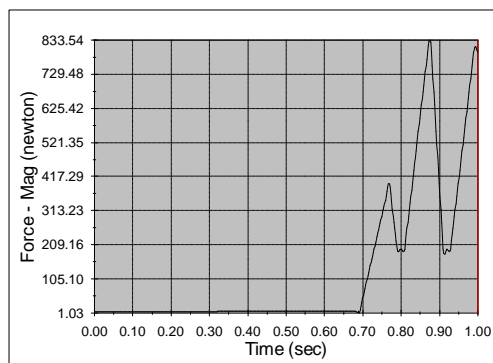
a. Reacțiunea



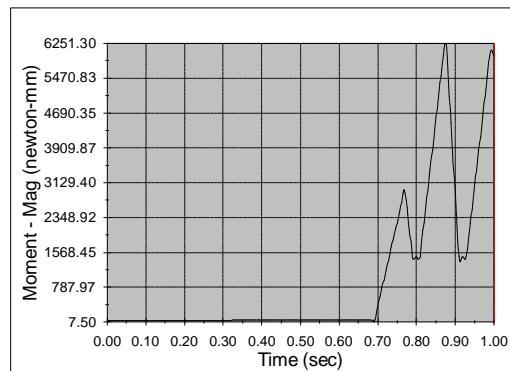
b. Momentul resultant

Figura 3.25. Reacțiunile din articulația genunchiului în timpul extensiei modelului îmbunătățit

Pentru etapa de **extensie în articulația gleznei** apare o reacțiune maximă de 833.54 N (figura 3.26.a) și un moment resultant maxim de 6251.30 Nmm (figura 3.26.b). Din aceleași considerente ca în cazul articulației genunchiului a fost necesară o prelucrare a datelor.



a. Reacțiunea



b. Momentul resultant

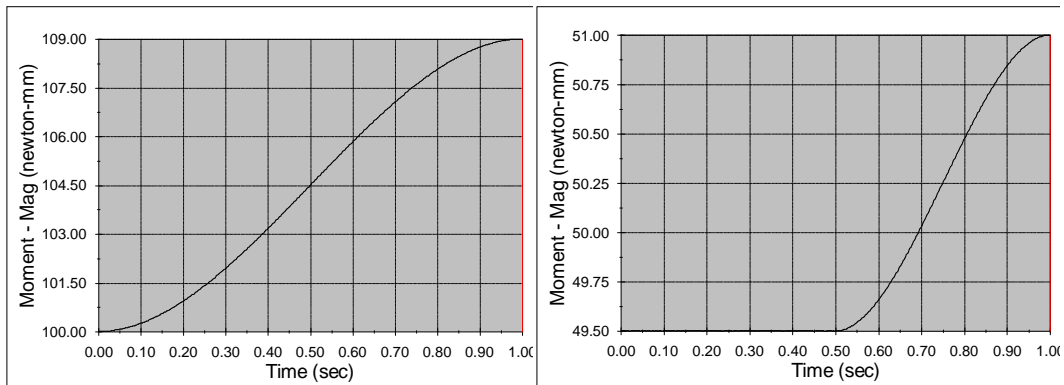
Figura 3.26. Reacțiunile din articulația gleznei în timpul extensiei modelului îmbunătățit

În cazul extensiei se observă că atât reacțiunea, cât și momentul resultant sunt mai mari în articulația gleznei decât în cea a genunchiului, la fel ca în cazul modelului simplificat. Comparând soluția constructivă îmbunătățită cu varianta simplificată se observă că atât reacțiunea, cât și momentul au valori apropiate (mai mari în cazul modelului îmbunătățit), o diferență mai mare înregistrându-se pentru momentul din articulația genunchiului, care are valori mai mici în cazul modelului

îmbunătățit față de cel simplificat. Acest aspect poate fi explicat de introducerea elementelor elastice.

Cazul B – flexia

Acest caz diferă de cel anterior prin legea de mișcare care acum este în sens invers, lipsa reacțiunii normale la nivelul solului, apariția momentului motor la nivelul genunchiului, respectiv modul de acțiune a arcurilor (figura 3.27).

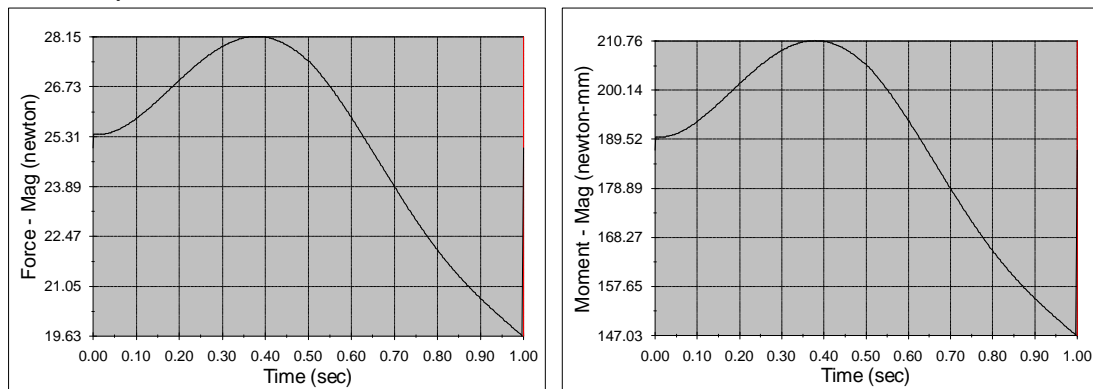


a. Momentul arcului din articulația genunchiului

b. Momentul arcului din articulația gleznei

Figura 3.27. Acțiunea arcurilor la nivelul articulațiilor în timpul flexiei

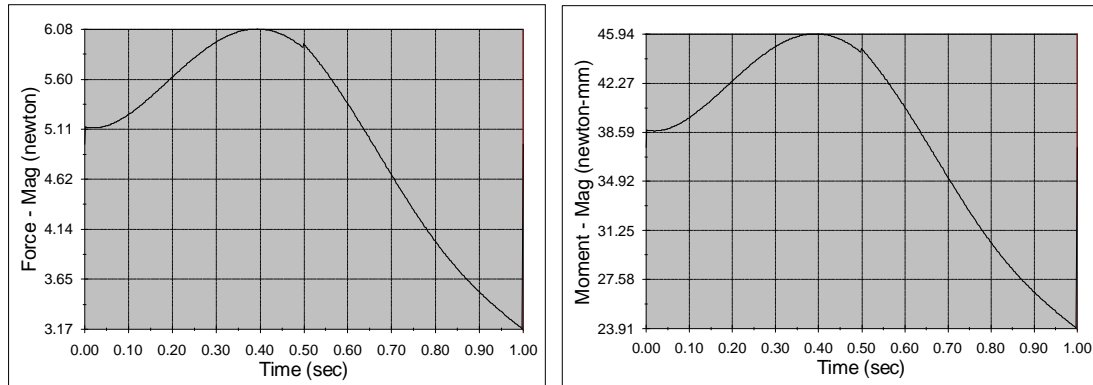
Astfel, pentru etapa de **flexie**, în **artriculația genunchiului** apare o reacțiune maximă de 28.15 N (figura 3.28.a) și un moment resultant maxim de 210.76 Nmm (figura 3.28.b). În **artriculația gleznei** apare o reacțiune maximă de 6.08 N (figura 3.29.a) și un moment resultant maxim de 45.94 Nmm (figura 3.29.b).



a. Reacțiunea

b. Momentul resultant

Figura 3.28. Reacțiunile din artriculația genunchiului în timpul flexiei modelului îmbunătățit



a. Reacțiunea

b. Momentul rezultat

Figura 3.29. Reacțiunile din articulația gleznei în timpul flexiei modelului îmbunătățit

În cazul flexiei se observă că atât reacțiunea cât și momentul rezultat sunt mai mari în articulația genunchiului decât în cea a gleznei. Acest lucru se datorează lipsei reacțiunii normale la nivelul solului, valorile fiind asemănătoare cu cele din cazul analizei dinamice asupra modelului simplificat.

În tabelul 3.1 sunt prezentate rezultatele obținute pentru reacțiunile și momentele din articulații, pentru cele două modele analizate.

Tabelul 3.1. Reacțiunile și momentele din articulații, pentru cele două modele analizate

Modelul	Extensie				Flexie			
	R [N]		M [Nmm]		R [N]		M [Nmm]	
	Genunchi	Gleznă	Genunchi	Gleznă	Genunchi	Gleznă	Genunchi	Gleznă
Model simplificat	811.83	832.31	6350.82	6242.21	26.66	7.71	222.30	58.00
Model îmbunătățit	812.96	833.54	6097.51	6251.30	28.15	6.08	210.76	45.94

Din tabelul 3.1 se poate observa cum variază valorile reacțiunilor și momentelor din cele două articulații, în timpul fazelor de flexie și extensie, pentru cele două modele considerate.

3.2.5. Analiza numerică a protezei pentru membrul inferior

Analiza numerică a celor două modele de proteză de membru inferior a fost realizată pentru a determina deformațiile și tensiunile ce apar în elementele protezei. Analiza a fost efectuată atât pentru modelul simplificat, cât și pentru soluția constructivă a modelului îmbunătățit. În fiecare din aceste două situații s-au studiat trei cazuri:

- cazul 1 – contact inițial – când călcâiul atinge solul și în zona respectivă apare o reacțiune normală cu valoarea maximă de 400N;
- cazul 2 – sprijin mijlociu – când contactul între proteză și sol se realizează pe toată talpa apărând în zona de contact o reacțiune normală cu valoarea maximă de 800 N

- cazul 3 – sprijin terminal – când reacțiunea dintre sol și proteză este concentrată în vârf, având o valoare maximă de 800 N.

In cadrul analizei numerice s-au determinat următoarele:

- deplasarea totală;
- deplasarea pe axa X;
- deplasarea pe axa Y;
- deplasarea pe axa Z;
- tensiunea echivalentă;
- tensiunea normală;
- tensiunea de forfecare.

Pentru efectuarea analizei numerice au fost introduse proprietățile mecanice ale materialelor utilizate, prezentate în Anexa 3.1 astfel: tabelul 1 prezintă proprietățile polietilenei din care este realizată cupa de fixare pe femur, tabelul 2 prezintă proprietățile aliajului de aluminiu din care este realizată talpa protezei, iar tabelul 3 prezintă proprietățile oțelului inoxidabil din care se realizează celelalte componente ale protezei.

Tensiunea normală s-a determinat de-a lungul axei x pentru a evalua solicitările de-a lungul axelor longitudinale ale sistemelor piuliță-bucșă-șurub strângere care definesc rotațiile din articulațiile genunchiului și gleznei.

Tensiunea de forfecare s-a determinat în planul XY (planul transversal) având în vedere că încărcarea protezei se realizează de-a lungul axei longitudinale (axa z), deci este perpendiculară pe acest plan.

Au fost realizate analizele celor modele și o analiză comparativă a rezultatelor obținute. Rezultatele individuale ale analizelor sunt prezentate în anexe, în cadrul capitoului fiind prezentată doar analiza comparativă.

Cazul A – analiza numerică a modelului simplificat

Caracteristicile geometrice ale modelului simplificat al protezei sunt prezentate în Anexa 3.2, tabelul 1. Reprezentarea pictografică a rezultatelor analizei numerice asupra modelului simplificat al protezei este prezentată în Anexa 3.3. În secțiunile prezentate în Anexa 3.4 se observă că tensiunile maxime apar în articulațiile protezei, lucru care este normal.

Cazul B – analiza numerică a modelului îmbunătățit

Caracteristicile geometrice ale modelului îmbunătățit sunt prezentate în Anexa 3.2, tabelul 2. Reprezentarea pictografică a rezultatelor analizei numerice asupra modelului îmbunătățit al protezei de membru inferior sunt prezentate în Anexa 3.5. În secțiunile prezentate în Anexa 3.6 se observă că tensiunile maxime apar de asemenea în articulațiile protezei, lucru care este normal.

Pentru analiza comparativă a rezultatelor celor două cazuri studiate, valorile maxime ale deplasărilor și tensiunilor au fost extrase în tabelul 3.2.

Pe baza valorilor maxime prezentate s-au ridicat graficele comparative prezentate în figura 3.30. Curba roșie din grafice corespunde modelului îmbunătățit, iar cea albastră modelului simplificat.

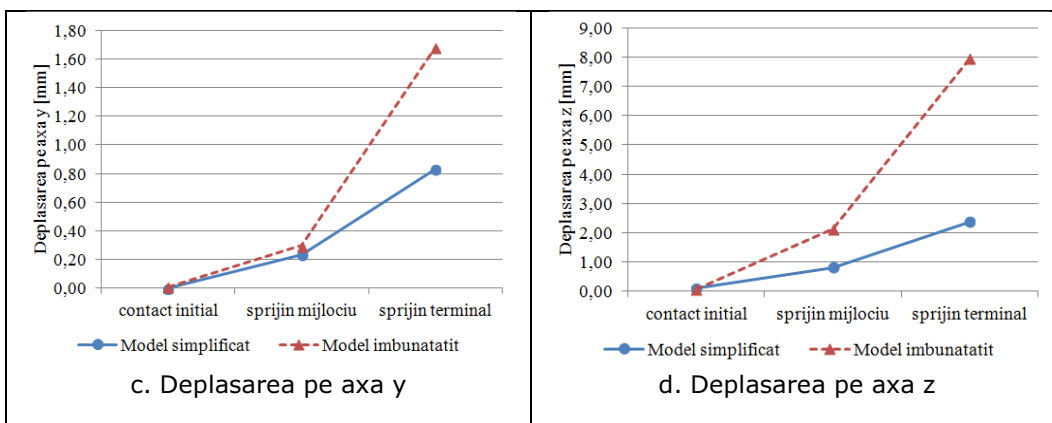
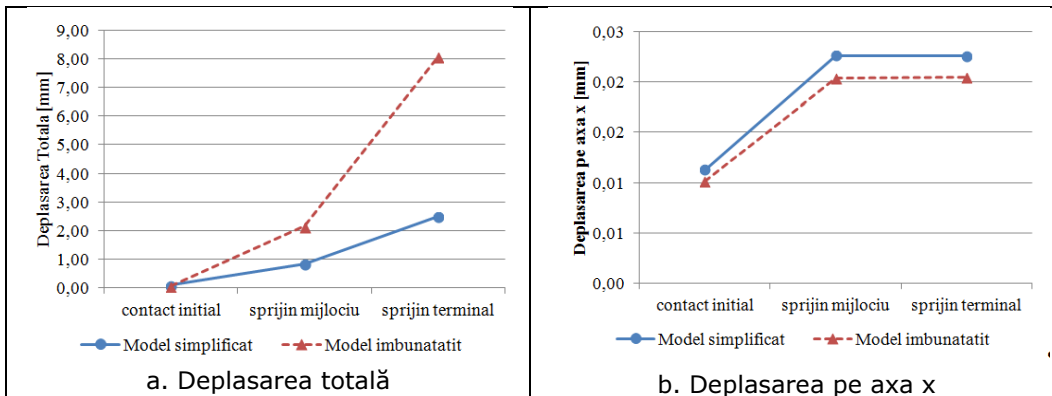
Se observă că graficele pentru cele două soluții alese sunt comparabile atât din punct de vedere al deplasării, cât și din punct de vedere al tensiunilor.

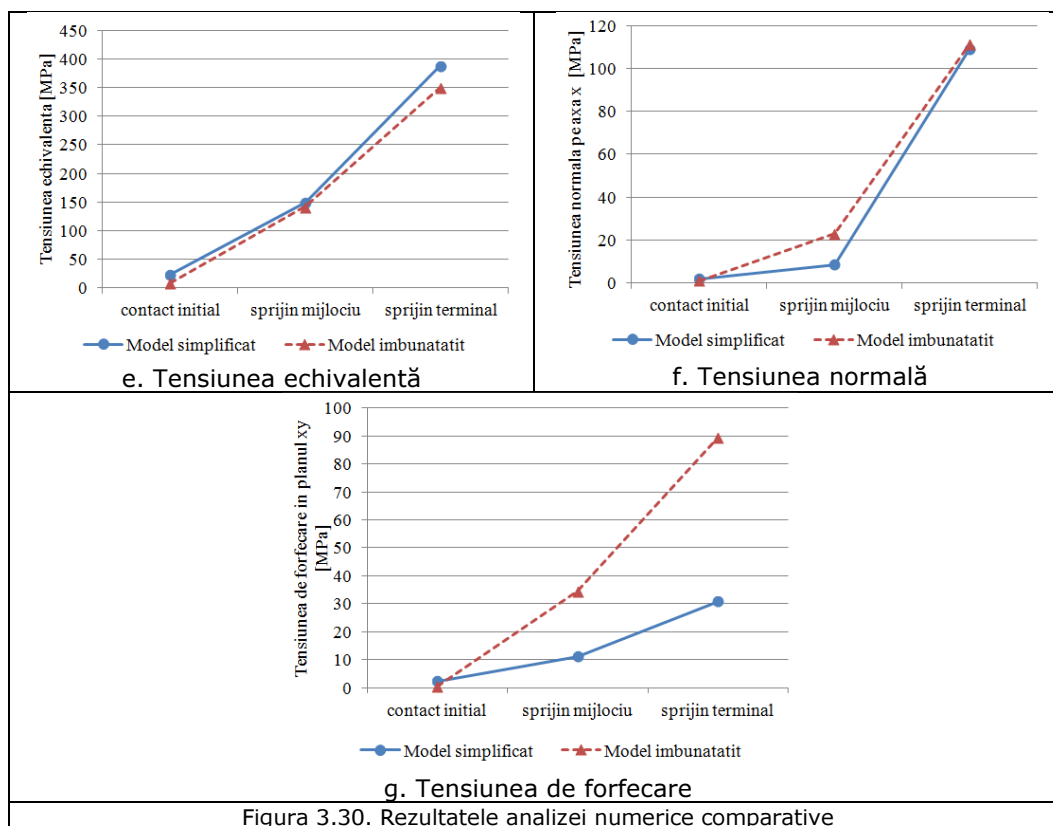
Tabelul 3.2. Rezultatele numerice ale analizei cu element finit

Tip analiză	Unități de măsură	Modelul simplificat al protezei			Modelul îmbunătățit al protezei		
		Pozitia 1	Pozitia 2	Pozitia 3	Pozitia 1	Pozitia 2	Pozitia 3
deplasarea totală	mm	0.10593	0.85215	2.492	7.22E-02	2.1507	8.0504
deplasarea	mm	1.13E-	2.26E-02	2.26E-02	1.02E-02	2.04E-	2.04E-02

130 Analiza teoretică a comportamentului biomecanic al unei glezne protezate

pe axa x		02				02	
deplasarea pe axa y	mm	9.46E-04	0.23731	0.83	1.08E-02	0.29976	1.6769
deplasarea pe axa z	mm	9.94E-02	0.81845	2.367	7.21E-02	2.1297	7.9403
tensiunea echivalenta	MPa	24.197	149.91	387.4	8.997	142.7	349.73
tensiunea principala maxima	MPa	14.669	99.907	266.96	2.7213	84.019	212.47
tensiunea principala medie	MPa	2.0233	8.6726	50.978	1.3098	22.394	58.782
tensiunea principala minima	MPa	0.46373	2.7567	6.2461	0.87306	10.227	29.064
tensiunea de forfecare maxima	MPa	13.957	86.464	223.32	4.792	82.386	201.91
tensiunea normala	MPa	2.1328	8.6724	108.78	1.2939	23.056	111.14
tensiunea de forfecare	MPa	2.2811	11.17	30.798	0.56046	34.566	89.426





3.3. Studiul influenței reacțiunii plantare asupra comportamentului biomecanic al unei endoproteze de gleznă

Acest studiu a avut ca obiectiv determinarea influenței reacțiunii plantare asupra unei endoproteze de gleznă, în timpul ciclului de mers, pe baza analizei numerice.

Pentru a putea efectua o analiză cât mai corectă s-a studiat ciclul de mers atât din punct de vedere cinematic (pentru a putea modela cât mai exact mișcările din articulații), cât și din punct de vedere dinamic (al reacțiunilor lantare ce apar în timpul unui ciclu de mers).

Înregistrările pentru analiza mersului și determinarea distribuției reacțiunii plantare s-au realizat cu sistemul Zebris CMS-HS și platforma Zebris FDM, pentru un subiect sănătos. Utilizând mediul matematic Matlab, s-au prelucrat datele obținute în urma înregistrărilor și s-a determinat variația în timp a reacțiunilor plantare ce acționează pe nouă zone predefinite.

Pe baza datelor extrase din bibliografie s-a realizat inițial un model al endoprotezei de gleznă. Acest model a fost creat în Solid Edge și este format din 3 elemente. Introducând diferite materiale (polietilenă, oțel inoxidabil) pentru componentele endoprotezei, s-a obținut modelul de bază pentru analiza numerică.

În programul Ansys s-a analizat modelul ansamblului gleznei implantate. În cadrul acestei analize s-au introdus reacțiunile obținute din Matlab în urma analizei

experimentale și s-au urmărit deplasările și tensiunile care apar în timpul unui ciclu de mers.

O astfel de abordare a modului de calcul al reacțiilor plantare în funcție de zona de contact dintre talpa piciorului și sol este benefică atât din punct de vedere al posibilității de determinare a condițiilor reale de încărcare a modelelor supuse analizei cu element finit, cât și abordării medicale a corecției mersului.

3.3.1. Determinarea reacțiilor corespunzătoare zonelor de contact ale tălpii

Atât în regim static, cât și dinamic, distribuția presiunii plantare nu este uniformă. Astfel, pe amprenta suprafeței plantare se pot observa zone cu amplitudini diferite ale presiunii plantare. Cunoașterea distribuției presiunii plantare și, mai ales a reacției solului este importantă pentru studiul dinamic al mersului, aceste mărimi având o influență majoră asupra momentelor din articulații, în special în articulația gleznei.

Pentru a cuantifica reacțiunile plantare în diferite zone ale tălpii piciorului, mai multe studii procedează la divizarea amprentei plantare sau a suprafeței dispozitivului ortotic în mai multe regiuni anatomice (Cheung & Ng, 2008). Pentru fiecare zonă, valoarea medie a reacțiilor plantare maxime se determină prin procesarea înregistrărilor cu sisteme de măsurare de laborator (platforme de forță sau matrice de senzori integrați în branturile încălțărilor sau ale unor dispozitive ortotice).

Unele studii au avut scopul de a determina măsura în care testele clinice ale caracteristicilor structurale ale piciorului și gleznei influențează variația mărimii forțelor regionale și presiunile plantare în timpul mersului la persoane sănătoase sau în vârstă (Menz & Morris, 2006).

Studiile care au abordat diferențiat valorile presiunii plantare pentru diferite zone anatomice ale tălpii au folosit diferite măști pentru împărțirea suprafeței plantare în regiuni.

Astfel, zona călcâiului, respectiv zona de mijloc a tălpii piciorului sunt considerate ca fiind o singură regiune (Menz & Morris, 2006) sau au fost divizate la rândul lor în două sub-regiuni (Cheung & Ng, 2008), medială și laterală. În majoritatea cazurilor, capul primului metatarsian definește singur o regiune. Zonele corespunzătoare celorlalte metatarsiene sunt definite grupându-le în mod diferit. În ceea ce privește zona degetelor, halucele definește singur o regiune, iar celelalte degete o altă regiune (Menz & Morris, 2006) sau mai multe sub-regiuni (Cheung & Ng, 2008).

Pentru studiul realizat, divizarea suprafeței tălpii piciorului s-a realizat luând în considerare regiunile anatomice specifice (Cheung & Ng, 2008) (figura 3.31).

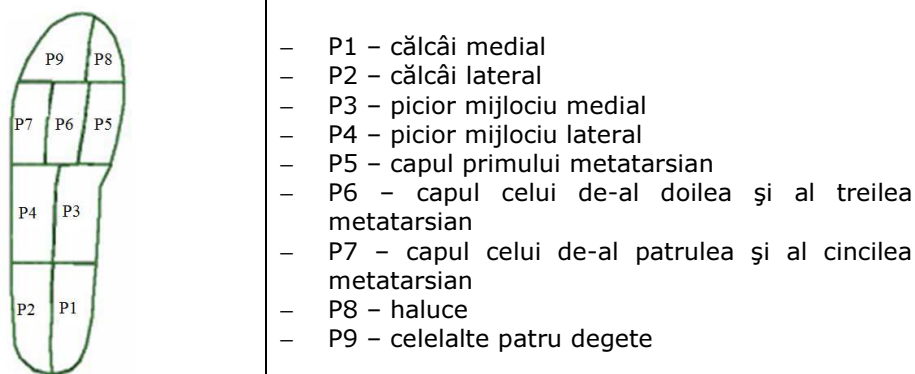


Figura 3.31. Suprafețele în care a fost împărțită talpa piciorului (exemplu piciorul stâng)

Fiind un studiu de validare a algoritmului de calcul, s-au realizat înregistrări pe un singur subiect sănătos (vârsta 22 ani, înălțimea 182 cm, greutate 83 Kg), fără afecțiuni cunoscute ale aparatului locomotor, utilizând echipamentul Zebris FDM din Laboratorul de Analiza mișcării al Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea Politehnică din Timișoara.

Deoarece sistemul de măsurare Zebris FDM nu permite determinarea reacțiunii solului în funcție de zona de contact a tălpii cu suprafața de sprijin a fost necesară utilizarea unui alt software, cu facilități de calcul matematic. Astfel s-a optat pentru programul Matlab deoarece conține facilități ce permit prelucrarea datelor în scopul dorit. Pe baza datelor înregistrate s-a dorit determinarea variației reacțiunii plantare pentru cele nouă suprafețe (figura 3.32) în care a fost împărțită talpa piciorului.

Pentru a realiza acest lucru, datele înregistrate cu echipamentul Zebris FDM au fost exportate într-un fișier text, acest lucru fiind permis de aplicație (software WinFDM). Acest fișier conține date referitoare la tot ciclul de mers înregistrat. Pentru analiza propusă au fost extrase doar datele referitoare la faza de sprijin.

Înregistrările s-au efectuat cu o frecvență de citire a datelor de 100 Hz. Astfel s-au extras datele referitoare la faza de sprijin a fiecărui picior. Pentru verificarea algoritmului s-au prelucrat doar datele pentru piciorul stâng. S-au selectat 3 cicluri de mers valide (corespunzătoare pentru 3 faze de sprijin). Înregistrările corespunzătoare celor 3 cicluri valide au fost mediate, astfel că, pentru piciorul stâng, fișierul nou obținut conține 121 de secvențe a câte 208x56 valori corespunzând răspunsului fiecărui senzor al platformei.

Pentru a nu exista dificultăți la importarea datelor în matlab, s-a optat pentru salvarea acestora în format csv (*comma-separated values*). În continuare s-a elaborat un program în Matlab care a permis ca pentru fiecare suprafață a tălpii (P1-P9) să se obțină un vector cu 120 elemente, reprezentând variația în timp a reacțiunii plantare. În figura 3.30 se pot observa reprezentările grafice ale variațiilor reacțiunii plantare pentru fiecare suprafață definită. Valorile reacțiunilor sunt prezentate

în

Anexa

3.7.

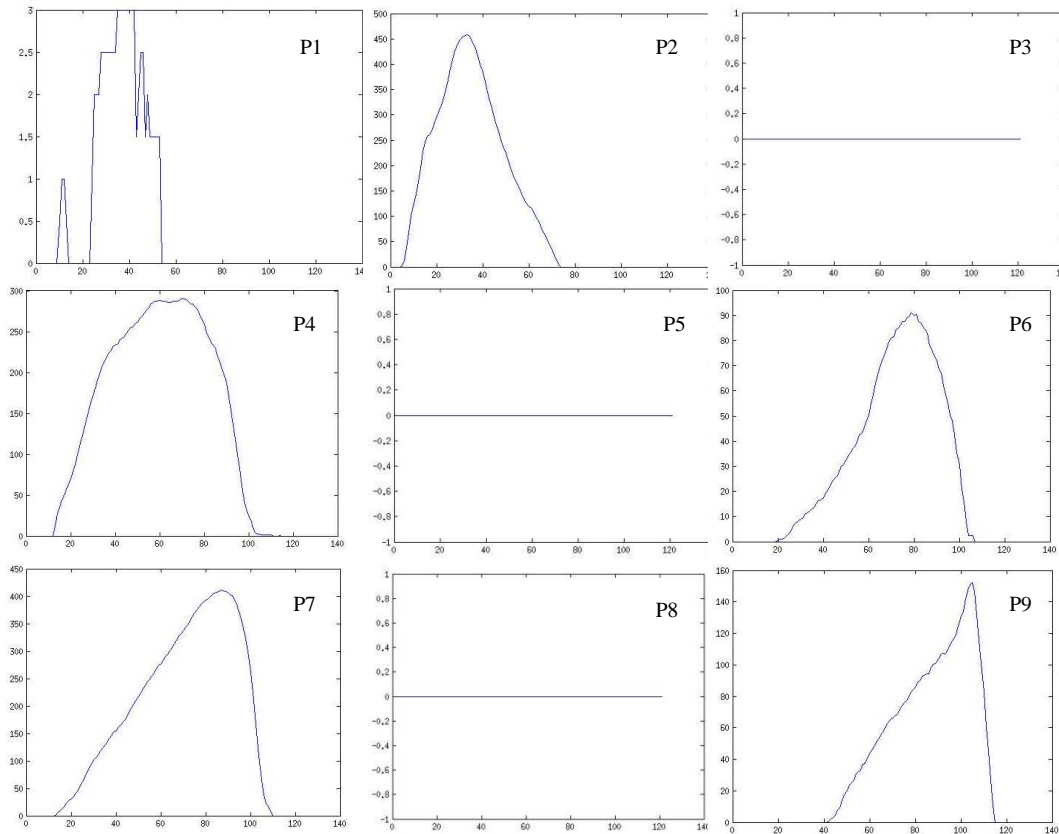
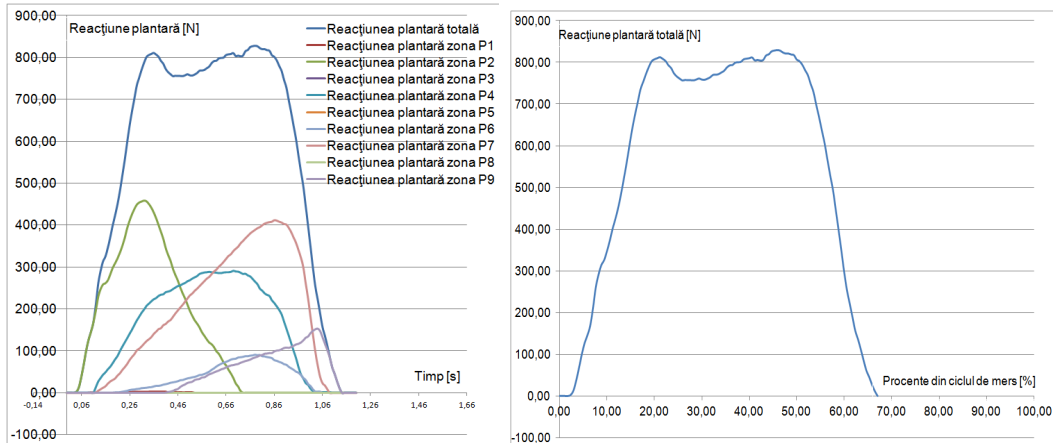


Figura 3.32. Reacțiunea solului pentru fiecare zonă de interes

Analizând valorile reacțiunilor obținute pentru cele 9 regiuni plantare (P1-P9) (Anexa 3.7) se observă că valorile reacțiunilor în zonele P3 (picior mijlociu medial), P5 (capul primului metatarsian) și P8 (haluce) sunt nule, ceea ce arată că subiectul studiat nu are platfus, are tendința de a călca mai mult pe regiunile laterale. Observațiile rezultate din analiza distribuției plantare a subiectului investigat au condus la recomandarea efectuării unei investigații clinice de medicii specialiști otopezi, care au confirmat rezultatele obținute din înregistrările și procesările realizate în laborator.

Pentru verificarea rezultatelor obținute s-a calculat și reacțiunea plantară totală și s-au reprezentat toate curbele de variație ale reacțiunilor pe același grafic, astfel încât să se poată observa modul în care intervine fiecare componentă și momentul când acționează acestea (figura 3.33). În figura 3.33.a, graficele reacțiunilor plantare au fost reprezentate pentru 1.66 sec, ceea ce reprezintă durata ciclului de mers (Anexa 3.8. Rezultate extrase din raportul generat de software-ul WinFDM, Figura 3. Parametrii spațio-temporali ai mersului).



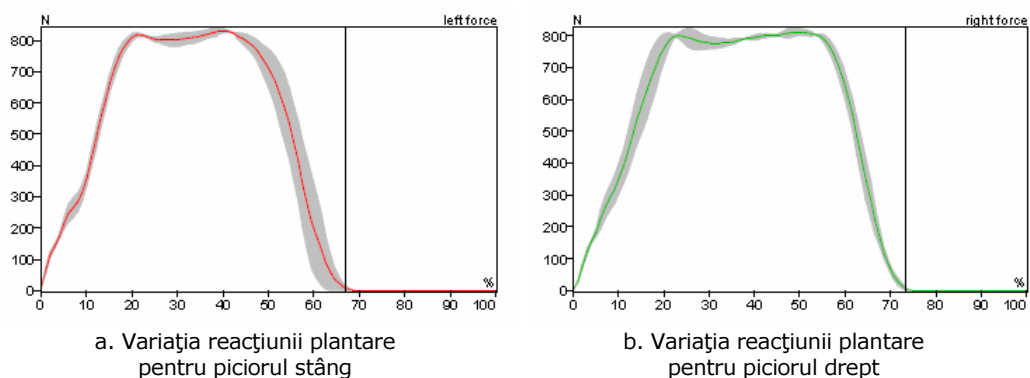
a. Reacțiunea plantară totală și reacțiunile celor nouă regiuni plantare reprezentate în raport cu timpul

b. Reacțiunea plantară totală reprezentată normalizat în raport cu ciclul de mers

Figura 3.33. Reacțiunea plantară totală și reacțiunile celor nouă regiuni plantare

În timpul mersului normal, reacțiunea solului se modifică în timpul ciclului de mers, similar formei literei "M", așa cum este cunoscut din literatură (Kirtley, 2006). Se pot astfel identifica cele două vârfuri: reacțiunea solului este de 811.5 N, depășind greutatea corpului, în sprijinul inițial și reacțiunea solului este de 828.5 N, depășind greutatea corpului la sfârșitul perioadei de sprijin, precum și poziția de minim de 756.5 N, care corespunde mijlocului perioadei de sprijin (Anexa 3.7).

Pentru validarea algoritmului propus s-a procedat la o comparație a variației reacțiunii plantare totale (figura 3.33.b), determinată în Matlab cu variația reacțiunii plantare totale determinată cu sistemul de măsurare Zebris FDM (figura 3.34.a). Variațiile forțelor de reacțiune a solului (pentru ambele membre inferioare), rezultate din raportul generat de software-ul WinFDM sunt prezentate în figura 3.34 și Anexa 3.8.



a. Variația reacțiunii plantare pentru piciorul stâng

b. Variația reacțiunii plantare pentru piciorul drept

Figura 3.34. Valorile medii ale reacțiunilor plantare totale înregistrate cu sistemul Zebris

3.3.2. Determinarea deplasărilor și tensiunilor echivalente care apar în endoproteza de gleznă, în timpul unui ciclu de mers, în funcție de reacțiunile plantare regionale

Pentru realizarea analizei cu element finit (realizată în programul ANSYS) s-a proiectat o endoproteză de gleznă după modelul protezei STAR. Aceasta este compusa din 3 componente: componenta tibială, meniscul mobil, componenta talară (figura 3.35).

Componenta tibială este implantată de porțiunea de tibiă reconstruită 3D, pe când componenta talară a fost fixată pe un model simplificat pentru talpa piciorului, datorită complexității geometrice care a făcut imposibilă discretizarea (figura 3.36).

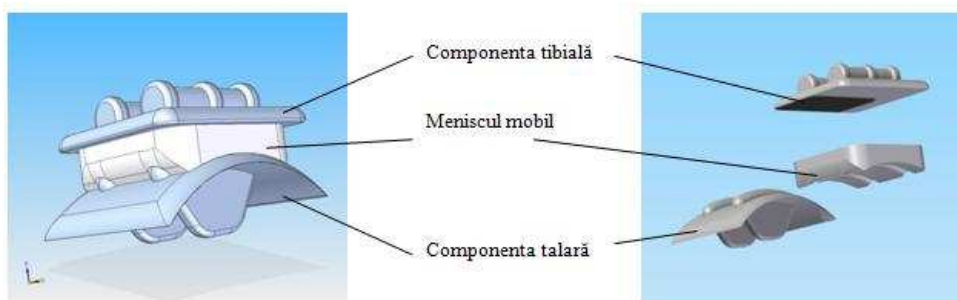


Figura 3.35. Modelul endoprotezei de gleznă

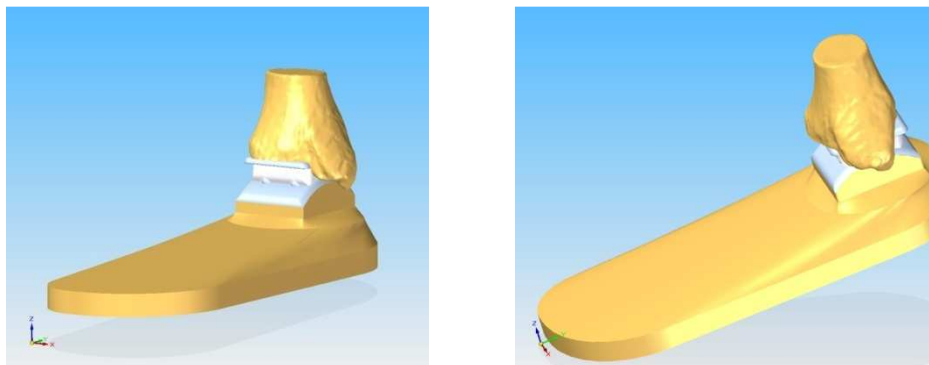


Figura 3.36. Articulația gleznei protezate

Etapele parcurse în cadrul analizei cu element finit sunt:

- Importarea geometriei din programul CAD SolidEdge (figura 3.37);
- Alegerea materialelor, (Toth-Tașcău et al., 2012):
 - Os pentru porțiunea tibială și talpă;
 - Oțel inoxidabil 316L pentru componentele tibială, respectiv talară;
 - Polietilenă de înaltă densitate pentru menisc.
- Stabilirea contactelor între componentele endoprotezei, respectiv între aceasta și talpă, respectiv tibiă;
- Discretizarea modelului, (Toth-Tașcău et al., 2012) (figura 3.38);

3.3. Studiul influenței reacțiunii plantare 137

- Stabilirea condițiilor pe contur. S-a ales ca suport fix tibia, iar talpa piciorului a fost împărțită în cele 9 zone, pe fiecare zonă aplicând o forță variabilă corespunzătoare calculelor efectuate (figura 3.39);
- Alegerea tipurilor de rezultatele: deplasări și tensiuni (tensiunea echivalentă);
- Generarea raportului final, (Toth-Tașcău et al., 2011).

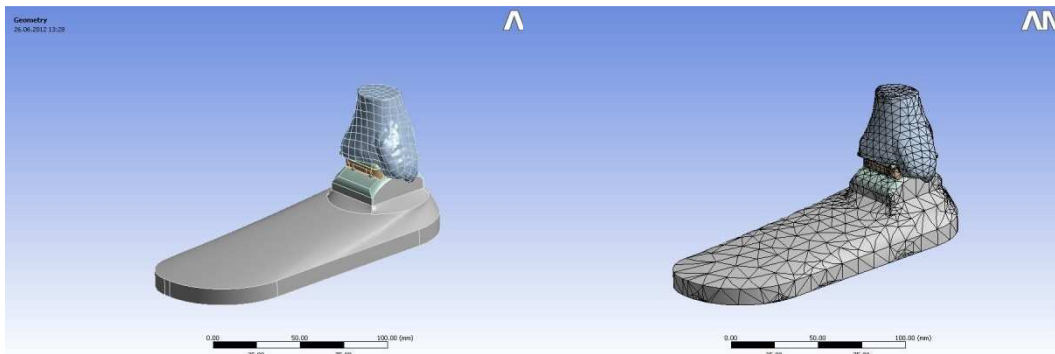
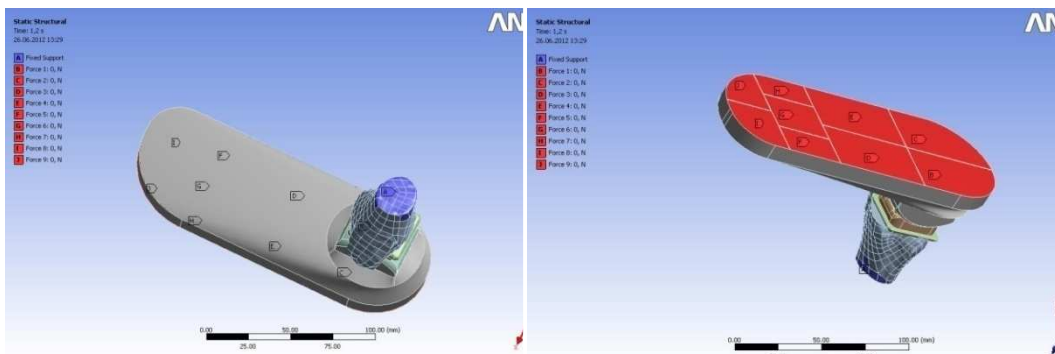


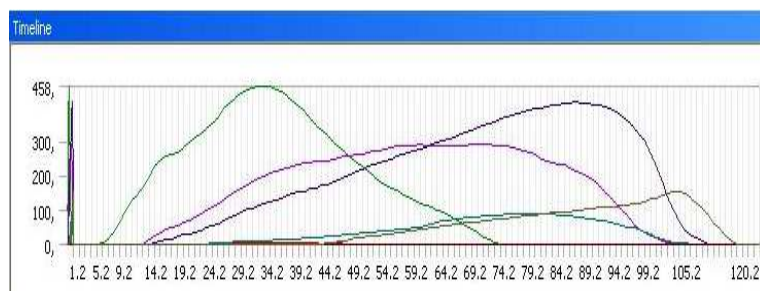
Figura 3.37. Geometria ansamblului protezat importată în ANSYS

Figura 3.38. Discretizarea modelului



a. Suport fix - tibia

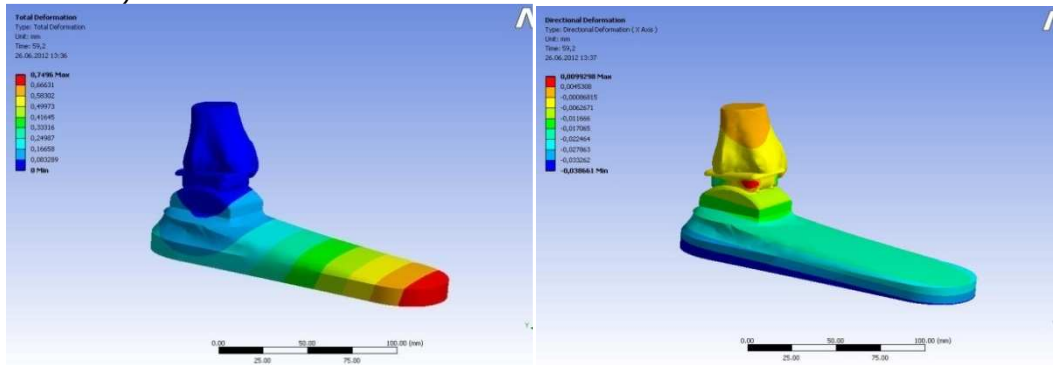
b. Divizarea tălpii în cele 9 regiuni



c. Aplicarea reacțiilor corespunzătoare celor 9 regiuni

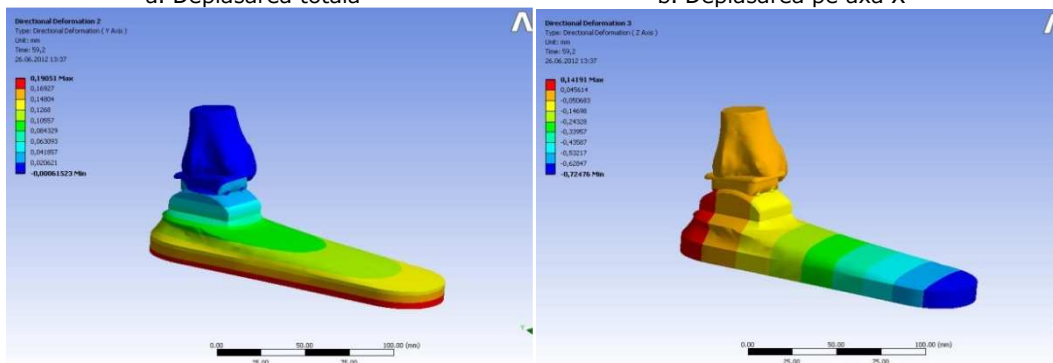
Figura 3.39. Stabilirea condițiilor pe contur

Rezultatele analizei cu element finit s-au obținut atât sub forma grafică (figura 3.40), cât și sub formă numerică (Anexa 3.9: tabelul 1 – deplasări; tabelul 2 – tensiuni).



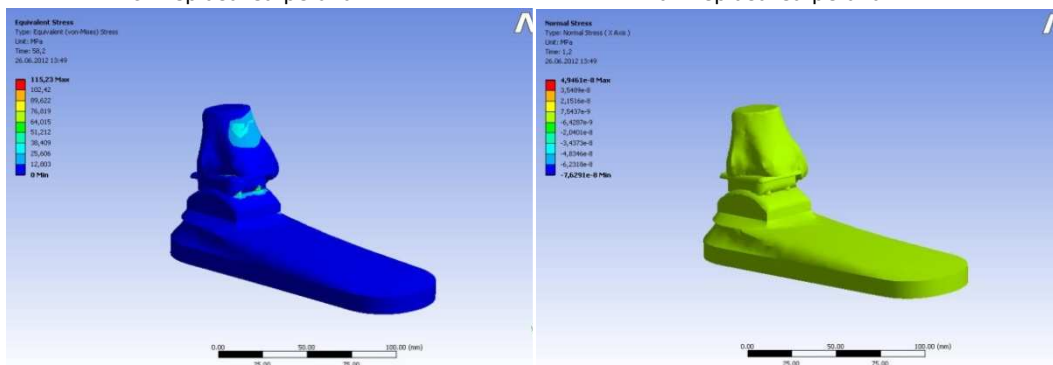
a. Deplasarea totală

b. Deplasarea pe axa X



c. Deplasarea pe axa Y

d. Deplasarea pe axa Z



e. Tensiunea echivalentă

f. Tensiunea normală pe axa X

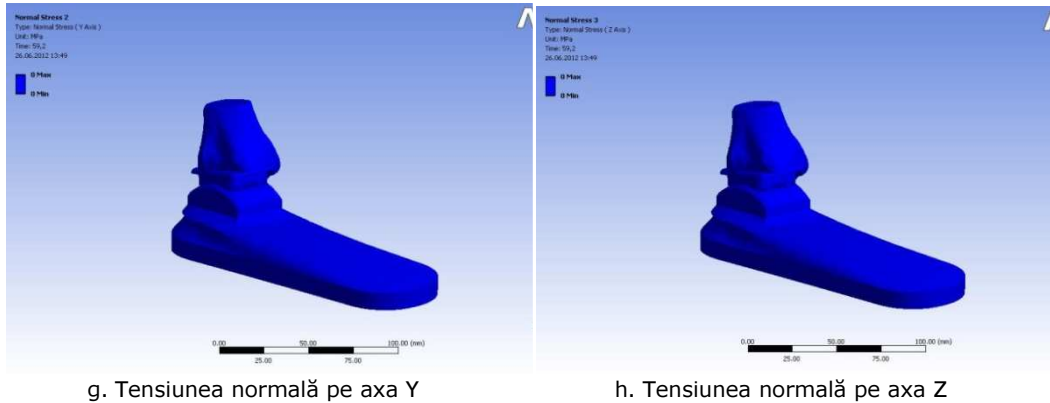


Figura 3.40. Reprezentarea grafică a rezultatelor analizei cu element finit

Având 120 de valori pentru fiecare reacțiune plantară, analiza numerică a impus 120 de iterații. Se observă că deformațiile totale sunt în limită, respectiv față de o încărcare uniformă apar variații diferite față de axele planului XY (figura 3.41).

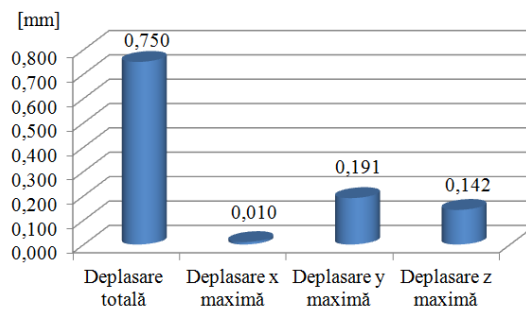


Figura 3.41. Graficul deplasărilor

Același lucru se observă și în cazul tensiunilor determinate (figura 3.42).

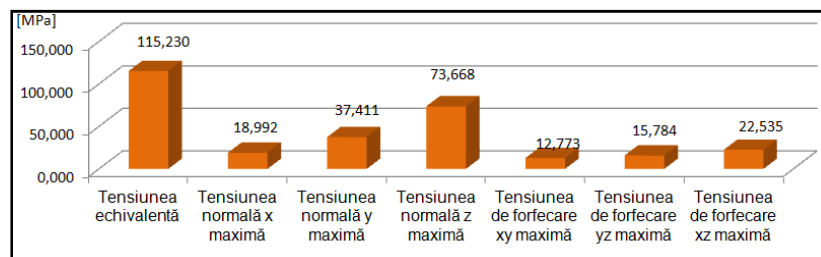


Figura 3.42. Graficul tensiunilor

De asemenea se observă că cea mai solicitată componentă este cea medială (meniscul mobil) care are rolul de a prelua șocurile.

CAPITOLUL 4

STUDIUL EXPERIMENTAL AL DURABILITĂȚII ANSAMBLULUI DISPOZITIV - ENDOPROTEZĂ DE GLEZNĂ

Articulațiile naturale sunt foarte greu de testat în condiții de laborator datorită, pe de o parte anatomiei care presupune forme geometrice complexe și țesutul viu, dar mai ales mișcărilor complexe care au loc în articulații și distribuției sarcinilor (Li et al., 2010). Aceleași dificultăți sunt întâmpinate și în cazul în care se dorește testarea comportamentului biomecanic al unei endoproteze implantate.

În general, îmbunătățirea caracteristicilor unui implant, pe termen lung, are scopul de a proiecta soluții noi constructive pentru a asigura o fixare mai bună a componentelor pe oasele fracturatele sau pe oasele care alcătuiesc articulația, rezistență mecanică corespunzătoare, în general, și la uzură, în special, materiale cu caracteristici îmbunătățite pentru fabricația implanturilor / endoprotezelor, tehnici / proceduri de implantare cât mai puțin invazive, instrumente chirurgicale pentru fixarea precisă a (componentelor) implanturilor / endoprotezelor și metode eficiente de recuperare post-operatorie.

Proiectarea endoprotezelor și alegerea materialelor aferente influențează întotdeauna performanța funcționării și durabilitatea pe termen lung a acestora. Uzura unei endoproteze este o problemă clinică importantă, uzura suprafețelor de contact ale componentelor fiind responsabilă pentru existența particulelor de uzură (wear debris), care pot provoca o reacții adverse ale țesuturilor, ceea ce poate conduce la desprinderea implantului (Galanis & Manolagos, 2011).

Deși artroplastia totală a șoldului și genunchiului se bucură de un mare succes în intervențiile chirurgicale ortopedice, există totuși anumite limitări. În prezent, limitarea principală în funcționarea pe termen lung a acestor proteze este unanim considerată ca fiind uzura materialului polimeric, din care este fabricată una din componentele endoprotezei. În interiorul corpului uman (sau animal), particulele polimerice rezultate din cauza uzurii determină o serie de reacții negative, care constau în inflamarea (infecția) și distrugerea osului, astfel că, în cele din urmă rezultă ca necesară revizia endoprotezei.

Pentru creșterea duratei de viață a implanturilor/endoprotezeor, cercetările recente sunt orientate spre simularea (reproducerea) în laborator a condițiilor naturale. Dacă situația *in vivo* poate fi reprodusă *in vitro*, se pot realiza teste pentru îmbunătățirea performanței biomaterialelor utilizate cu un grad ridicat de încredere. O astfel de platformă a fost realizată în School of Mechanical and Systems Engineering din Newcastle University folosind finanțare NC3Rs/LASA (Joyce, 2007). Lubrifianțul specific utilizat în testarea uzurii materialelor folosite pentru fabricația implantelor ortopedice este serul bovin diluat, sau serul de vițel nou-născut. Beneficiul major al acestui proiect a constat în conceperea unui nou material, artificial, cu proprietăți similare celui animal.

Astfel, pentru verificarea respectării caracteristicilor impuse implanturilor/endoprotezelor în vederea îndeplinirii cerințelor specifice, respectiv pentru validarea noilor modele, sunt necesare mai multe studii preclinice. Din punct de vedere biomecanic, cele mai importante teste sunt cele care se referă la materialul și la design-ul implantului/endoprotezei ca ansamblu sau doar la nivel de

componente, dar și la comportamentul biomecanic în regim dinamic de funcționare, pentru evaluarea durabilității pe termen lung a articulațiilor artificiale.

Succesul pe termen lung al endoprotezelor de gleznă depinde de interacțiunea dintre design-ul endoprotezei și complexitatea mișcărilor din articulația gleznei. Primele modele de endoproteze de gleznă au eșuat datorită constrângerilor excesive sau durabilității insuficiente a materialului, ceea ce a condus la instabilitatea și uzura endoprotezei. Astfel, principalele teste pre-clinice de evaluare a performanțelor endoprotezei pe termen lung urmăresc determinarea caracteristicilor la oboseală și uzură (Postak et al.-2, 2012).

Înainte de testele in vivo se procedează la o evaluare experimentală a comportamentului biomecanic al implanturilor ortopedice constă în testarea acestora în laborator. Setarea experimentelor se bazează pe următoarele aspecte:

- tipul implantului (rolul funcțional, locul implantat, procedura de implantare);
- materialele din care sunt fabricate implanturile, respectiv componentele acestora;
- solicitările fiziologice la care este supus segmentul anatomic natural;
- rezultatele unei simulări teoretice de predicție a comportamentului biomecanic;
- aparatura de testare disponibilă în laborator;
- standardele în vigoare.

4.1. Reglementări privind încercările mecanice ale endoprotezelor

Încercările mecanice la care sunt supuse implanturile/endoprotezele sau componentele acestora sunt diverse. În general, toate dispozitivele medicale plasate în interiorul corpului uman necesită să fie supuse la încercări de rezistență mecanică, teste de oboseală și de uzură, precum și la teste de caracterizare statică în funcție de tipul implantului/protezei și de solicitările fiziologice la care sunt supuse acestea (Bugariu, 2012). Încercările mecanice la care sunt supuse implanturile/protezele se realizează conform recomandărilor FDA, respectiv standardelor ISO și ASTM.

Food and Drug Administration (FDA) este o agenție a Departamentului de Sănătate și Servicii Umane din Statele Unite, responsabilă pentru protejerea sănătății publice prin reglementarea și supravegherea mai multor domenii de activitate, inclusiv producția, certificarea și supravegherea pieței dispozitivelor medicale. FDA elaborează documente (ghiduri) în care prezintă anumite recomandări referitoare la testarea implanturilor/protezelor ortopedice (Bugariu, 2012).

Conform FDA, definiția endoprotezei de gleznă este: „*An ankle joint metal/polymer non-constrained uncemented prosthesis is a device intended to be implanted to replace an ankle joint. The device limits minimally (less than normal anatomic constraints) translation in one or more planes. It has no linkage across-the-joint. This generic type of device includes prostheses that have a tibial component made of alloys, such as cobalt-chromium-molybdenum, and a talar component made of ultra-high molecular weight polyethylene.*”

Din analiza documentelor FDA care au statut de ghid în domeniul dispozitivelor medicale, se pot menționa următoarele documente:

- ghiduri generale:
 - o *Design Control Guidance for Medical Device Manufacturers* (FDA, 1997);

142 Studiul experimental al durabilității ansamblului dispozitiv - endoproteză

- o Draft Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff. Applying Human Factors and Usability Engineering to Optimize Medical Device Design (FDA, 2011);
- ghiduri specific:
 - o Class II Special Controls Guidance Document: Knee Joint Patellofemoral and Femoral Tibial Metal/Polymer Porous-Coated Uncemented Prostheses; Guidance for Industry and FDA (FDA-1, 2002);
 - o Class II Special Controls Guidance Document: Hip Joint Metal/Polymer Constrained Cemented or Uncemented Prosthesis; Guidance for Industry and FDA (FDA-2, 2002).

Dintre standardele de testare a endoprotezelor pentru articulațiile membrului inferior elaborate de **International Organization for Standardization (ISO)** pot fi menționate cele două familii, referitoare la endoprotezele de șold și de genunchi (ISO. TC 150/SC 4):

- ISO 7206 Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses;
- ISO 7207 Implants for surgery -- Components for partial and total knee joint prostheses;
- ISO 14242 Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses;
- ISO 14243 Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses;

Încercările descrise în standardul ISO 10328:2006 *Prosthetics -- Structural testing of lower-limb prostheses -- Requirements and test methods* se aplică anumitor tipuri de proteze: proteza pentru dezarticulație de gleznă, proteza transtibială (sub genunchi), proteza pentru dezarticulație de genunchi și transfemurală (deasupra genunchiului), proteza de coapsă, proteza de șold și proteza de bazin pentru hemipelvectomie.

Standardul ISO 10328:2006 *Prosthetics -- Structural testing of lower-limb prostheses -- Requirements and test methods* specifică procedurile pentru testele de rezistență statică și ciclice la care trebuie supuse proteze de membru inferior. În majoritatea cazurilor (cu o singură excepție), încărcări compuse sunt produse prin aplicarea unei singure forțe. Solicitățile combinate ce apar în proba de testare se referă la valorile de vârf ale componentelor de încărcare care în mod normal apar la momente diferite în timpul fazei de sprijin a ciclului de mers (ISO 10328:2006).

Încercările descrise în standardul ISO 10328:2005 cuprind (ISO 10328:2006):

- principalele teste statice și ciclice pentru toate componentele;
- test static la torsiune pentru toate componentele;
- teste statice și teste ciclice pentru dispozitivele gleznă-picior, ca ansamblu sau pentru componente individuale;
- test static pentru rezistența admisibilă corespunzător flexiei maxime a genunchiului pentru toate protezele (sau componente ale protezelor) care permit mișcarea de flexie în articulația genunchiului;
- testele statice și teste ciclice pentru toate mecanismele care realizează blocarea articulației genunchiului în poziție extinsă (proteza ca ansamblu sau componente individuale).

Standardul ISO 22675:2006 *Prosthetics -- Testing of ankle-foot devices and foot units -- Requirements and test methods* specifică o procedură de încercare ciclică pentru dispozitivele gleznă-picior și partea corespunzătoare piciorului a protezelor externe de membru inferior (element-picior). Procedura de testare impune condiții reale de solicitare corespunzătoare fazei de sprijin a ciclului de mers (de la contactul inițial, până la sprijinul terminal), care sunt relevante pentru verificarea cerințelor de performanță, cum ar fi rezistența și durabilitatea (ISO 22675:2006).

De asemenea, standardul ISO 22675:2006 prevede o procedură de încercare statică ce constă într-o încercare statică a rezistenței admisibile. Procedura de testare este caracterizată prin potențialul de a genera forțele de reacțiune a solului ce acționează asupra călcâiului și antepiciorului conforme cu cele care apar în momentele de încărcare maximă în timpul încercării ciclice.

Dintre standardele American Society for Testing and Materials (ASTM) referitoare la endoproteze pot fi menționate următoarele:

- ASTM F732-00(2011) *Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses* descrie o metodă de laborator pentru evaluarea proprietăților de uzură a combinațiilor de materiale utilizate pentru protezele totale.
- ASTM F2665-09 *Standard Specification for Total Ankle Replacement Prosthesis* se referă la protezele totale de gleznă (TAR), cu două componente (talară și tibială), care permit o dorsiflexie de minim de 15 ° și o flexie plantară între 15 și 25 °. Standardul se referă la componentele protezelor primare și de revizie, cu structură modulară și ne-modulară, componente cu modele purtătoare fixe sau mobile, precum și componente pentru utilizare cimentată și / sau necimentată. Specificațiile acestui standard furnizează precizări de bază referitoare la material și la geometria protezei (ASTM F2665-09).
- F0763-04 Practice for Short-Term Screening of Implant Materials.
- F1801-97R04 Practice for Corrosion Fatigue Testing of Metallic Implant Materials.
- F2068-03 Specification for Femoral Prostheses\Metallic Implants.
- F 732, Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses.

Din analiza reglementărilor și standardelor referitoare la endoprotezele de gleznă se pot menționa următoarele concluzii:

- majoritatea standardelor au caracter general;
- există standarde de încercare pentru endoprotezele de șold și de genunchi;
- există un singur standard ASTM F2665-09 *Standard Specification for Total Ankle Replacement Prosthesis* dedicat endoprotezelor de gleznă, care se referă la material și la geometria protezei, și nu la încărcări.

Având în vedere cele constatate și menționate mai sus, stabilirea cerințelor/condițiilor de încercare se va face prin analogie cu cerințele/condițiile de încercare specificate pentru endoprotezele de șold și de genunchi, respectiv partea corespunzătoare glenei de la protezele externe de membru inferior.

Un aspect important de subliniat se referă la efortul de a asigura condiții realiste de încercare, corespunzătoare fazei de sprijin a ciclului de mers.

4.2. Principalele tipuri de încercări la care sunt supuse implanturile și endoprotezele

În general, încercările dispozitivelor medicale pot fi grupate astfel:

- Încercări de material;
- Încercări de design:
 - Componente – individual;
 - Ansamblu endoproteză;
 - Endoproteză implantată în os (artificial) – in vitro;
 - Endoproteză implantată în os natural – in vivo.

Încercările la care sunt supuse de obicei implanturile și endoprotezele sunt diverse. Dintre cele mai importante pot fi menționate următoarele (Lab.Biomec, 2012):

- Analiza stabilității primare;
- Investigarea comportamentului la uzură;
- Determinarea uzurii (balanța analitică - gravimetrie ISO 14243, mașini de măsurat în coordonate - scanare);
- Analiza frecării din articulațiile artificiale;
- Testarea la oboseală a componentelor articulațiilor artificiale;
- Analiza eșecului implanturilor;
- Expertiza calitativă a implanturilor prin microscopie electronica de baleiaj (Scanning Electron Microscopy SEM) și dispersie de energie de raze X (Energy Dispersive X-ray EDX).

4.2.1. Analiza stabilității primare (Lab.Biomec, 2012), (Prendergast et al., 1989)

Indiferent de tipul endoprotezei (șold, genunchi, gleznă, umăr, cot, etc.) există mai multe modele diferite folosite în practica clinică sau în faza de studiu în vederea certificării. Stabilitatea primară a unei endoproteze se asigură intraoperator, de obicei prin cimentare. Din punctul de vedere al cimentării suprafețelor care asigură interfața os-endoproteză, pot fi considerate două categorii: endoproteze cimentate și ne-cimentate.

Prin cimentarea stem-ului componentei metalice, spațiul dintre endoproteză și suprafața internă a osului este umplut complet, asigurând astfel o poziționare care îndeplinește atât condițiile de formă, cât și prin frecare (interblocare). În cazul asigurării stabilității prin cimentare, o eventuală revizie este mult mai dificil de realizat decât în cazul explantării endoprotezeilor necimentate.

De obicei, endoprotezele ne-cimentate nu asigură o poziționare perfectă din faza de implantare. Stabilitatea primară se realizează prin frecarea dintre stem-ul endoprotezei și os, determinată de contactul mecanic dintre asperitățile suprafețelor interfeței os-endoproteză. În acest caz, stabilitatea endoprotezei se realizează în timp (stabilitate secundară), prin aderarea (creșterea) osului la suprafața metalică a implantului. Noțiunea de stabilitate secundară a fost introdusă de R.Hiskes, P. Strens, W. Vroemen, T.J. Slooff în lucrarea Secondary stability and relative motions in femoral re-surfacing prostheses din Journal of Orthopedic Research (Prendergast et al., 1989).

4.2.2. Investigarea comportamentului la uzură (Lab.Biomec, 2012)

Investigarea comportamentului la uzură a endoprotezelor se realizează în conformitate cu standardele de testare elaborate de International Organization for Standardization:

- Testarea endoprotezelor de genunchi:
 - o ISO 14243-1:2009 - *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test* specifică mișcarea flexie / extensie între componente, modelul forței aplicate, viteza și durata de testare, exemplu de configurare și mediul de

- testare care urmează să fie utilizate pentru testarea la uzură a endoprotezelor de genunchi în mașini de testare cu control în sarcină (ISO 14243-1:2009).
- ISO 14243-2:2009 - *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement* specifică o metodă de evaluare a uzurii componentei tibiale a endoprotezelor de genunchi folosind tehnica gravimetrică pentru componentele testate în conformitate cu standardul ISO 14243-1 (ISO 14243-2:2009)
 - ISO 14243-3:2004 - *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 3: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test* specifică mișcarea relativă dintre componentele endoprotezei, modelul forței aplicate, viteza și durata de testare, exemplu de configurare și mediul de testare care urmează să fie utilizate pentru testarea la uzură a endoprotezelor totale de genunchi în mașini de testare cu controlul sarcinii axiale, controlul mișcării de flexie – extensie, controlul deplasării AP și controlul de rotației tibiale (ISO 14243-3:2009).
- Testarea endoprotezelor de șold:
- ISO 14242-1:2012 - *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test* specifică mișcarea flexie / extensie între componente, modelul forței aplicate, viteza și durata de testare, exemplu de configurare și mediul de testare care urmează să fie utilizate pentru testarea la uzură a endoprotezelor totale de șold (ISO 14242-1:2012).
 - ISO 14242-2:2000 - *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement* (ISO 14242-2:2000).
 - ISO 14242-3:2009 - *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 3: Loading and displacement parameters for orbital bearing type wear testing machines and corresponding environmental conditions for test* specifică mișcarea relativă dintre componentele endoprotezei, modelul forței aplicate, viteza și durata de testare, exemplu de configurare și mediul de testare care urmează să fie utilizate pentru testarea la uzură a endoprotezelor totale de șold (ISO 14242-3:2009).

Pentru investigarea comportamentului la uzură sunt folosite, de obicei, mașini servo-hidraulice de testare cu dispozitive speciale pentru simularea cinematicii și dinamicii articulației naturale. Aceste simulatoare reproduc mișcările fiziologice (spre exemplu flexie-extensie, abducție-adducție, rotație internă–externă pentru articulația șoldului) și reacțiunile din articulație. Pentru a simula mersul normal sistemul trebuie să respecte cerințele din standardele de testare (de exemplu, ISO 14242-1 sau ISO 14243-1), sau să fie definite pattern-uri de mișcare (chiar personalizate).

Componentele endoprotezei sunt fixate în simulator, într-o incintă specială pentru a evita contaminarea, respectiv pentru asigurarea mediului fiziologic controlat: ser de vițel cu aditivi antibacterieni cu rol de lubrifiant încălzit la 37 °C. În timpul simulării, valoarea pH-ului și concentrației de proteine din lubrifiant sunt monitorizate. De obicei, endoprotezele de șold și de genunchi sunt solicitate la 500.000 de cicluri (reprezentând 500.000 pași) la o frecvență de 1 Hz, după care se schimbă lubrifiantul. Testarea se încheie după 5 milioane de cicluri, ceea ce reprezintă o durată in vivo de aproximativ trei ani.

Uzura se determină prin metoda gravimetrică, cu balanța analitică conform ISO 14243 sau prin scanare, folosind mașini de măsurat în coordonate.

4.2.3. Testarea la oboseală a componentelor articulațiilor artificiale

Testele de oboseală sunt efectuate pentru articulații artificiale de șold, în conformitate cu standardul ISO 7206-4. În acest scop, implantul este fixat într-un mediu încorporare. Alinierea implantului se efectuează cu o addcțiune de 10° și o flexie de 9°. O forță sinusoidală oscilantă de 2300 N este aplicată asupra protezei de o mașină de testare servo-hidraulică (MTS Minibionix). Frecvența de testare, în conformitate cu standardul ISO 7206-4 este între 4Hz și 30Hz. Implantul trebuie să reziste 5 milioane de cicluri de încărcare (ISO 7206). Opțional, testul poate fi efectuat în soluție de clorură de sodiu la 37 ° C (Lab.Biomec, 2012).

4.3. Conceperea dispozitivului și verificarea duranței acestuia

Dispozitivul are ca scop generarea asupra unei proteze de gleznă a unei mișcări de oscilație asemănătoare cu cea a articulației umane în timpul mersului. Activarea dispozitivului se va face cu ajutorul unei mașini dinamice de încercat. Astfel, printr-un mecanism camă-tachet, dispozitivul preia mișcarea de translație pe verticală a mașinii și o transformă în mișcare de rotație oscilatorie. Fixarea protezei în dispozitiv respectiv prinderea dispozitivului pe mașina de încercat reprezintă soluții originale ale prezentei lucrări de doctorat.

4.3.1 Designul profilului camei

În vederea realizării profilului teoretic și mai apoi real al camei, este necesară parcurgerea unui număr de etape, pornind de la cinematica mersului uman și până la faza de scriere a unui program CAM de prelucrare a camei. Totalitatea acestor etape s-a cuprins de o manieră sintetică în figura 4.1.

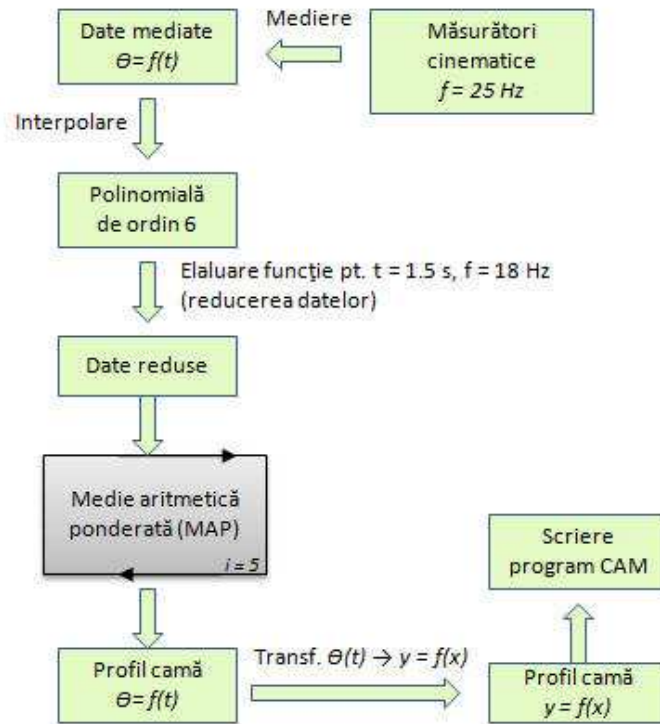


Figura 4.1. Etapele urmate în vederea realizării designului camei

În designul camei s-a pornit de la măsurătorile cinematice ale gleznei umane în mișcarea de dorsiflexie-plantarflexie, în timpul ciclului de mers. Aceste date au fost achiziționate în Laboratorul de analiză a mișcării al UPT, și corespund unei persoane de gen masculin, 45 de ani, clinic sănătoasă. Datele au fost înregistrate cu o frecvență de eșantionare de 25 Hz. În urma efectuării unui număr de 20 de cicluri de mers, datele unghiulare au fost separate și apoi mediate pentru a obține o curbă medie a mișcării de flexie-extensie în gleznă, corespunzătoare unui ciclu de mers.

Pentru realizarea unui profil de camă care să respecte legea de mișcare determinată experimental, nu se pot utiliza în mod direct punctele constitutive ale curbei în vederea programării mașinii CNC de frezat din următoarele rațiuni:

- Neîncadrarea lungimii camei rezultate în cursa maximă a mașinii (± 50 mm);
- Existența pe curba de mișcare a unghiurilor de presiune critice pentru un mecanism camă-tachet;
- Legea de mișcare este de tip $\theta(t)$ iar pentru scrierea unui program CNC de prelucrare a profilului este necesară o lege $y = f(x)$.

Tinând cont de neajunsurile mai sus enumerate s-a trecut la prelucrarea legii de mișcare, conform etapelor din figura 4.1. S-a realizat o interpolare a mediilor punctelor măsurate, s-au redus apoi datele prin aplicarea mediei aritmetice

ponderate, după care s-a realizat transformarea de coordonate. Aceste etape vor fi prezentate detaliat în cele ce urmează.

Interpolarea legii de mișcare s-a realizat cu ajutorul unei funcții polinomiale de ordin 10, utilizând Soft-ul TableCurve. Interpolarea punctelor împreună cu intervalul de confidență sunt prezentate în figura 4.2. Expresia generală a ecuației polinomiale de ordin 10 prezentată în (4.1), iar coeficienții acesteia în tabelul 4.1. Coeficientul de determinare al aproximării este $r^2 = 0.977$.

$$\theta = a + b * t + c * t^2 + d * t^3 + e * t^4 + f * t^5 + g * t^6 + h * t^7 + i * t^8 + j * t^9 + k * t^{10} \quad (4.1)$$

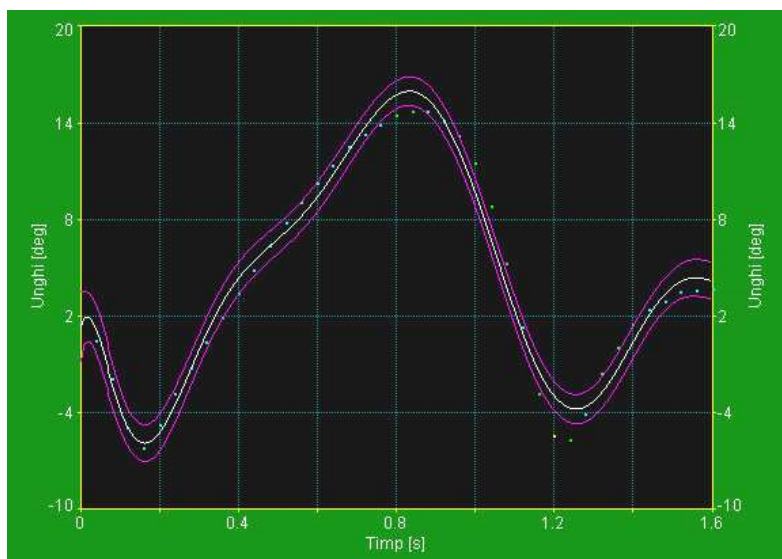


Figura 4.2. Interpolarea curbei flexie-extensie din gleznă

Tabelul 4.1. Coeficienții funcției polinomiale de interpolare

<i>a</i>	1.357272303614845	<i>g</i>	-241267.1418297551
<i>b</i>	78.73246143402804	<i>h</i>	188679.1708205497
<i>c</i>	-2951.90967136005	<i>i</i>	-88712.45890715529
<i>d</i>	24047.76795572618	<i>j</i>	22996.72995876248
<i>e</i>	-90131.38290029922	<i>k</i>	-2525.674471394416
<i>f</i>	189794.6218790222		

4.3.2 Simplificarea legii de mișcare și transformarea acesteia

Identificarea zonelor cu unghiuri de presiune critice

Unghiul de presiune ϕ și unghiul de transmisie μ (complementul celui de presiune) sunt caracteristici constructive esențiale ale unui mecanism camă-tachet deoarece de valorile lor depinde alunecarea tachetului de-a lungul profilului camei. Un unghi de presiune mai mare de $30\text{-}35^\circ$ respectiv un unghi de transmisie mai mic de $70\text{-}65^\circ$ conduc de cele mai multe ori la griparea mecanismului [Norton, 2010]. Unghiul de presiune se definește între normala comună sau axa de transmisie și direcția vectorului viteză a tachetului. Unghiul de transmisie este complementul unghiului de presiune și se definește între tangenta comună a mecanismului și direcția vectorului viteză a tachetului (figura 4.3).

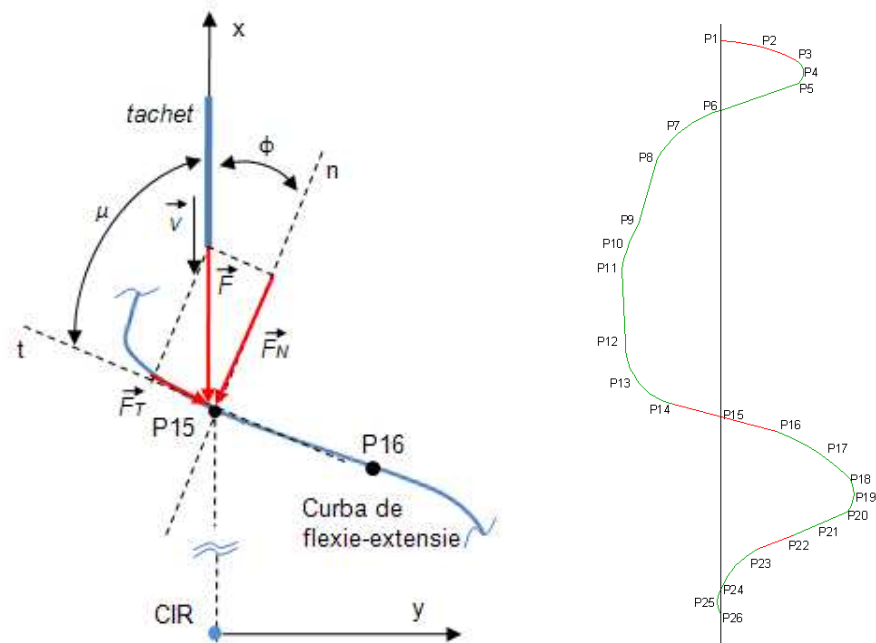


Figura 4.3. Unghiurile critice ale mecanismului camă-tachet

$$\theta' = b + 2c * t + 3d * t^2 + 4e * t^3 + 5f * t^4 + 6g * t^5 + 7h * t^6 + 8i * t^7 + 9j * t^8 + 10k * t^9 \quad (4.2)$$

Prin evaluarea discretă a derivatei funcției de aproximare s-au obținut valorile pantelor dreptelor tangente la profilul camei în tot timpul mișcării. Arctangentele acestor valori reprezintă defapt unghiurile de presiune ale mecanismului camă-tachet. Valorile obținute ne conduc așadar la punctele critice ale curbei, respectiv zonele critice limitrofe acestora.

În figura 4.3 se pot observa arce de cerc respectiv puncte critice (P1, P15, P23) în care valoarea unghiului φ depășește ± 30 de grade. În vederea rezolvării acestei probleme de funcționalitate, se va recurge la modificarea punctelor respectiv a zonelor critice prin netezirea curbei.

Netezirea s-a realizat prin calculul mediei aritmetice ponderate, efectuată în mod iterativ pe eșantionul $\theta(t)$. S-a considerat astfel un factor de pondere de $\frac{1}{4}$ pentru valorile vecine ale valorii considerate de referință, respective un factor de pondere de $\frac{1}{2}$ pentru valoarea de referință (relațiile 3,4,5).

Mediile aritmetice ponderate s-au calculat în interiorul eșantionului $\theta(t)$ prin 5 iterații, rezultând șirul de valori i , prezentat grafic prin MAP5 (figura 4.4). Valorile amplitudinilor maxime s-au redus astfel cu 1.76 grade, de la 15.96° la 14.20° .

$$val_1 = 0.5 * (i_1 + i_2) \quad (4.3)$$

$$val_{2\dots n-1} = 0.25 * i_{n-1} + 0.5 * i_n + 0.25 * i_{n+1} \quad (4.4)$$

$$val_n = 0.5 * (i_{n-1} + i_n) \quad (4.5)$$

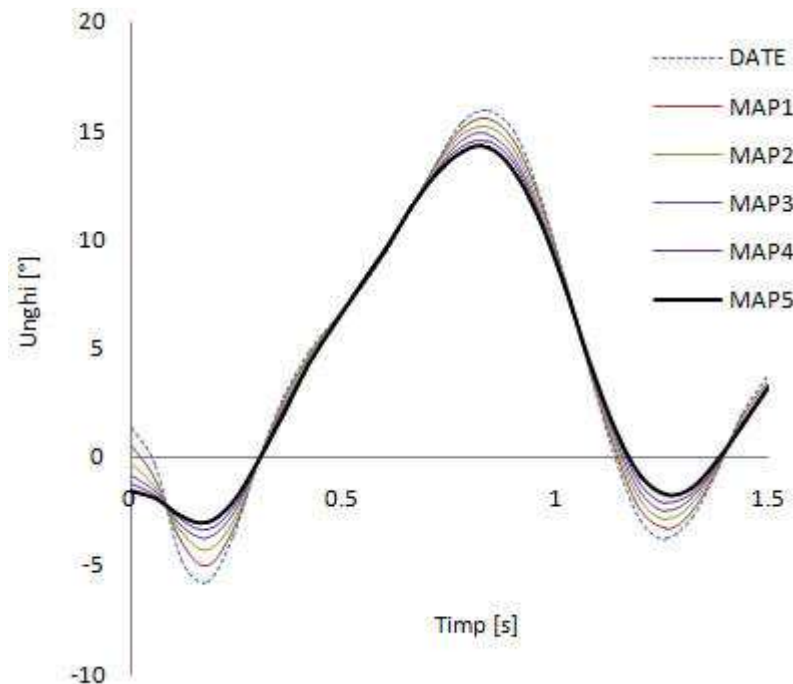


Figura 4.4. Reducerea unghiurilor de presiune ale profilului

Odată cu reducerea amplitudinilor aceasta devine utilizabilă sub forma unui profil de camă. Deoarece profilul unei came se execută pe o mașină de prelucrare CNC, devine necesară transformarea funcției $\theta(t)$ în $y = f(x)$.

În acest sens s-a reprezentat curba profil în poziție verticală, indicându-se pozițiile tachelului în câteva puncte ale camei. Această metodă se numește inversarea mecanismului și constă în atribuirea ambelor poziționări (de translație și rotație) tachelului. Astfel, se pot determina coordonatele carteziene ale punctelor discrete ce aparțin camei (figura 4.5).

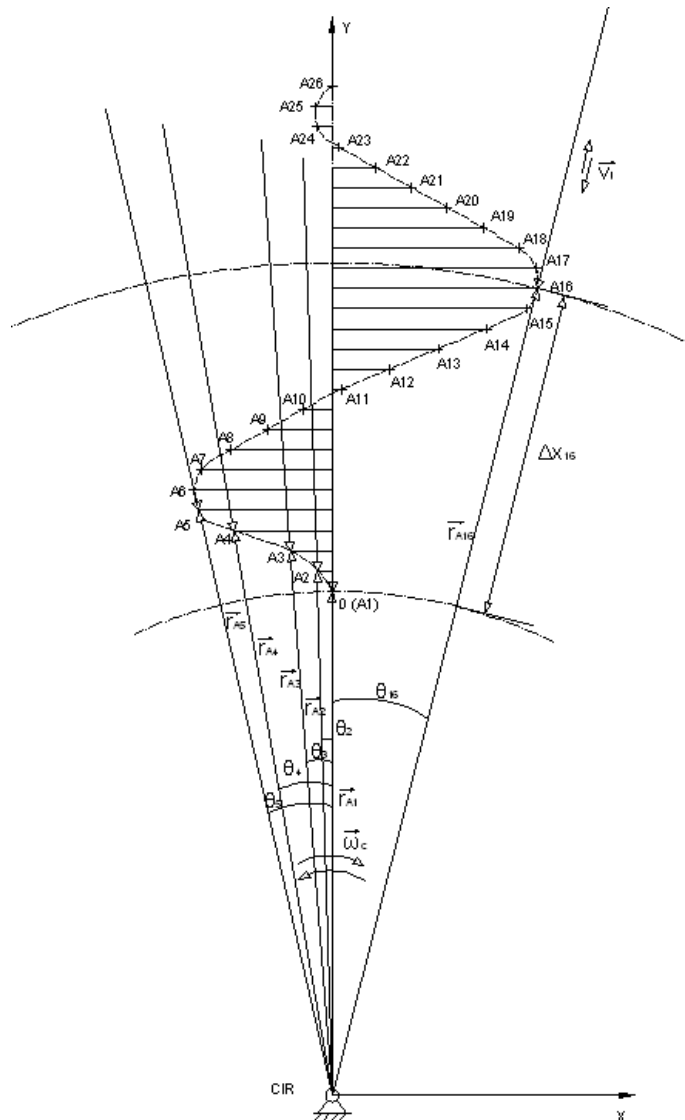


Figura 4.5. Pozițiile succesive ale tachelului pentru punctele A1...A6; A16

152 Studiul experimental al durabilității ansamblului dispozitiv - endoproteză

$\theta_1 \dots \theta_{26}$ - unghiurile descrise de camă, măsurate față de verticală

$\vec{r}_{A1} \dots \vec{r}_{A26}$ - vectorii de poziție ai punctelor componente ale camei

$\Delta x_1 \dots \Delta x_{26}$ - deplasările tacheților de-a lungul razelor.

Deplasarea tachelului în orice punct al camei se poate scrie:

$$\Delta x_k = v_t * \Delta t_k \quad (4.6)$$

În mecanismul camă-tachet, tachelul execută o mișcare de translație pe verticală, cu o viteză impusă de 100 mm/s. Asigurarea acestei viteze, constante pe parcursul testării protezei, s-a făcut prin controlul *în deplasare* al mașinii de încercat, și impunând timpul în care aceasta să parcurgă distanța de-a lungul camei.

Lungimea razei oricărui punct al camei în raport cu CIR se poate scrie:

$$r_k(t) = r_{A1} + \Delta x_k(t) \quad (4.7)$$

Deci coordonatele carteziene ale punctelor care descriu profilul camei se pot determina după cum urmează:

$$x_k = r_k * \sin \theta_k \quad (4.8)$$

$$y_k = r_k * \cos \theta_k \quad (4.9)$$

$$x_k = (r_{A1} + v_t * \Delta t_k) * \sin \theta_k \quad (4.10)$$

$$y_k = (r_{A1} + v_t * \Delta t_k) * \cos \theta_k \quad (4.11)$$

Perechile de coordonate (x, y) sunt prezentate în tabelul 4.2, fiecare dintre acestea purtând denumirea punctului căruia îi aparține.

Tabelul 4.2. Coordonatele carteziene ale punctelor camei

Pct.	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13
x [mm]	0.0	-3.0	-8.3	-19.5	-26.5	-27.5	-26.0	-20.0	-13.0	-5.8	1.8	11.5	21.0
y [mm]	100	104	108	112	116	120	124	128	132	136	140	144	148

<i>A14</i>	<i>A15</i>	<i>A16</i>	<i>A17</i>	<i>A18</i>	<i>A19</i>	<i>A20</i>	<i>A21</i>	<i>A22</i>	<i>A23</i>	<i>A24</i>	<i>A25</i>	<i>A26</i>
30.6	38.6	40.7	40.4	37.0	29.9	22.7	15.6	8.4	1.3	-3.0	-3.3	0
152	156	160	164	168	172	176	180	184	188	192	196	200

Coordonatele obținute reprezintă traiectoria (profilul teoretic) centrului sculei la prelucrarea pe mașini CNC a camei. Detaliile constructive ale dispozitivului de încercat se vor detalia în cele ce urmează.

4.3.3 Modelarea geometrică și construcția dispozitivului

Dispozitivul dezvoltat în partea experimentală a tezei de doctorat are ca scop activarea unei proteze de gleznă, în vederea verificării anduranței acesteia la un număr impus de cicluri de mișcare. Acționarea dispozitivului se va face pe o mașină de încercat, iar principiul de bază al transformării mișcării de translație generată de mașină în mișcare de rotație oscilatorie este acela de acționare tip camă-tachet. Diferența față de mecanismele camă-tachet este aceea că, de această dată mișcarea se transmite de la tachet către camă și nu invers.

Proteza de gleznă care urmează a se fixa atât în cadrul modelului virtual cât și în mod real în vederea testării este aceea prezentată în capitolul 3. Desigur, dispozitivul este conceput să poată integra și alte tipuri de proteze de gleznă, cu condiția modificării câtorva elemente de prindere.

În cele ce urmează se vor prezenta modelele geometrice ale diverselor componente ale dispozitivului, cu indicarea rolului funcțional al fiecăruia.

Componenta principală a dispozitivului o reprezintă cama, deoarece aceasta vine să reproducă mișcarea de flexie-extensie a articulației gleznei. Pe baza designului de profil teoretic al camei (anterior prezentat) s-a construit modelul 3D real al acestia (figura 4.6). Aici se pot observa coordonatele curbei teoretice, care reprezintă traiectoria sculei la frezarea pe mașina CNC.

Cama este compusă din două profile paralele, montate prin intermediul unor distanțiere astfel încât să permită deplasarea tachetului printre acestea. Soluția astfel construită asigură o încărcare simetrică și deci o bună distribuție a solicitărilor pe proteză. Acest subsamblu al dispozitivului mai conține și o tijă de prindere a componentei tibiale a protezei.

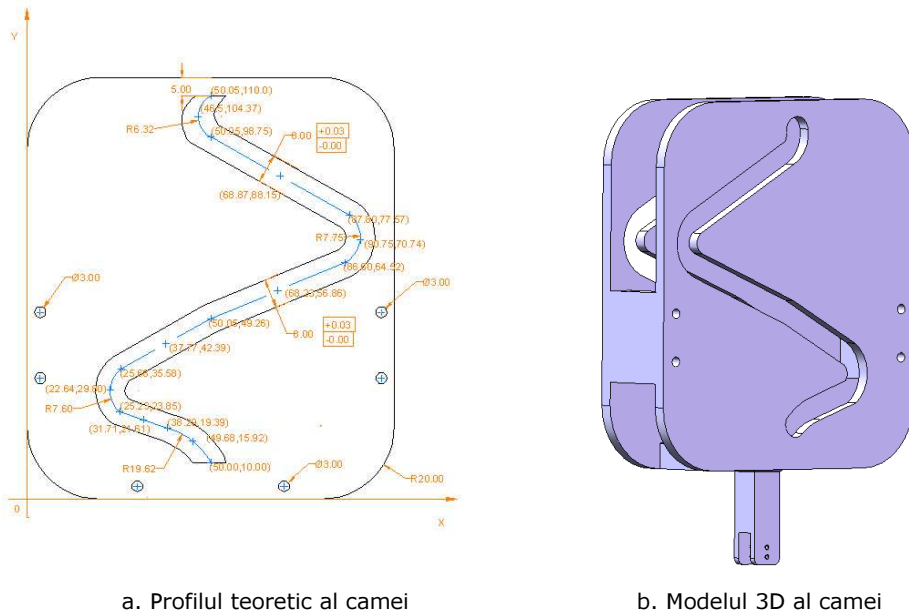


Figura 4.6 Construcția modelului 3D al subansamblului camă

Cel de-al doilea subansamblu funcțional al dispozitivului este tachelul împreună cu bușele de alunecare. Acesta este construit dintr-o tijă calibrată, la capătul căreia este montat un bloc metalic care are prelucrate în mod simetric două axuri orientate perpendicular pe axa tijei (figura 4.7).

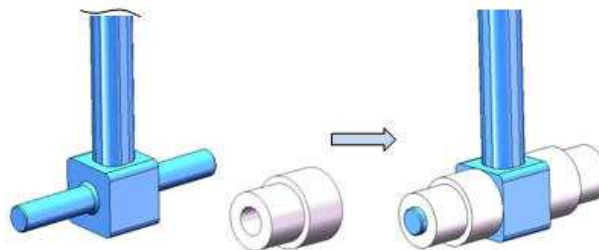
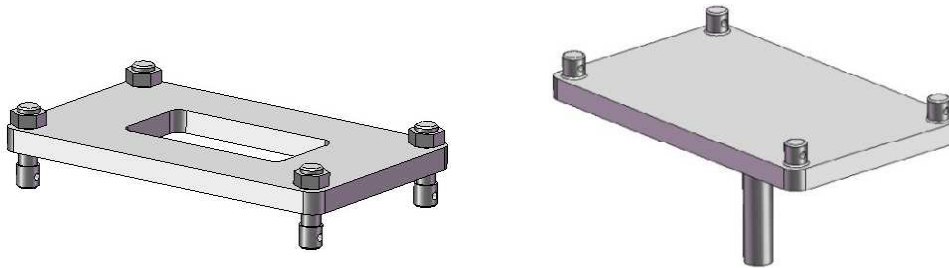


Figura 4.7 Subansamblul tachel al dispozitivului

Bușele de alunecare sunt prevăzute din material plastic și sunt detașabile de pe tachel, în eventualitatea uzării lor în timpul testelor. Montajul cu joc al acestora pe cele două axuri permit transformarea frecării de alunecare la contactul cu cama în frecare de rostogolire la interfața bușă-tachel, reducându-se astfel coeficientul de frecare.

Proteza de gleznă este fixată în interiorul dispozitivului între două plăci rigide de metal (figura 4.8). De asemenea, fiecare dintre cele 2 plăci au câte 4 știfturi de agățare a arcurilor de tracțiune, în vederea pretensionării dispozitivului, (Toader, 2012).



a. Placa superioară

b. Placa inferioară

Figura 4.8 Plăcile de cuprindere ale protezei

Placa inferioară are prevăzută o tijă care se va monta în bacul inferior al mașinii, iar pe suprafața superioară a acesteia se va fixa componenta talară a protezei.

Ansamblul 3D al dispozitivului se poate observa în figura 4.9. Modelele geometrice respectiv ansamblul au fost realizate în SolidWorks 2012. Tot aici, utilizând modulul *motion analysis* s-a realizat simularea mișcării dispozitivului. Pentru aceasta, între profilul camei și tchet s-a declarat o legătură de tip *PathMate*, prin care curbura camei urmărește tchetul.

Mișcările impuse din exterior sunt cele reale, adică doar translația pe 100 mm a tchetului în intervalul orar 0-1 secunde. Mișcările oscilatorii ale camei s-au obținut automat, ceea ce dovedește funcționalitatea mecanismului. Tot în ansamblul 3D, pentru o simulare cât mai exactă a mișcării, s-au definit 4 arcuri de tracțiune care acționează de-a lungul celor 4 știfturi ale plăcilor. În mod virtual, cu ajutorul acestora s-a obținut o pretenționare a protezei cu aproximativ 800N (200N/arc).

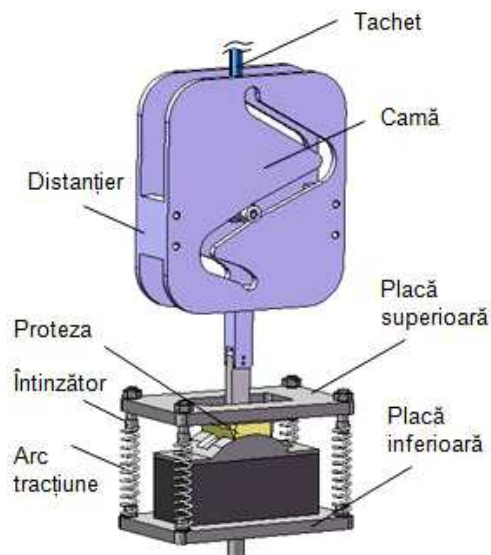


Figura 4.9. Ansamblul dispozitivului de testare a protezei de gleznă

Pe baza modelelor geometrice verificate prin simulare s-au executat componentele dispozitivului și s-au asamblat ulterior. Prelucrările au fost realizate în colaborare cu FIRMA EWR, iar asamblarea acestora s-a realizat integral în cadrul laboratorului CIDUCOS al UPT.

În figura 4.10 sunt prezentate subansamblurile camă și tchet, iar în figura 4.11 sunt prezentate componentele prelucrate ale protezei de gleznă. Materialele utilizate în construcția dispozitivului au fost OL 42 pentru cama și tchet respectiv polietilenă pentru bușele tchetului. Știfturile și șuruburile au fost confecționate din OL37.



a. Ansamblu camă – vedere laterală b. Ansamblu camă – vedere frontală c. Ansamblu tchet frontală

Figura 4.10. Subansamblurile camă și tchet ale dispozitivului

Datorită suprafeței complexe de articulare a protezei, au fost necesare un număr foarte mare de treceri succesive ale sculei în vederea realizării acesteia. Din aceste considerente s-a înlocuit materialul clasic al componentei talare (CoCr) cu aluminiu, iar componenta intermediară a fost executată din polietilenă UHMWPE. S-a considerat că acest lucru nu influențează foarte mult funcționalitatea mecanismului, ci doar uzura componentei intermediare.



Figura 4.11 Componentele prelucrate ale protezei de gleznă

Ansamblul final al dispozitivului este prezentat în figura 4.12. Pretensionarea arcurilor vine să asigure presiunea de contact echivalentă cu aceea generată de masa unei persoane de 80 kg, în regim staționar. Desigur că în timpul mersului apar în mod real forțe dinamice datorate vitezei de deplasare a membrilor inferioare care pot genera presiuni de contact la nivelul talulului cu 30-40 % mai mari decât cele generate de masa statică, dar acestea nu au putut fi asigurate prin intermediul acestui dispozitiv.



a. Dispozitivul asamblat prins pe mașină – vedere frontală



b. Dispozitivul asamblat prins pe mașină – vedere isometrică



c. Dispozitivul montat în recipient

Figura 4.12 Dispozitivul asamblat, fixat pe mașina de încercat

4.3.4 Testarea dispozitivului. Condițiile de testare și rezultatele obținute

Testarea mecanică a avut ca scop verificarea durabilității dispozitivului pe deoparte iar pe de altă parte observarea comportamentului componentei din polietilenă în două medii de lucru. Testul de duranță s-a executat pe mașina de încercat INSTRON 8800 din dotarea Laboratorului CIDUCOS al Facultății de Mecanică, UPT. Această mașină este capabilă să genereze simultan mișcări de translație și rotație, și să citească respectiv să stocheze mărimile caracteristice ale fiecărui test: forța axială, moment de torsiune, deplasare liniară și unghiulară, timp.

În testarea dispozitivului s-au utilizat două probe identice (componente intermediare din UHMWPE), încercate în condiții identice de setare a mașinii dar în medii de lucru diferite. Astfel, *proba 1* a fost supusă frecării uscate iar *proba 2* a fost imersată împreună cu partea inferioară a dispozitivului în soluție Ringer.

Controlul mașinii de încercat se poate realiza fie prin limitarea încărcării, fie prin limitarea deplasării, (Toth-Tașcău et al., 2011). Deoarece dispozitivul creat nu necesită pentru funcționare decât mișcări de translație, motiv pentru care mașina a fost setată doar pentru deplasări liniare. Controlul acestei s-a făcut prin setarea limitelor superioară și inferioară de mișcare la 50 de mm, față de linia de referință

(figura 4.13). A fost impus de asemenea și timpul în care să parcurgă distanța de 100 mm, acela de 1 secundă. Datorită ciclicității necesare a mișcării mecanismului, aceste configurări s-au realizat pe un ciclu de tip sinusoidal, alternant simetric față de poziția considerată de depulsare zero.

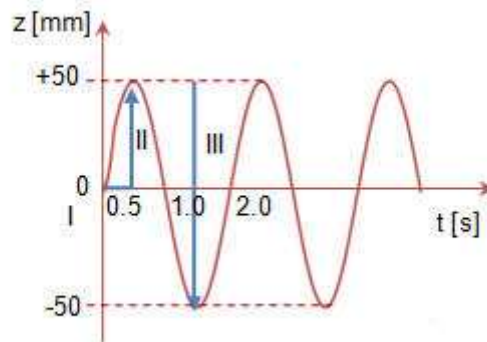


Figura 4.13 Ciclu de încărcare sinusoidal

Verificarea duranței dispozitivului se referă la verificarea bunei funcționalități a acestuia pentru un număr impus de cicluri de mișcare. Fiind un dispozitiv de încercat proteze de gleznă, numărul ciclurilor de mișcare necesare derivă din numărul ciclurilor de mers pe care le parcurge o persoană într-un an de zile. Un studiu realizat pe 33 de persoane (Silva et al., 2002) a arătat că numărul mediu de cicluri de mers pe an este de aproximativ 2 milioane.

În studiul de față s-a considerat că pentru validarea mișcării pe care o execută dispozitivul și duranța acestuia este suficient un număr de 200000 de cicluri, adică 10 % din numărul ciclurilor de mers pentru un an de zile.

Cele 200000 de cicluri s-au realizat cu același dispozitiv dar 2 componente de polietilenă diferite, pentru a putea fi încercate în două medii diferite: un mediu uscat și unul de imersare într-o soluție Ringer.

Astfel în tabelul 4.3 se pot observa condițiile de încercare impuse la testarea *Probei 1* și valorile maxime respectiv minime înregistrate la fiecare testare. S-au realizat 5 teste, fiecare a 10000 de cicluri mașină. Datorită faptului că la fiecare ciclu mașină dispozitivul generează 2 cicluri de mers, numărul necesar pentru a obține cele 100000 de cicluri de mers este de 50000 cicluri mașină. Testarea *Probei 1* s-a făcut în regim uscat, o dată la fiecare oră determinându-se temperatura la care se află componentele metalice, pentru a nu permite urcarea acestora la mai mult de 40-42 de grade. Temperatura s-a determinat pe suprafața componentelor cu ajutorul unui termometru în infraroșu, rezultatul prezentat în tabelul 4.3 reprezentând maximum înregistrat pentru un test.

Condițiile de testare ale *Probei 2* au fost similare din punct de vedere al setărilor de mașină, diferența constând doar în prezența mediului Ringer în care a avut loc alunecarea componentelor protezei (tabelul 4.4). Îmersarea în soluție a dispozitivului s-a făcut până la nivelul planului de separație dintre componenta tibială a protezei și placa superioară a dispozitivului. Prin vasul utilizat s-a prelucrat un orificiu de trecere a tijei de prindere în bacul inferior. Acesta a fost astfel etanșat încât să nu fie necesară completarea cu lichid pe parcursul testării.

Tabelul 4.3. Condiții de testare ale *Probei 1* și valorile maxime/minime de forță

Nr. test	Tip ciclu	Frecvență de mișcare [Hz]	Număr cicluri/zi	Temperatura medie componentă metalică [°C]	Forță maximă [N]	Forță minimă [N]	Mediu
<i>Testul 1</i>	<i>Alternanț simetric</i>	0.5	10000	41	247.14	71.99	<i>uscat</i>
<i>Testul 2</i>	<i>Alternanț simetric</i>	0.5	10000	40	256.00	117.02	<i>uscat</i>
<i>Testul 3</i>	<i>Alternanț simetric</i>	0.5	10000	41	284.30	92.27	<i>uscat</i>
<i>Testul 4</i>	<i>Alternanț simetric</i>	0.5	10000	41	269.15	81.64	<i>uscat</i>
<i>Testul 5</i>	<i>Alternanț simetric</i>	0.5	10000	40	290.49	81.71	<i>uscat</i>

Tabelul 4.4. Condiții de testare ale *Probei 2* și valorile maxime/minime de forță

Nr. test	Tip ciclu	Frecvență de mișcare [Hz]	Număr cicluri/zi	Temperatura medie componentă metalică [°C]	Forță maximă [N]	Forță minimă [N]	Mediu
<i>Testul 1</i>	<i>Alternanț simetric</i>	0.5	10000	36	317.25	109.55	<i>Ringer</i>
<i>Testul 2</i>	<i>Alternanț simetric</i>	0.5	10000	38	285.58	89.01	<i>Ringer</i>

160 Studiul experimental al durabilității ansamblului dispozitiv - endoproteză

Testul 3	Alternanță simetrică	0.5	10000	41	357.79	85.00	Ringer
Testul 4	Alternanță simetrică	0.5	10000	39	311.40	77.32	Ringer
Testul 5	Alternanță simetrică	0.5	10000	40	263.06	97.40	Ringer

În figura 4.14 se poate observa mașina de încercat la tracțiune/compresiune și torsiune în regim dinamic INSTRON 8800 și montajul dispozitivului în bacurile acesteia. Alinierea în bacuri s-a realizat automat, datorită coaxialității constructive a prinderilor dispozitivului. Astfel, bacul superior (cel mobil) activează tachelul în mișcare de translație în timp ce bacul inferior asigură fixarea secțiunii inferioare a dispozitivului.



a. Standul echipamentului INSTRON 8800

b. Dispozitivul montat pe mașină

Figura 4.14 Dispozitivul montat pe mașina de încercat

Pe parcursul testului de duranță, s-au înregistrat următoarele mărimi: forța de reacțiune verticală, momentul de torsiune rezidual, deplasarea liniară a bacului superior, deplasarea unghiulară reziduală și timpul. Prin intermediul acestor

mărimi înregistrate pe tot parcursul testării s-a încercat evidențierea eventualelor modificări funcționale ale mecanismului.

În figura 4.15 și 4.16 se pot observa variațiile forțelor de reacțiune respectiv ale momentelor de torsiune reziduale înregistrate pentru Proba 1, după 100 de cicluri de mișcare respectiv după 100000 de cicluri de mișcare. Aceste variații sunt trasate cu valorile medii înregistrate la respectivele momente ale testării. Selecția datelor în vederea medierii s-a făcut cu ajutorul a 5 eșantioane considerate caracteristice pentru înregistrarea respectivă. Frecvența de eșantionare a datelor măsurate fost de 100Hz.

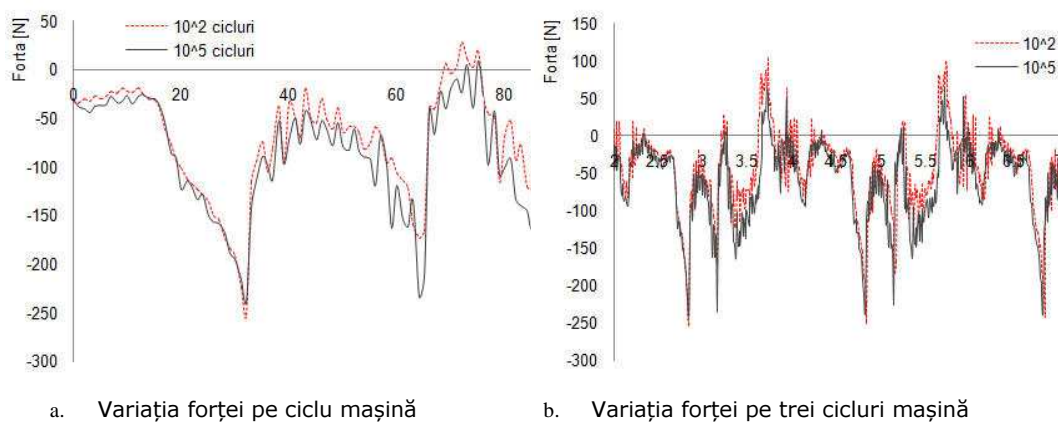


Figura 4.15 Variația forței de reacțiune la momentul 10^2 respectiv 10^5 cicluri – *proba1*

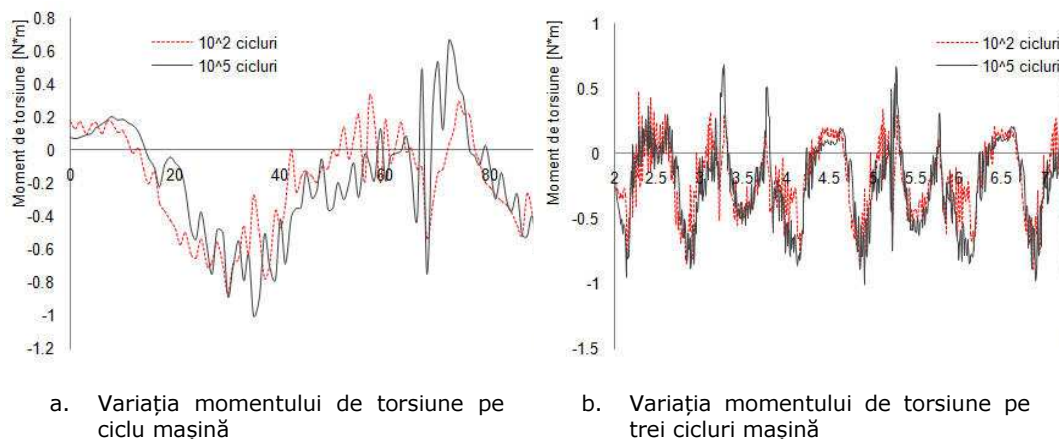


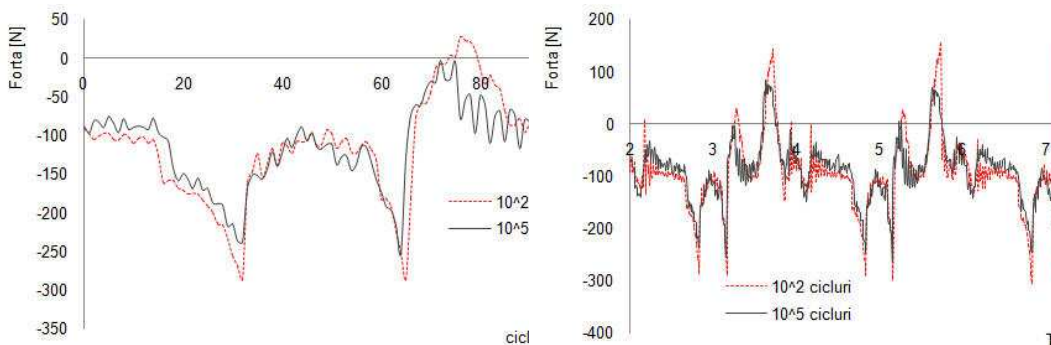
Figura 4.16 Variația momentului de torsiune după 10^2 respectiv 10^5 cicluri de mișcare – *proba1*

Momentul de torsiune reprezentat în figura 4.16 a fost denumit rezidual pentru că acesta nu se datorează unei mișcări de rotație împuse prin experiment ci apare datorită alunecărilor neuniforme ale tachetului pe cele două ramuri de profil identic ale camei.

Oricum, atât variația forței de reacțiune cât și a momentului de torsiune rezidual se observă a fi foarte apropiate ca valoric și ca alură în cele două situații (după 10^2 respectiv 10^5 cicluri de mișcare). Acest lucru ne indică stabilitatea dispozitivului pe parcursul ciclurilor de mișcare. Uzura prematură a oricărei componente aflate în mișcare ar fi produs modificări ale valorilor de reacțiune.

În figurile 4.17 și 4.18 se pot observa aceeași doi parametri prezentați la aceleași momente ale ciclurilor de solicitare, dar pentru *Proba 2*.

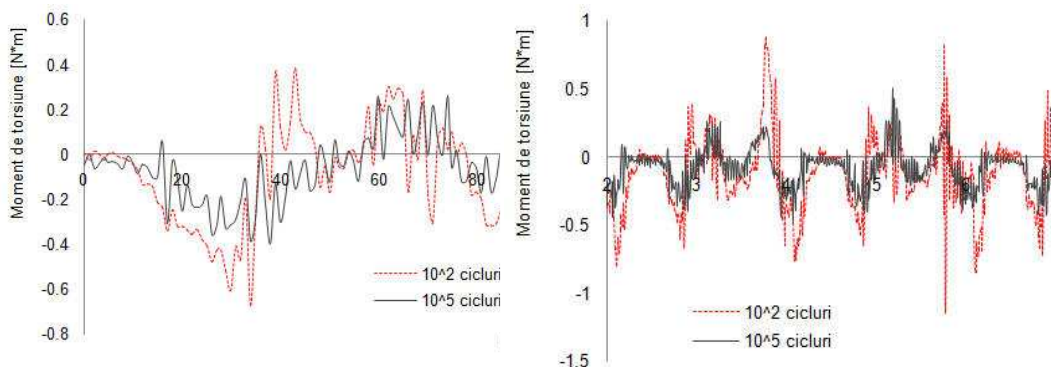
Având în vedere că *Proba 2* a urmat testării primei probe, rezultatele prezentate pentru aceasta corespund defapt pentru un număr de $2 \cdot 10^5$ cicluri ale dispozitivul nostru. Nici pentru acest număr cumulat de cicluri de mișcare nu se observă diferențe semnificative, de creșteri sau descreșteri, ale valorilor reacțiunilor. Acest lucru conducându-ne la concluzia că dispozitivul aflat în studiu este stabil pe durata testării.



a. Variația forței pe ciclu mașină

b. Variația forței pe trei cicluri mașină

Figura 4.17 Variația forței de reacțiune la momentul 10^2 respectiv 10^5 cicluri –*proba 2*



a. Variația momentului de torsiune pe ciclu mașină

b. Variația momentului de torsiune pe trei cicluri mașină

Figura 4.18 Variația momentului de torsiune după 10^2 respectiv 10^5 cicluri de mișcare – *proba 2*

Evaluarea stării de deteriorare a componentelor intermediare ale protezei de gleznă, ca urmare a ciclurilor de mișcare, se va prezenta în subcapitolul următor.

4.3.5 Evaluarea probelor după testul de duranță

Scanarea probelor s-a realizat cu ajutorul echipamentului de scanare 3D Roland LPX-1200 DS, aflat în dotarea Departamentului de Mecanică și Rezistența Materialelor al Facultății de Mecanică a UPT. Scopul acestei scanări a fost de a identifica eventuale zone mai acestuate de uzare, care să ne conducă la identificarea eventualelor disfuncționalități ale dispozitivului.

Echipamentul utilizează un fascicul laser cu care este baleiată proba aflată în mișcare de rotație. Când jumătate din aceasta a fost scanată, capul laser face un pas pe verticală pentru a începe un nou contur de scanare. Procesul se reia până la epuizarea suprafeței piesei. Deoarece proba nu se rotește cu 360 de grade față de fascicului incident, procedura de scanare a zonei neexpuse a piesei se face prin întoarcerea acesteia.

Scanarea celor două probe s-a realizat înainte și după testarea mecanică a acestora, utilizând aceeași parametree de scanare și aceeași suportți. Echipamentul împreună cu piesa se prezintă în figura 4.19.



Figura 4.19. Echipamentul de scanare și incinta acestuia

Proba a fost acoperită cu o peliculă antireflex, foarte subțire, pentru a îmbunătăți calitatea scanării prin eliminarea reflexiilor respectiv a artefactelor de scanare. Acest tip de acoperire s-a utilizat la fiecare probă supusă scanării. Îndepărtarea acoperirii de pe piesă în vederea utilizării sale în testarea mecanică s-a făcut prin spălare sub jet de apă, substanța fiind solubilă în apă.

Rezultatul scanării piesei se găsește sub formă de nor de puncte în coordonate carteziene. Datorită imposibilității de eliminare totală a zgomotului și deci a artefactelor de scanare, asupra norului de puncte se execută câteva operații de eliminare a punctelor aberante. Acestea sunt considerate ca fiind punctele din afara conturului determinat de majoritatea punctelor, dar și din interiorul acestuia. Datorită tehnologiei de scanare, interiorul volumului descris de norul de puncte

trebuie să fie gol, laserul oferind doar informații legate de topologia suprafeței. Se observă astfel în figura 4.20 norul de puncte rezultat în urma scanării primei probe înainte de testare. Se pot observa punctele externe ale conturului, denumite și zgomot. Acestea sunt eliminate manual, în vederea îmbunătățirii rezoluției suprafeței.

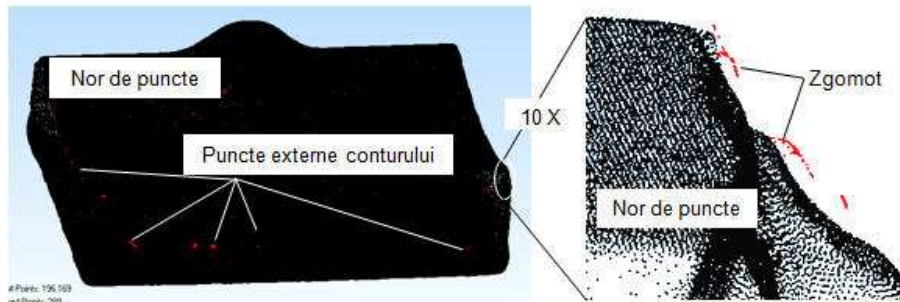


Figura 4.20 Norul de puncte și zgomotul asociat

După efectuarea unui număr de operații asupra norului de puncte, acesta a fost convertit în curbe și mai apoi în suprafețe triunghiulare. Crearea peticelor pe suprafața piesei s-a făcut în scopul reducerii numărului de contururi. După aplicarea operațiilor de eliminare a conturilor autointersectate sau/și deschise, s-a obținut volumul închis din figura 4.21, volum care îndeplinește condițiile unui solid virtual.

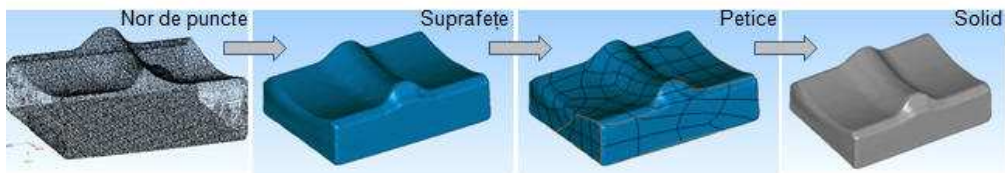


Figura 4.21 Reconstrucția probei din norul de puncte

Procedura descrisă pe scurt în paragrafele anterioare s-a aplicat fiecăreia din cele 4 reconstrucții ale celor două probe (înainte și după testarea mecanică). S-a încercat păstrarea pe cât posibil a numărului de suprafețe elementare din care a fost construit modelul și de asemenea iterațiilor folosite pentru uniformizarea sau eliminarea suprafețelor neconforme.

Determinarea ariei laterale a suprafeței supuse uzării (suprafața conjugată cu suprafața metalică) s-a realizat pe modelul virtual al probelor, în CAD-ul SolidWorks, cu ajutorul uneia *measure* (figura 4.22). Tot aici au fost verificate încă odată suprafețele de erori. Ariile determinată se pot observa în tabelul 4.5, pentru ambele probe, atât înainte cât și după testare.

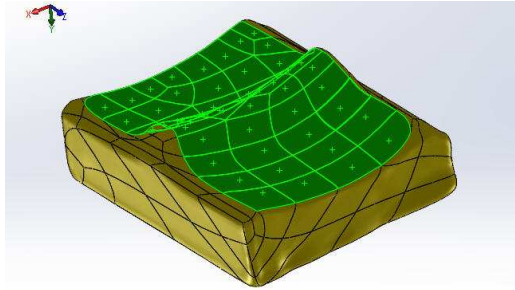
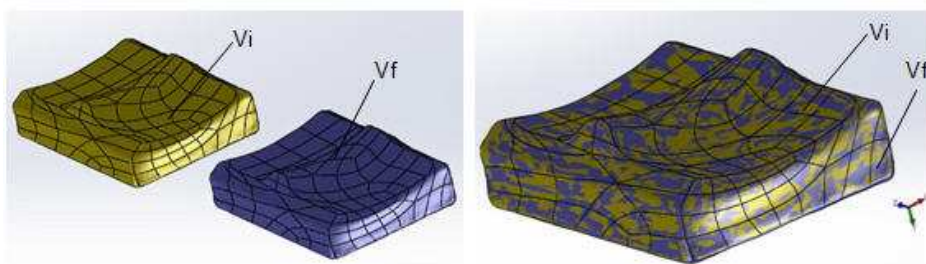


Figura 4.22 Determinarea ariei suprafeței supuse uzării

Valorile determinărilor sunt prezentate în tabelul 4.5. Se poate observa că diferențele relative de arie ale probei II înainte și după testarea mecanică nu depășește 1.64 mm^2 , în timp ce diferența relativă dintre cele două probe înainte de testare este de 6.16 mm^2 . Diferența de suprafață de uzare dintre cele 2 probe este confirmată și de masa sensibil mai mare a probei II (tabelul 4.6). Totuși, diferențele

Tabelul 4.5. Ariile suprafețelor de uzare

Proba/mărimă determinată	<i>Proba I - uscat</i>		<i>Proba II - umed</i>	
	Inițial, A_i	Final, A_f	Inițial, A_i	Final, A_f
Aria suprafeței de uzare [mm^2]	640.57	641.81	646.73	643.09
Modulul diferențelor de suprafață $A_f - A_i$ [mm^2]	1.24		3.64	

Fig. 4.23 Operația Booleană de adunare a volumelor V_i și V_f ale probei 2

4.3.6 Determinarea experimentală a coeficientului de uzură K

Uzarea este un efect al apariției fenomenului de frecare, generat între două suprafețe aflate în contact direct și în mișcare relativă. Producându-se la limita de separație dintre cele două elemente mecanice aflate în contact, frecarea depinde de

natura celor două suprafețe, forța normală de apăsare, gradul de lubrifiere, gradul de finisare al suprafețelor, viteza de mișcare, etc.

Uzura se manifestă în general prin deteriorarea suprafețelor în contact fie prin pierdere de material fie prin depunere de material fie ambele. Aceasta poate fi liniară, volumetrică sau gravifică. Rezultatul uzurii este uzura, care poate fi adezivă, abrazivă, corozivă și de oboseală.

Uzura volumetrică se poate aprecia cu ajutorul relației lui Archard (4.12) (Archard, 1953) , (Spencer, 2011), (Zmitrowicz, 2006).

$$V_t = k \frac{F_N * l}{H} \quad (4.12)$$

unde:

- k = coeficientul uzurii [$\text{mm}^3/\text{N} \cdot \text{m}$];
- F_N = forța normală exercitată pe suprafața de contact;
- l = lungimea de alunecare în timpul testului;
- H = duritatea suprafeței.

Fiecare dintre probele supuse testării mecanice au fost cântărite atât înainte de testare cât și după testare. De asemenea, au fost determinate și densitățile celor două probe supuse testării. Acest lucru a fost posibil cu ajutorul balanței Kern din cadrul laboratorului CIDUCOS. Determinările maselor respectiv densităților probelor s-au făcut conform procedurii specifice de lucru PSL 03-Determinarea masei și densității - a laboratorului mai sus menționat (figura 4.24).

Pentru fiecare dintre probe s-au efectuat un număr de 5 determinări atât pentru masă cât și pentru densitate, iar prin medierea acestora s-au obținut valorile din tabelul 4.6.



a. Determinarea masei probei I



b. Determinarea densității probei I

Figura 4.24 Determinarea masei și densității probei I înainte de testare

Tabelul 4.6. Rezultatele determinărilor de masă și densitate

Proba/mărimă determinată	Proba I - uscat		Proba II - umed	
	Inițial, m_i	Final, m_f	Inițial, m_i	Final, m_f
Masa determinată [g]	5.252	5.250	5.300	5.257
Masa pierdută $m_p = m_i - m_f$ [g]	0.002		0.043	
Pierdere masică procentuală $m_p/m_i * 100$ [%]	0.04		0.81	
Densitatea determinată ρ [g/cm ³]	0.941		0.943	

Deoarece în urma testării s-a putut determina pierderea masică a probelor și cunoscând densitățile acestora, s-a determinat volumul de material pierdut de fiecare dintre probe (tabelul 4.6). S-a pus problema de a determina coeficientul dimensional al uzurii pentru fiecare probă. În vederea acestui lucru, conform relației lui Archard, a fost necesară determinarea lungimii de alunecare a probei în timpul testului. Astfel, în figura 4.25 se prezintă schema alunecării componente intermediare pe cea talară, în timpul unui ciclu de mers.

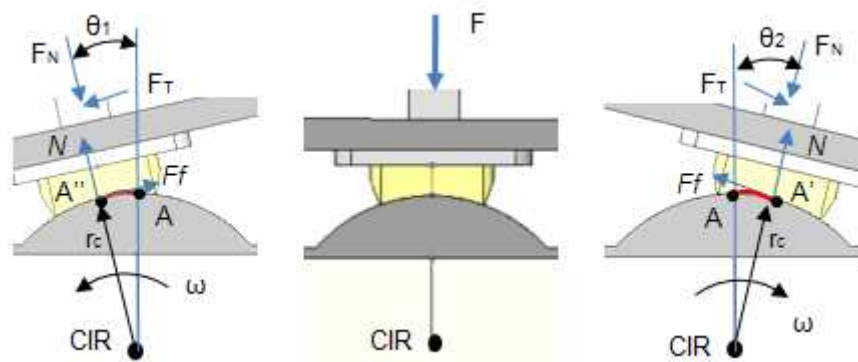


Figura 4.25 Schema alunecării componente intermediare în timpul ciclului de mers

Elementele geometrice utilizate în calcul au fost preluate din modelul CAD al dispozitivului. Cele două unghiuri θ_1 și θ_2 reprezintă pozițiile extreme ale protezei în timpul ciclului de mers, și au valorile: $\theta_1 = 13.8^\circ$, $\theta_2 = 12.6^\circ$. Raza de alunecare a protezei în raport cu CIR este $r_c = 30$ mm. Lungimea arcului de cerc s-a determinat cu relația (4.13), iar lungimea totală de glisare la un ciclu de mers cu relația (4.14).

$$s = \frac{2\pi * r_c * \theta(t)}{360} \quad (4.13)$$

$$s_c = 2 * \frac{2\pi * r_c * \theta_1}{360} + 2 * \frac{2\pi * r_c * \theta_2}{360} \quad (4.14)$$

Cum lungimea unui ciclu de mers este materializată de dispozitiv pîntr-o cursă completă a tachelului din poziția extremă superioară în cea extremă inferioară, lungimea de alunecare corespunzătoare unui ciclu este $s_c = 27.63 \text{ mm}$ / ciclu tachel.

Atunci, lungimea de alunecare totală, experimentată de componenta intermediară în timpul testului de duranță este dată de relația (4.15):

$$l = s_c * n \quad (4.15)$$

unde n reprezintă numărul de cicluri de mișcare ale tachelului, $n = 100000$, deci $l = 2763 \text{ m}$. Din relația (4.12) se poate extrage raportul k/H , denumit și coeficientul dimensional al uzării (Spencer, 2011).

$$\frac{k}{H} = \frac{V_t}{F * l} \quad (4.16)$$

Introducând în relația (4.16) valorile pentru forța de apăsare normală, volumul pierdut și lungimea de alunecare, s-au obținut valorile celor doi coeficienți ai uzării (tabelul 4.7).

Tabelul 4.7. Valorile coeficientului dimensional al uzării

Proba/mărimă determinată	Proba I - uscat	Proba II - umed
Lungimea de alunecare [m]	2763	
Forța de apăsare normală [N]	800	
Volumul pierdut $V_p = m_p/\rho$ [mm ³]	2.125	45.599
Coeficientul dimensional al uzării k/H [mm ³ /N*m]	$9.62 * 10^{-7}$	$2.06 * 10^{-5}$

La consultarea tabelului 4.7 se poate observa că volumul pierdut de *proba II* este de aproximativ 20 de ori mai mare decât volumul primei probe. Acest lucru se datorează mediului în care a fost efectuat cel de-al doilea test, acela de soluție Ringer. Soluția perfuzabilă Ringer are un conținut în electroliți de: Na^+ 147,0 mmol/l, K^+ 4,0 mmol/l, Ca^{++} 2,3 mmol/l, Cl^- 155,5 mmol/l, și un pH ușor acid 5-7, ceea ce conduce la coroziunea diverselor componente ale protezei și dispozitivului. Acest efect generează amplificarea microabraziunii prin aducerea în suprafața de frecare a particulelor desprinse din materialele de bază, rezultând per ansamblu o uzură compusă abrazivă-corozivă. Creșterea uzurii la testarea în această soluție a fost pusă în evidență și de M.M. Stack et.al., într-un experiment similar în care s-a urmărit performanța cuplului Co-Cr/UHMWPE (Stack et al., 2010).

CAPITOLUL 5

CONCLUZII. CONTRIBUȚII PERSONALE.

DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

Teza de doctorat intitulată *Cercetări privind dezvoltarea sistemelor de testare ale protezelor de gleznă* și-a propus aducerea unor contribuții în dezvoltarea sistemelor de testare a protezelor de gleznă.

Contribuțiile aduse cercetării sistemelor de testare ale protezelor de gleznă se referă în general la conceperea unor noi soluții constructive de dispozitive destinate testării protezelor de gleznă, dispozitive care să simuleze mișcările produse în mod natural în articulația gleznei în timpul ciclului de mers. Pentru a atinge acest obiectiv au fost parcurse mai multe etape, pornind de la studiul cinematic al articulației gleznei, proiectarea și execuția dispozitivului, până la testarea duranței acestuia și evaluarea gradului de uzură a protezei supuse studiului.

Prezentul capitol evidențiază concluziile fiecărui capitol, contribuțiile originale ale autorului, valorificarea rezultatelor cercetărilor și direcțiile viitoare ale cercetărilor în acest domeniu.

5.1. Concluzii și contribuții personale

Cercetările realizate în cadrul tezei de doctorat au urmărit:

- Studiul comportamentului articulației gleznei în timpul ciclului de mers folosind analiza experimentală a mersului;
- Stabilirea parametrilor antropometrici și inerțiali pornind la înălțimea și masa subiectului;
- Reconstrucția ansamblului articular al gleznei pe baza imaginilor DICOM provenite de la scanarea CT;
- Modelarea membrului inferior pe baza convenției Denavit-Hartenberg și înregistrărilor analizei experimentale a mersului;
- Analiza dinamică a unei proteze de membru inferior;
- Alegerea unei soluții constructive optime a unei proteze de membru inferior;
- Analiza numerică a protezei de membru inferior pentru a determina reacțiuni și momentele din articulația genunchiului și a gleznei;
- Determinarea deplasărilor, deformațiilor și tensiunilor echivalente care apar în endoproteza de gleznă, în timpul unui ciclu de mers, în funcție de reacțiunile plantare regionale;
- Conceperea și realizarea unui dispozitiv de testare a unei proteze de gleznă, dispozitiv care să simuleze asupra unei proteze mișcările produse în mod natural în articulația gleznei în timpul ciclului de mers.

În **Introducere** este prezentată actualitatea și importanța cercetărilor în domeniul protezării articulației gleznei prezintă succint obiectivele și conținutul tezei, precum și metodologia de cercetare abordată pentru realizarea obiectivelor propuse.

În **Capitolul 1** intitulat *Stadiul actual al cercetărilor în domeniul implanturilor ortopedice* s-a realizat o sinteză bibliografică axată pe câteva linii directoare deosebit de importante în dezvoltarea tezei de doctorat. Astfel, s-au conturat aspectele cele mai importante legate artroplastia totală de gleznă,

biomecanica articulației gleznei, tipuri de proteze și materialele utilizate în confecționarea acestora.

Sinteza bibliografică legată de domeniul artroplastiei totale de gleznă cuprinde aspecte actuale și de perspectivă cum sunt: studiile prospective, aspectele principale ale design-ului endoprotezelor, metodele de planificare pre-operatorie și tehnicile de implantare, uzura componentelor protezei, stabilitatea interfeței os - implant, biomecanica articulației gleznei. Aprofundarea problematicilor enumerate mai sus este deosebit de importantă deoarece acestea constituie noțiuni fundamentale în dezvoltarea de proteze și dispozitive de testare.

S-a realizat apoi o sinteză a principalelor tipuri de endoproteze de gleznă existente în prezent, urmărind evoluția tipurilor de endoproteze și caracteristicile esențiale ale design-ului acestora: tipul de fixare, numărul componentelor, constrângerea, congruența, forma componentelor și suprafața de alunecare.

Au fost identificați de manieră sintetică principalii factori care influențează comportamentul biomecanic al implanturilor ortopedice, aceștia fiind decisivi în proiectarea și dezvoltarea elementelor protetice.

Finalul capitolului tratează principalele materialele utilizate în construcția implanturilor ortopedice. Sinteza bibliografică tratează critic principalele avantaje și dezavantaje ale diverselor tipuri de materiale utilizate în acest domeniu.

Informațiile selecționate și prezentate în acest capitol au constituit punctul de plecare al prezentei lucrări de doctorat. Cu ajutorul acestora s-au putut identifica atât nivelul actual al protezelor de gleznă cât și a perspectivelor de dezvoltare ale acestora.

În **Capitolul 2** intitulat *Studiul biomecanicii articulației gleznei* abordează problemele de modelare și analiză biomecanică a articulației gleznei.

Analiza biomecanică poate fi realizată pe baza unor modele teoretice sau folosind sistemele de analiză experimentală din laboratoarele de analiză a mișcării.

În prezent, analizele experimentale sunt folosite în investigarea clinică a diferitelor patologii, deoarece acestea pun în evidență pattern-urile specifice subiectului investigat și permit o evaluare cantitativă a patologiei.

În **partea teoretică** s-au sintetizat principalele noțiuni de anatomie a membrului inferior, noțiuni fundamentale de biomecanică, metodelor de determinare a parametrilor antropometrici, a caracteristicilor inerțiale și a metodelor de alegere a sistemului de referință atașat complexului articulației gleznei. De asemenea a fost adusă în prim plan posibilitatea de implementare a convenției robotice Denavit-Hartenberg în domeniul biomecanicii. Astfel, sunt prezentate datele și ipotezele necesare determinării modelelor geometrice direct și inverse. Noțiunile din teoria robotică au fost prezentate în contextul analizei biomecanice a membrului inferior.

Partea experimentală acestui capitol s-a axat pe:

- *Determinarea parametrilor antropometrici*

Pentru realizarea modelului dinamic al membrului inferior parametrii antropometrici au fost determinați pornind de la masa și înălțimea subiectului investigat.

- *Determinarea variațiilor unghiurilor din articulațiile principale ale membrului inferior.*

Obiectivul principal al acestui studiu a constat în determinarea variațiilor unghiurilor din articulațiile principale ale membrului inferior, prin analiza experimentală a mersului, în două scopuri: determinarea unui pattern al mersului pentru un lot omogen de subiecți și modelarea analitică a membrului inferior folosind convenția Denavit-Hartenberg.

Variația în timp a unghiurilor din articulațiile membrului inferior sunt necesare pentru modelarea geometrică a membrului inferior. Datele determinate experimental pe cei cinci subiecți au fost prelucrate statistic iar rezultatul reprezintă datele de intrare pentru modelul biomecanic. Tot în acest subcapitol s-a elaborat un protocol de măsurare și procesare a datelor utilizând echipamentul Zebris CMS-HS al Laboratorului de Analiza Mișcării din cadrul Centrului de cercetare în Ingineria Medicală din Universitatea Politehnica Timișoara.

- *Reconstrucția 3D a articulației gleznei*

Reconstrucția 3D a articulației gleznei s-a realizat pe baza celor 167 imagini DICOM obținute în urma scanării CT a gleznei stângi a unui subiect de genul feminin, s-a realizat reconstrucția 3D a articulației gleznei utilizând programele Mimics și Solid Works.

În baza cercetărilor și a parametrilor definiți/determinați în acest studiu biomecanic s-a elaborat un model geometric al membrului inferior.

- *Modelarea biomecanică a membrului inferior uman*

Modelul propus are 7 grade de libertate. Ținând seama de complexitatea ecuațiilor modelului geometric direct este aproape imposibil calculul modelului geometric invers. Astfel acest model va fi putea fi folosit pentru validarea unui model dezvoltat în SimuLink, unde trecerea de la modelul cinematic la cel dinamic se face mult mai ușor.

Capitolul 3 intitulat *Analiza teoretică a comportamentului biomecanic al unei glezne protezate* și-a propus să analizeze teoretic modelul virtual al membrului inferior uman cu precădere a articulației gleznei. În prima parte a capitolului se face referire la factorii cei mai importanți care influențează comportamentul biomecanic al implantelor ortopedice.

Sunt prezentate analizele dinamice a două modele de proteze de membru inferior (un model simplificat și o soluție constructivă ce derivă din modelul simplificat). Pentru ambele modele s-a impus o lege de mișcare care simulează ciclul de mers, s-a ținut cont de geometria protezei precum și de reacțiunea plantară. Scopul acestor analize a fost de determinarea reacțiunilor și momentelor din articulații.

Ținând cont de proprietățile materialelor folosite și de forțele și momentele care apar în proteza proiectată rezultă că acestea nu depășesc proprietățile de material și astfel modelul proiectat poate sta la baza realizării unei soluții constructive îmbunătățite. Soluția constructivă propusă este tot o soluție de proteză autoactivă doar că în articulații prezintă elemente elastice care îi asigură buna funcționalitate.

În subcapitolul 3.3 *Studiul influenței reacțiunii plantare asupra comportamentului biomecanic al unei endoproteze de gleznă* s-a urmărit determinarea stărilor de deformare și tensiune la nivelul articulației gleznei. A fost modelată o endoproteză de gleznă utilizând programul Solid Edge. Reacțiunea plantară a fost determinată cu ajutorul echipamentului Zebris FDM. Pentru ca analiza cu element finit să fie cât mai fidelă reacțiunea plantară a fost considerată ca variabilă în timp pe parcursul unui ciclu de mers. Este de asemenea esențială și zona de contact dintre talpă și sol. În vederea simulării, suprafața de contact a tălpii a fost împărțită în 9 zone și s-a calculat reacțiunea plantară individual pentru fiecare zonă. În urma analizei s-au determinat tensiunile și deformările la nivelul articulației gleznei, valorile acestora nedepășind limitele de material. De asemenea în urma analizei s-a demonstrat că nu există zone critice în geometria endoprotezei modelate.

Capitolul 4 *Conceperea dispozitivului și verificarea anduranței acestuia* are ca principal obiectiv acela de a concepe un dispozitiv de testare a unei proteze de gleznă, dispozitiv care să simuleze asupra unei proteze mișcările produse în mod natural în articulația gleznei în timpul ciclului de mers. Pentru a atinge acest deziderat a fost necesară parcurgerea unei serii complexe de etape pornind de la determinarea cinematicii gleznei (capitolul 3) trecând prin procesul iterativ de proiectare și execuție al dispozitivului și sfârșind cu testarea acestuia pe mașina de încercat.

Acest capitol este împărțit în cinci subcapitole, fiecare dintre acestea concurând la realizarea dezideratului propus. Astfel, se propune designul original al unui profil de camă cu ajutorul căruia să se activeze dispozitivul de încercat proteze de gleznă.

Pentru realizarea profilului teoretic al camei a fost elaborat un protocol care trasează etapele principale prin care, pornind de la măsurătorile cinematice ale gleznei s-a ajuns la ecuația profilului camei. Tot aici s-au prezentat și motivele pentru care punctele constitutive ale curbei de flexie extensie măsurată în articulația gleznei nu pot fi utilizate direct în prelucrarea profilului camei. S-a trecut deci la adaptarea acestei legi de variație pentru ca aceasta să devină utilizabilă pentru funcționarea unui mecanism camă-tachet.

Pentru a se putea recurge la o simplificare rațională a curbei, s-a realizat interpolarea legii de variație determinate experimental cu o funcție polinomială de gradul 10. Prin derivarea acestei funcții și evaluarea ei discretă s-au obținut valorile pantelor dreptelor tangente la profilul camei în tot timpul mișcării. Calculând arctangentele acestor valori s-au determinat unghiurile de presiune ale mecanismului camă-tachet, unghiuri care ne indică punctele critice ale curbei. Deoarece un mecanism care prezintă puncte critice nu poate funcționa s-a trecut la netezirea curbei prin realizarea unei medii aritmetice ponderate între valorile șirului. Astfel s-a realizat un compromis între obținerea funcționalității mecanismului și simplificarea legii de mișcare din gleznă.

O altă problemă a acestui subcapitol a fost aceea a transforma legea de mișcare de tip $\theta(t)$ în lege de mișcare $y = f(x)$. Acest lucru s-a realizat în vederea scrierii programului de comandă numerică pentru realizarea prelucrării camei, prin metoda inversării mecanismului.

Având rezolvată problema curbei teoretice a camei s-a putut trece la modelarea geometrică a dispozitivului.

Realizarea ansamblului s-a supus rigorilor practice în care urma să funcționeze dispozitivul: cursa maximă a mașinii de încercat, gabaritul exterior, gabaritul și posibilitatea de fixare a protezei de gleznă. Validarea designului s-a realizat prin simularea comportamentului cinematic al dispozitivului în modulul SolidMotion al programului de modelare și simulare SolidWorks. Răspunsul corect al mecanismului din timpul simulării a condus la realizarea practică a fiecărei componente ale acestuia.

Datorită faptului că mecanismul conceput este un prototip prin care se dorește validarea unui concept de testare al protezelor, clasa de precizie în care s-au realizat componentele acestuia este cea mijlocie. De asemenea, materialele utilizate au fost oțeluri de uz general, polietilenă și elemente elastice comerciale.

În această fază a lucrării s-a realizat și o proteză *generică* de gleznă, care să fie utilizată în testarea mecanismului.

Tot în acest subcapitolul este prezentată testarea efectivă a dispozitivului. Testarea a cuprins două etape: definirea condițiilor de testare și evaluarea rezultatelor testelor de anduranță. S-au verificat două proteze dintre cele prelucrate,

în condiții de testare identice dar în medii diferite. Prima probă a fost supusă testării uscate în mecanism iar cea de-a doua a fost supusă testării în mediu umed.

Evaluarea capacității de funcționare, stabilitate și durabilitate a mecanismului s-au realizat prin măsurarea forțelor de reacțiune axiale ale tachelului și prin valoarea momentului rezidual din axa tachelului. S-a considerat că, menținerea pe parcursul celor 100000 de cicluri de testare a valorilor relativ constante pentru forță axială și moment de torsiune dovedesc stabilitatea mecanismului. Acest lucru a fost pus în evidență prin prezentarea graficelor de variație a forțelor și momentelor după 100 de cicluri și după 100000 de cicluri de mișcare.

Deoarece unul dintre obiectivele secundare ale lucrării a fost evaluarea uzurii componentelor de polietilenă ale protezelor s-au prezentat câteva aspecte prin care acestea au fost evaluate. În primul rând, s-a realizat o scanare a probelor atât înainte cât și după testare în vederea identificării zonelor de uzură. S-a constatat că, uzura nu poate fi identificată din punct de vedere geometric, ea fiind deci relativ uniform distribuită pe suprafața componentelor de plastic. S-a măsurat apoi uzura masică prin cântărirea probelor și realizarea diferențelor față de valorile inițiale. S-a putut observa aici că, proba testată în condiții umede (imersată în soluție perfuzabilă RINGER) a fost mai puternic uzată decât cea testată uscat. Acest lucru se datorează cel mai probabil atacului soluției saline asupra componentelor metalice, ale căror particule desprinse prin coroziune au contribuit la accentuarea frecării în suprafața de conjugare.

Tot în acest capitol s-a realizat calcularea coeficientului teoretic al uzurii, și compararea acestuia cu valorile găsite în literatură pentru polietilenă. Aceste rezultate au confirmat validitatea testelor de uzură.

În concluzie, urmărind o serie importantă a parametrilor măsurabili ai dispozitivului și ai protezelor, se poate concluziona că soluția și designul propus sunt valide. Astfel, dispozitivul de față poate face trecerea de la testarea protezelor prin simpla rotație reciprocă a componentelor acestora la testarea în timpul mișcării care se realizează în gleznă în timpul ciclului de mers.

Prin utilizarea materialelor avansate și a prelucrărilor în clasa superioară de precizie a componentelor dispozitivului de încercat se poate ajunge la o soluție utilizabilă pe scară largă în testarea protezelor de gleznă. Se poate considera deci, că dezideratul impus la începutul acestui drum de cercetare a fost deplin realizat.

5.2. Direcțiile viitoare de cercetare

Concluziile și experiența acumulată pe parcursul stagiului de cercetări doctorale permit conturarea continuării cercetărilor abordând mai multe direcții:

- Îmbunătățirea soluției constructive a dispozitivului de testare;
- Studiul adaptabilității dispozitivului de testare la alte tipuri de proteze;
- Studii privind materialele folosite în confecționarea dispozitivului astfel încât acesta să poată fi utilizat la testarea în serie mare a protezelor.

5.3. Valorificarea rezultatelor cercetării

Cercetările științifice realizate pe parcursul stagiului doctoral au condus la publicarea a 8 lucrări în volumele unor conferințe naționale și internaționale și volumele unor reviste de specialitate.

Anexa 2.1. Etapele procesării datelor referitoare la analiza mersului unui subiect investigat

Tabelul 1. Înregistrările primare, valorile medii și deviațiile standard pentru flexia-extensia din articulația șoldului

Timp [ms]	Unghi rotație flexie-extensie șold stâng [°]							Valoare medie [°]	STDEV [°]
	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 4	Trial 5	Trial 6	Trial 7		
0,00	19,50	16,70	17,80	17,90	16,30	17,20	14,50	17,13	1,55
0,03	17,30	15,90	16,70	17,10	14,90	14,70	12,50	15,59	1,70
0,07	15,30	14,60	15,00	15,40	13,10	14,30	12,30	14,29	1,17
0,10	13,20	12,00	14,00	13,60	11,70	14,30	10,80	12,80	1,31
0,13	10,70	10,70	12,50	12,30	9,80	13,50	9,30	11,26	1,54
0,17	8,60	8,80	10,30	10,60	7,80	12,20	7,80	9,44	1,64
0,20	6,30	6,90	8,50	9,20	5,80	10,10	6,30	7,59	1,67
0,23	4,70	5,80	7,10	8,30	3,70	8,50	4,50	6,09	1,91
0,26	3,00	3,00	5,70	6,50	2,20	6,20	3,90	4,36	1,75
0,30	0,40	0,70	4,20	4,30	0,70	3,90	2,70	2,41	1,78
0,33	-1,90	-1,10	1,90	2,10	-0,90	1,60	1,40	0,44	1,67
0,36	-4,10	-2,00	-0,40	1,00	-2,20	0,10	0,70	-0,99	1,85
0,40	-6,30	-2,70	-1,80	-0,40	-3,90	-1,50	-1,10	-2,53	2,01
0,43	-7,50	-4,10	-2,90	-1,20	-4,70	-2,80	-1,60	-3,54	2,14
0,46	-8,70	-5,60	-3,30	-2,30	-5,00	-3,60	-3,50	-4,57	2,13
0,50	-10,30	-6,00	-3,40	-3,10	-6,00	-5,10	-3,90	-5,40	2,46
0,53	-11,90	-6,90	-4,60	-3,80	-7,40	-5,70	-5,10	-6,49	2,70
0,56	-12,40	-7,70	-5,00	-4,70	-7,40	-6,10	-6,40	-7,10	2,59
0,59	-12,30	-7,00	-6,70	-5,90	-7,50	-6,60	-7,60	-7,66	2,13
0,63	-11,90	-6,80	-6,70	-6,30	-4,80	-7,60	-7,30	-7,34	2,20
0,66	-11,70	-4,70	-5,70	-5,50	-2,20	-8,50	-6,30	-6,37	3,01
0,69	-10,70	-2,50	-4,00	-4,00	0,50	-7,70	-4,10	-4,64	3,61
0,73	-8,40	0,60	-1,20	-2,60	3,10	-6,90	-1,20	-2,37	4,05
0,76	-4,40	4,80	1,40	-0,70	5,80	-4,90	1,70	0,53	4,15
0,79	0,50	8,70	4,80	3,10	9,60	-2,50	4,70	4,13	4,28
0,83	5,10	12,40	7,90	7,40	12,70	0,80	8,20	7,79	4,12
0,86	10,10	16,30	11,20	11,30	15,70	4,10	12,10	11,54	4,04
0,89	15,00	18,50	14,70	14,70	18,80	8,10	16,30	15,16	3,56
0,92	18,70	20,30	17,30	18,20	21,90	11,80	18,40	18,09	3,16
0,96	22,00	20,90	19,40	20,10	22,40	15,20	20,60	20,09	2,39
0,99	23,90	22,00	20,80	21,80	22,60	17,40	21,60	21,44	2,02
1,02	25,20	22,50	21,50	22,00	22,50	19,30	22,20	22,17	1,74
1,06	25,50	22,80	21,70	22,30	21,60	20,20	22,40	22,36	1,62
1,09	25,00	22,00	21,50	22,50	20,00	21,50	21,70	22,03	1,52
1,12	24,10	20,50	20,50	21,80	17,80	22,00	19,90	20,94	1,97
1,16	21,90	18,30	19,00	20,90	18,00	22,10	18,80	19,86	1,73
1,19	20,30	16,60	17,40	18,70	18,70	21,60	17,30	18,66	1,78
1,22	20,10	16,10	16,10	17,40	18,50	20,30	17,60	18,01	1,72
1,25	21,00	16,50	16,30	17,00	18,10	18,50	18,20	17,94	1,60
1,29	21,50	16,60	16,90	17,60	18,60	17,70	18,00	18,13	1,63
1,32	21,20	15,40	15,00	17,60	17,90	17,10	15,80	17,14	2,11
1,35	20,40	14,70	14,60	16,30	16,30	17,10	14,80	16,31	2,05
1,39	21,80	14,00	13,60	14,80	14,50	16,90	13,50	15,59	2,97
1,42	20,10	12,50	12,80	13,60	14,20	15,20	12,20	14,37	2,73
1,45	18,00	10,60	10,40	13,10	12,40	13,90	10,00	12,63	2,79

1,49	17,30	9,20	9,20	11,40	10,90	12,70	9,20	11,41	2,92
1,52	15,80	8,10	8,60	9,60	9,30	11,60	7,60	10,09	2,83
1,55	14,10	6,70	7,00	8,20	7,60	9,60	5,50	8,39	2,82
1,58	11,70	5,30	5,60	6,80	5,50	8,30	4,30	6,79	2,51
1,62	9,70	4,30	4,00	5,80	4,30	7,00	3,00	5,44	2,29
1,65	7,70	3,40	3,10	4,60	2,70	6,60	2,30	4,34	2,07
1,68	5,50	2,40	2,40	3,30	1,00	5,50	1,10	3,03	1,87
1,72	2,50	1,30	1,20	2,10	-1,60	4,70	0,10	1,47	1,97
1,75	-0,40	-0,20	0,00	1,10	-2,70	3,60	-0,90	0,07	1,93
1,78	-2,00	-1,70	-1,40	-0,30	-3,60	2,40	-1,50	-1,16	1,85
1,82	-2,60	-2,70	-2,90	-0,90	-3,80	1,30	-2,30	-1,99	1,69
1,85	-3,00	-3,60	-3,50	-2,30	-4,20	0,00	-3,50	-2,87	1,39
1,88	-3,80	-4,50	-4,10	-2,90	-5,80	-1,30	-3,90	-3,76	1,39
1,91	-4,40	-4,60	-4,30	-3,70	-6,80	-2,20	-5,30	-4,47	1,41
1,95	-4,40	-5,00	-4,40	-4,30	-7,00	-2,70	-6,10	-4,84	1,39
1,98	-4,80	-5,30	-5,10	-4,30	-6,20	-3,10	-6,70	-5,07	1,19
2,01	-4,60	-5,30	-5,60	-4,60	-5,00	-3,70	-7,00	-5,11	1,03
2,05	-3,20	-5,00	-6,10	-5,30	-3,80	-4,00	-6,80	-4,89	1,30
2,08	-1,10	-3,90	-6,00	-5,70	-2,10	-4,40	-6,10	-4,19	1,97
2,11	1,50	-2,70	-4,90	-5,30	-3,50	-4,90	-4,90	-3,53	2,41
2,15	4,70	-1,40	-3,60	-4,50	0,60	-5,70	-3,10	-1,86	3,55
2,18	8,80	1,50	-2,20	-3,40	4,10	-3,20	-1,00	0,66	4,49
2,21	11,90	5,00	0,10	-2,00	7,80	-0,80	2,90	3,56	5,03
2,24	15,80	8,50	3,50	0,10	12,10	1,80	6,40	6,89	5,67
2,28	19,60	11,50	7,30	2,90	16,10	5,70	10,10	10,46	5,86
2,31	22,80	14,50	10,90	6,50	19,30	9,90	14,20	14,01	5,60
2,34	24,40	17,60	14,20	10,10	24,60	13,70	17,70	17,47	5,45
2,38	26,40	19,40	17,50	13,50	25,50	18,00	20,10	20,06	4,55
2,41	27,70	21,70	20,50	16,90	26,30	20,90	22,10	22,30	3,65
2,44	27,70	22,70	22,40	19,60	26,00	23,00	23,50	23,56	2,62
2,48	27,80	23,50	23,40	21,30	24,40	24,20	23,90	24,07	1,94
2,51	27,40	24,20	24,20	22,30	21,60	25,10	24,20	24,14	1,89
2,54	25,80	24,30	24,20	22,90	19,50	24,60	24,10	23,63	2,01
2,57	23,60	23,50	23,20	22,60	18,90	24,30	23,60	22,81	1,80
2,61	22,30	22,40	22,00	22,60	19,00	22,20	23,50	22,00	1,41
2,64	20,70	20,60	19,90	21,30	19,10	20,60	23,30	20,79	1,31
2,67	20,90	20,30	18,50	20,10	18,10	18,10	23,70	19,96	2,00
2,71	21,10	20,10	17,30	18,60	19,50	18,20	24,00	19,83	2,23
2,74	20,70	20,10	17,60	18,30	20,00	18,30	24,10	19,87	2,19
2,77	19,30	19,90	15,80	17,90	18,20	18,10	23,20	18,91	2,29
2,81	19,90	18,90	15,40	18,20	17,00	16,30	22,30	18,29	2,35
2,84	19,20	17,50	14,90	16,70	15,00	14,30	21,30	16,99	2,56
2,87	17,20	17,70	13,80	14,00	15,10	13,50	20,40	15,96	2,57

Celulele colorate în verde corespund unui ciclu de mers. Datele au fost folosite pentru reprezentarea normalizată a mișcării de flexie-extensie în articulația șoldului (tabelul 2).

Tabelul 2. Valorile medii pentru flexia-extensia din articulația șoldului, determinate pentru un ciclu de mers

Ciclu mers [%]	Valoarea medie [°]	Deviația standard [°]
0,00	22,36	1,62
2,27	22,03	1,52
4,55	20,94	1,97

176 Anexa 2.1. Etapele procesării datelor referitoare la analiza mersului

6,82	19,86	1,73
9,09	18,66	1,78
11,36	18,01	1,72
13,64	17,94	1,60
15,91	18,13	1,63
18,18	17,14	2,11
20,45	16,31	2,05
22,73	15,59	2,97
25,00	14,37	2,73
27,27	12,63	2,79
29,55	11,41	2,92
31,82	10,09	2,83
34,09	8,39	2,82
36,36	6,79	2,51
38,64	5,44	2,29
40,91	4,34	2,07
43,18	3,03	1,87
45,45	1,47	1,97
47,73	0,07	1,93
50,00	-1,16	1,85
52,27	-1,99	1,69
54,55	-2,87	1,39
56,82	-3,76	1,39
59,09	-4,47	1,41
61,36	-4,84	1,39
63,64	-5,07	1,19
65,91	-5,11	1,03
68,18	-4,89	1,30
70,45	-4,19	1,97
72,73	-3,53	2,41
75,00	-1,86	3,55
77,27	0,66	4,49
79,55	3,56	5,03
81,82	6,89	5,67
84,09	10,46	5,86
86,36	14,01	5,60
88,64	17,47	5,45
90,91	20,06	4,55
93,18	22,30	3,65
95,45	23,56	2,62
97,73	24,07	1,94
100,00	24,14	1,89

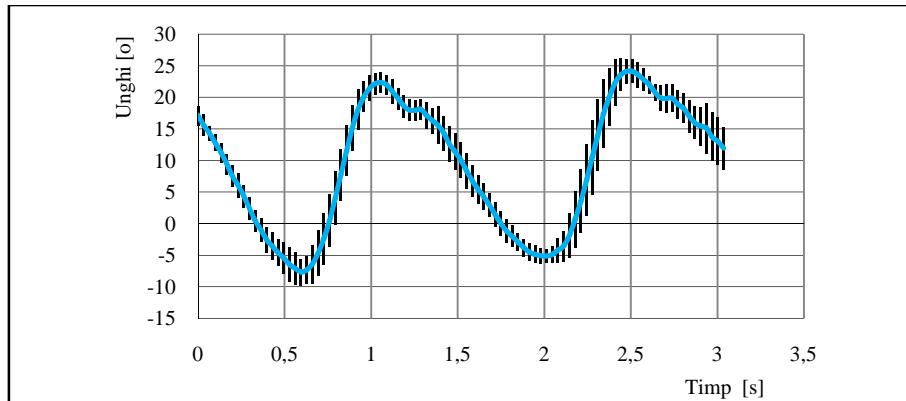


Figura 1. Mișcarea de flexie-extensie din articulația șoldului pe toată durata înregistrării, în funcție de timp

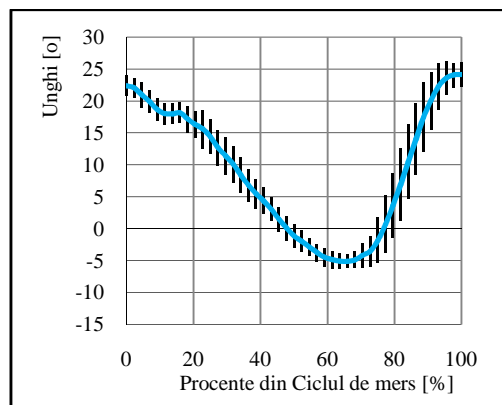


Figura 2. Mișcarea de flexie-extensie din articulația șoldului pe durata unui ciclu de mers

Tabelul 3. Înregistrările primare, valorile medii și deviațiile standard pentru flexia-extensia din articulația genunchiului

Timp [ms]	Unghi rotație flexie-extensie genunchi stâng [°]						Valoare medie [°]	STDEV [°]
	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 4	Trial 5	Trial 6		
0,00	-19,00	-14,50	-13,60	-14,80	-16,30	-8,00	-14,37	3,65
0,03	-18,20	-16,00	-13,90	-15,30	-16,30	-6,90	-14,43	3,95
0,07	-18,00	-16,60	-13,60	-15,10	-15,60	-6,60	-14,25	4,03
0,10	-16,80	-15,20	-13,90	-14,30	-15,70	-8,60	-14,08	2,88
0,13	-15,20	-15,20	-12,60	-14,60	-15,10	-8,20	-13,48	2,77
0,17	-14,00	-14,80	-11,20	-14,40	-14,40	-8,60	-12,90	2,48
0,20	-12,50	-13,60	-9,60	-14,30	-13,10	-8,00	-11,85	2,49
0,23	-11,90	-12,90	-9,20	-15,00	-11,90	-7,30	-11,37	2,73
0,26	-11,00	-10,00	-8,40	-13,00	-11,40	-9,00	-10,47	1,69
0,30	-9,30	-7,90	-7,60	-11,50	-10,30	-8,70	-9,22	1,48
0,33	-8,30	-7,80	-5,70	-9,80	-10,10	-8,50	-8,37	1,58
0,36	-6,10	-9,30	-3,60	-10,00	-10,50	-9,90	-8,23	2,76
0,40	-5,50	-10,80	-3,80	-9,90	-11,10	-11,20	-8,72	3,23
0,43	-6,20	-10,60	-4,40	-10,70	-11,50	-9,70	-8,85	2,87
0,46	-8,10	-10,10	-6,50	-11,10	-13,50	-8,40	-9,62	2,49
0,50	-8,40	-12,30	-9,10	-12,50	-14,70	-12,50	-11,58	2,38
0,53	-9,60	-13,20	-10,40	-13,20	-16,50	-13,70	-12,77	2,48
0,56	-12,50	-15,70	-13,30	-14,50	-21,00	-15,00	-15,33	3,01
0,59	-16,20	-20,30	-14,90	-16,10	-25,10	-17,80	-18,40	3,77
0,63	-20,40	-24,60	-18,50	-19,50	-33,30	-22,10	-23,07	5,45
0,66	-24,70	-31,70	-23,70	-24,40	-41,40	-27,60	-28,92	6,79
0,69	-30,70	-37,30	-30,10	-30,70	-49,60	-34,20	-35,43	7,47
0,73	-38,40	-61,20	-37,90	-36,80	-57,80	-43,40	-45,92	10,82
0,76	-49,40	-63,60	-45,80	-44,20	-66,00	-52,60	-53,60	9,18
0,79	-60,30	-66,70	-54,50	-53,70	-68,00	-61,80	-60,83	5,97
0,83	-67,60	-68,20	-60,00	-61,60	-66,50	-64,70	-64,77	3,33
0,86	-71,60	-69,90	-63,90	-66,50	-65,10	-67,20	-67,37	2,91
0,89	-73,40	-68,00	-65,70	-68,30	-63,60	-68,20	-67,87	3,28
0,92	-71,70	-64,40	-65,20	-68,50	-62,10	-65,10	-66,17	3,40
0,96	-67,80	-57,70	-61,90	-65,40	-51,30	-60,50	-60,77	5,85
0,99	-60,70	-50,80	-56,60	-60,10	-41,50	-52,90	-53,77	7,16
1,02	-52,50	-42,70	-48,90	-52,00	-30,30	-44,10	-45,08	8,28
1,06	-42,10	-34,80	-40,00	-43,80	-18,30	-34,50	-35,58	9,27
1,09	-30,80	-25,40	-30,20	-35,10	-6,90	-23,80	-25,37	9,91
1,12	-19,70	-15,50	-19,20	-24,80	2,10	-11,70	-14,80	9,37
1,16	-7,80	-5,10	-8,70	-15,00	3,00	-2,90	-6,08	6,05
1,19	0,90	2,30	0,20	-4,40	-2,00	3,50	0,08	2,89
1,22	4,20	5,20	5,00	2,70	-2,90	3,50	2,95	3,01
1,25	1,90	2,00	4,30	5,40	-5,90	-0,40	1,22	4,03
1,29	-2,30	0,80	-0,30	2,30	-10,00	-3,50	-2,17	4,37
1,32	-4,30	0,10	1,70	-1,80	-12,60	-1,70	-3,10	5,07
1,35	-5,10	-1,70	-0,10	-0,10	-13,10	-2,00	-3,68	4,96
1,39	-10,70	-3,80	-1,90	-0,30	-13,40	-4,00	-5,68	5,18
1,42	-12,20	-4,10	-3,60	-1,20	-14,70	-4,60	-6,73	5,39
1,45	-12,30	-4,10	-2,50	-3,00	-14,10	-4,10	-6,68	5,12
1,49	-13,50	-4,40	-2,50	-2,90	-14,30	-3,40	-6,83	5,52
1,52	-13,10	-4,60	-2,40	-2,70	-14,30	-1,90	-6,50	5,66
1,55	-13,10	-3,70	-1,30	-1,90	-13,80	-0,60	-5,73	6,07
1,58	-12,10	-3,20	-1,40	-0,40	-12,80	-1,00	-5,15	5,74
1,62	-11,20	-6,80	-1,80	-0,10	-12,60	-1,70	-5,70	5,32

1,65	-9,60	-2,50	-2,80	-0,60	-11,60	-3,30	-5,07	4,43
1,68	-7,10	-5,30	-3,70	-1,10	-10,70	-3,50	-5,23	3,34
1,72	-3,40	-6,10	-3,60	-1,70	-8,30	-4,40	-4,58	2,32
1,75	-0,80	-5,90	-3,70	-2,20	-8,30	-5,20	-4,35	2,70
1,78	-0,40	-5,50	-3,50	-2,40	-9,00	-6,50	-4,55	3,08
1,82	-2,20	-6,10	-3,20	-3,70	-10,80	-7,50	-5,58	3,22
1,85	-4,60	-6,90	-4,40	-4,40	-12,30	-8,00	-6,77	3,10
1,88	-6,80	-7,70	-5,80	-5,70	-12,50	-9,90	-8,07	2,66
1,91	-9,10	-9,80	-7,90	-6,70	-13,80	-10,40	-9,62	2,44
1,95	-12,40	-11,60	-10,30	-7,70	-17,00	-11,90	-11,82	3,05
1,98	-15,40	-14,10	-12,20	-9,90	-21,60	-14,00	-14,53	3,95
2,01	-19,40	-17,60	-14,20	-12,00	-26,90	-16,40	-17,75	5,18
2,05	-25,10	-21,00	-16,70	-13,90	-32,10	-20,00	-21,47	6,46
2,08	-32,10	-25,40	-20,20	-16,20	-38,80	-24,20	-26,15	8,18
2,11	-40,40	-30,40	-25,20	-20,20	-46,90	-29,00	-32,02	9,90
2,15	-49,70	-36,10	-30,40	-24,40	-55,20	-35,70	-38,58	11,68
2,18	-60,10	-44,60	-36,00	-29,20	-63,30	-43,20	-46,07	13,34
2,21	-64,80	-53,20	-43,40	-34,90	-67,60	-52,70	-52,77	12,43
2,24	-68,60	-59,90	-51,70	-42,20	-69,40	-60,70	-58,75	10,38
2,28	-69,80	-62,90	-59,60	-50,40	-67,90	-65,30	-62,65	7,00
2,31	-68,20	-64,30	-64,70	-58,10	-64,40	-67,40	-64,52	3,55
2,34	-63,90	-63,70	-66,80	-64,10	-59,10	-66,80	-64,07	2,82
2,38	-58,40	-59,90	-66,70	-66,40	-50,60	-62,90	-60,82	6,02
2,41	-51,60	-55,70	-64,60	-67,00	-41,30	-56,20	-56,07	9,28
2,44	-43,30	-49,30	-59,80	-64,90	-31,10	-48,50	-49,48	12,01
2,48	-34,20	-42,20	-52,10	-59,60	-19,20	-40,00	-41,22	14,09
2,51	-25,10	-34,70	-43,70	-52,30	-7,30	-31,40	-32,42	15,58
2,54	-16,80	-27,10	-34,20	-44,30	1,10	-23,10	-24,07	15,55
2,57	-0,40	-18,90	-22,70	-34,50	3,40	-15,40	-14,75	14,19
2,61	12,70	-10,90	-12,20	-25,20	0,10	-9,20	-7,45	12,77
2,64	2,70	-2,80	-2,30	-14,20	-4,20	-3,50	-4,05	5,54
2,67	0,70	1,00	3,30	-5,40	-2,10	-0,40	-0,48	2,99
2,71	-2,70	1,50	4,00	1,80	-8,50	-0,50	-0,73	4,43
2,74	-3,60	0,10	2,00	5,00	-13,20	-1,90	-1,93	6,28
2,77	-1,80	-2,60	1,50	3,70	-12,80	-2,00	-2,33	5,68
2,81	-5,70	-4,20	0,10	0,10	-13,50	-2,00	-4,20	5,11
2,84	-8,90	-2,40	-1,10	-1,30	-13,60	-2,10	-4,90	5,16
2,87	-7,10	-5,70	-2,10	3,70	-15,30	-2,20	-4,78	6,37
2,90	-8,10	-7,50	-2,30	1,20	-14,20	-2,30	-5,53	5,51
2,94	-8,90	-9,00	-2,40	1,20	-16,40	-7,40	-7,15	6,07

Celulele colorate în verde corespund unui ciclu de mers. Datele au fost folosite pentru reprezentarea normalizată a mișcării de flexie-extensie în articulația genunchiului (tabelul 4).

Tabelul 4. Valorile medii pentru flexia-extensia din articulația genunchiului, determinate pentru un ciclu de mers

Ciclul mers [%]	Valoarea medie [°]	Deviația standard [°]
0,00	4,37	2,17
2,33	5,07	3,10
4,65	4,96	3,68
6,98	5,18	5,68
9,30	5,39	6,73
11,63	5,12	6,68
13,95	5,52	6,83

16,28	5,66	6,50
18,60	6,07	5,73
20,93	5,74	5,15
23,26	5,32	5,70
25,58	4,43	5,07
27,91	3,34	5,23
30,23	2,32	4,58
32,56	2,70	4,35
34,88	3,08	4,55
37,21	3,22	5,58
39,53	3,10	6,77
41,86	2,66	8,07
44,19	2,44	9,62
46,51	3,05	11,82
48,84	3,95	14,53
51,16	5,18	17,75
53,49	6,46	21,47
55,81	8,18	26,15
58,14	9,90	32,02
60,47	11,68	38,58
62,79	13,34	46,07
65,12	12,43	52,77
67,44	10,38	58,75
69,77	7,00	62,65
72,09	3,55	64,52
74,42	2,82	64,07
76,74	6,02	60,82
79,07	9,28	56,07
81,40	12,01	49,48
83,72	14,09	41,22
86,05	15,58	32,42
88,37	15,55	24,07
90,70	14,19	14,75
93,02	12,77	7,45
95,35	5,54	4,05
97,67	2,99	0,48
100,00	4,43	0,73

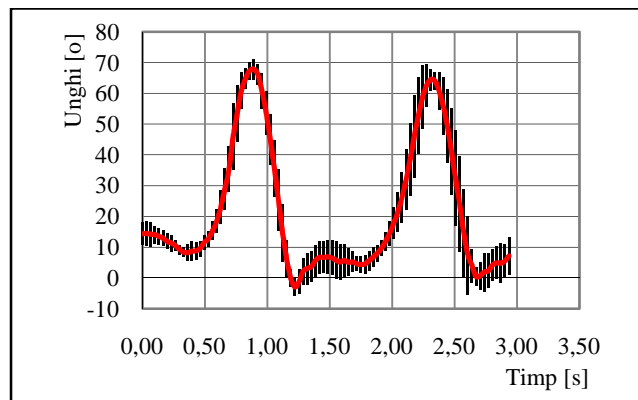


Figura 3. Mișcarea de flexie-extensie din articulația genunchiului pe toată durata înregistrării,

în funcție de timp

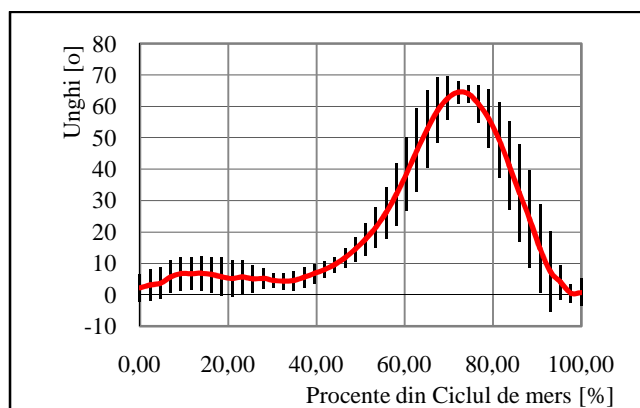


Figura 4. Mișcarea de flexie-extensie din articulația genunchiului pe durata unui ciclu de mers

Tabelul 5. Înregistrările primare, valorile medii și deviațiile standard pentru flexia-extensia din articulația gleznei

Tim p [ms]	Unghi rotație flexie-extensie glezna stângă [°]							Valoare medie [°]	STDE V [°]
	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 4	Trial 5	Trial 6	Trial 7		
0,00	-4,90	-8,10	-5,10	-6,30	-6,00	-7,80	-1,10	-5,61	2,34
0,03	-0,40	-2,90	10,10	-2,70	11,00	1,90	12,50	-5,39	5,71
0,07	3,80	1,20	-4,30	1,00	-9,60	3,60	10,00	-2,04	5,93
0,10	5,10	5,90	-0,50	7,50	-3,90	5,90	-5,30	2,10	5,24
0,13	5,40	7,90	3,10	7,70	0,30	7,10	-2,80	4,10	4,11
0,17	6,30	8,80	5,80	7,10	4,30	6,80	6,80	6,56	1,36
0,20	5,20	9,60	6,90	6,60	8,00	5,30	5,90	6,79	1,58
0,23	3,70	8,30	7,60	9,80	8,10	1,90	7,30	6,67	2,81
0,26	1,10	5,40	8,00	6,70	8,20	-0,80	7,20	5,11	3,56
0,30	-1,30	1,90	6,40	0,40	7,00	-4,20	7,60	2,54	4,57
0,33	-3,60	-2,50	4,00	-2,40	3,40	-5,80	4,90	-0,29	4,27
0,36	-5,30	-3,90	0,60	-4,00	-2,00	-7,90	1,30	-3,03	3,25
0,40	-6,00	-5,80	-2,50	-5,80	-5,30	-8,20	-2,20	-5,11	2,11
0,43	-5,90	-7,80	-4,40	-7,10	-7,90	-7,40	-5,70	-6,60	1,30
0,46	-5,10	-6,90	-6,20	-6,00	-9,30	-8,50	-6,60	-6,94	1,47
0,50	-6,20	-7,30	-7,20	-8,20	-9,80	11,60	-7,30	-8,23	1,86
0,53	10,60	-9,60	-6,80	13,10	-8,50	13,00	-7,50	-9,87	2,51
0,56	-9,00	11,90	-5,90	10,80	-8,10	10,20	-8,30	-9,17	1,99
0,59	-5,90	-9,90	-7,60	-8,30	-9,10	-9,40	10,00	-8,60	1,47
0,63	-5,30	-7,60	11,80	-5,80	-8,50	-7,50	12,40	-8,41	2,75
0,66	-3,60	-6,40	10,50	-3,30	-7,90	-6,40	-9,00	-6,73	2,66
0,69	-0,80	-4,50	-7,80	-0,80	-7,30	-5,30	-6,50	-4,71	2,90

182 Anexa 2.1. Etapele procesării datelor referitoare la analiza mersului

0,73	-2,10	-3,10	-6,50	1,70	-6,70	-4,40	-4,50	-3,66	2,89
0,76	-1,40	-2,10	-4,90	3,10	-6,10	-3,30	-2,40	-2,44	2,95
0,79	1,60	-0,80	-2,90	4,50	-4,60	-2,00	-0,40	-0,66	3,00
0,83	2,50	0,30	-1,50	6,00	-2,90	-0,70	0,80	0,64	2,92
0,86	3,30	1,70	-0,90	7,50	-1,20	0,40	1,90	1,81	2,97
0,89	4,40	3,50	-0,50	8,90	0,50	1,20	3,00	3,00	3,13
0,92	4,90	4,50	0,60	9,90	1,90	2,30	4,00	4,01	3,02
0,96	5,80	6,20	2,10	10,80	3,40	3,60	5,00	5,27	2,83
0,99	7,10	7,60	3,00	11,70	4,90	4,90	5,70	6,41	2,79
1,02	8,30	8,40	4,70	12,40	6,10	6,30	5,70	7,41	2,58
1,06	9,90	9,80	5,70	13,40	7,20	8,10	6,40	8,64	2,63
1,09	11,30	10,90	6,60	14,10	8,80	9,50	7,10	9,76	2,60
1,12	12,80	12,10	7,70	14,60	10,40	10,90	8,40	10,99	2,43
1,16	13,70	13,20	8,70	15,10	12,00	12,20	9,60	12,07	2,26
1,19	13,70	13,60	10,10	14,40	12,70	12,50	10,20	12,46	1,70
1,22	13,80	13,80	11,50	12,40	12,70	12,80	10,10	12,44	1,31
1,25	13,00	13,20	12,30	12,40	12,00	12,30	9,70	12,13	1,15
1,29	11,40	11,20	12,80	12,10	10,40	10,60	8,80	11,04	1,29
1,32	8,00	8,40	9,10	9,50	7,70	8,50	6,70	8,27	0,93
1,35	3,50	3,50	5,30	4,10	2,00	4,80	3,70	3,84	1,06
1,39	-0,20	-2,00	2,00	-6,10	-3,40	0,80	-0,70	-1,37	2,73
1,42	-4,00	-5,30	-2,90	-4,50	-7,80	-4,30	-5,00	-4,83	1,52
1,45	-7,50	-6,90	-6,90	-2,40	11,50	-6,40	-9,50	-7,30	2,82
1,49	-7,40	-2,60	-8,10	0,40	-9,00	-7,00	10,60	-6,33	3,86
1,52	-3,30	-0,80	-3,50	2,90	-4,60	-2,50	-6,70	-2,64	3,04
1,55	-1,60	1,80	-1,00	4,50	-1,20	0,70	-3,10	0,01	2,54
1,58	1,50	3,60	1,50	5,10	2,60	3,10	0,50	2,56	1,54
1,62	3,60	4,50	3,50	4,60	4,20	4,50	2,50	3,91	0,76
1,65	4,70	4,60	4,50	2,60	4,70	5,40	3,50	4,29	0,93
1,68	4,60	3,50	4,60	0,60	4,10	5,40	3,60	3,77	1,54
1,72	2,80	2,00	3,60	-2,30	1,50	3,90	2,20	1,96	2,06
1,75	-0,70	-0,90	1,00	-5,00	-2,60	0,80	-0,10	-1,07	2,11
1,78	-3,60	-4,60	-2,00	-6,20	-6,70	-3,20	-3,20	-4,21	1,71
1,82	-5,30	-7,70	-4,80	-7,90	-8,10	-5,20	-5,00	-6,29	1,52
1,85	-6,60	-8,50	-7,10	-6,90	-8,60	-6,70	-6,10	-7,21	0,96
1,88	-4,70	-8,90	-7,70	11,60	-7,30	-8,30	-6,80	-7,90	2,11
1,91	-7,90	-8,80	-7,90	14,20	-9,80	-8,50	-7,70	-9,26	2,30
1,95	13,00	-9,10	-7,60	13,40	-3,70	-7,90	-8,10	-8,97	3,35
1,98	12,30	15,40	-5,90	12,10	16,40	10,80	-7,20	-11,44	3,88
2,01	10,80	12,40	12,50	-9,30	13,20	14,00	-7,60	-11,40	2,29
2,05	-9,60	-9,70	11,40	-7,90	11,80	13,10	-6,70	-10,03	2,25
2,08	-8,10	-8,10	10,10	-5,90	10,70	11,30	11,70	-9,41	2,11
2,11	-6,20	-6,50	-8,20	-3,10	-9,60	-9,30	-8,90	-7,40	2,31
2,15	-4,50	-5,00	-6,60	-1,20	-7,60	-8,20	-7,60	-5,81	2,46
2,18	-3,40	-3,30	-5,50	0,30	-5,90	-6,00	-5,50	-4,19	2,28

2,21	-2,40	-2,30	-3,90	2,40	-4,70	-4,60	-2,80	-2,61	2,42
2,24	-1,30	-2,00	-2,70	3,00	-2,90	-3,30	-1,10	-1,47	2,13
2,28	0,20	-0,70	-1,80	4,10	-1,20	-2,00	0,40	-0,14	2,08
2,31	1,60	0,90	-0,80	5,90	0,50	-1,40	1,90	1,23	2,38
2,34	2,60	2,50	0,60	6,90	2,10	-0,80	3,20	2,44	2,40
2,38	2,90	3,70	1,70	8,30	3,20	0,20	4,50	3,50	2,54
2,41	3,50	4,60	3,40	9,20	4,70	1,40	5,50	4,61	2,41
2,44	4,50	5,70	4,40	10,40	6,50	2,30	6,90	5,81	2,54
2,48	5,20	6,90	5,00	11,50	8,10	2,90	8,30	6,84	2,80
2,51	5,50	8,00	6,10	12,20	9,40	3,80	8,90	7,70	2,81
2,54	6,50	9,10	7,00	12,90	11,10	4,40	9,60	8,66	2,90
2,57	8,20	10,20	8,60	13,20	12,20	5,40	10,10	9,70	2,61
2,61	9,80	11,70	10,20	13,80	13,20	6,80	11,40	10,99	2,35
2,64	10,80	12,90	10,90	13,40	13,50	8,10	12,30	11,70	1,93
2,67	11,50	12,80	11,80	11,40	13,80	9,20	12,60	11,87	1,45
2,71	11,80	12,80	12,80	8,40	14,20	10,00	13,30	11,90	2,03
2,74	12,00	12,20	13,80	6,40	13,40	10,60	13,70	11,73	2,61
2,77	11,70	10,60	13,60	4,10	13,10	11,10	13,00	11,03	3,25
2,81	11,30	7,70	12,70	1,90	10,40	11,00	12,20	9,60	3,76
2,84	9,70	5,20	10,60	-0,60	6,80	9,50	11,40	7,51	4,18
2,87	7,30	2,30	6,90	-4,20	3,10	7,80	10,70	4,84	4,91
2,90	3,90	-2,60	2,00	-2,30	-0,10	4,50	9,90	2,19	4,40

Celulele colorate în verde corespund unui ciclu de mers. Datele au fost folosite pentru reprezentarea normalizată a mișcării de flexie-extensie în articulația gleznei (tabelul 6).

Tabelul 6. Valorile medii pentru flexia-extensia din articulația gleznei, determinate pentru un ciclu de mers

Ciclu mers [%]	Valoare medie [°]	Deviația standard [°]
0,00	-0,66	3,00
3,45	0,64	2,92
6,90	1,81	2,97
10,34	3,00	3,13
13,79	4,01	3,02
17,24	5,27	2,83
20,69	6,41	2,79
24,14	7,41	2,58
27,59	8,64	2,63
31,03	9,76	2,60
34,48	10,99	2,43
37,93	12,07	2,26
41,38	12,46	1,70
44,83	12,44	1,31
48,28	12,13	1,15
51,72	11,04	1,29
55,17	8,27	0,93
58,62	3,84	1,06
62,07	-1,37	2,73
65,52	-4,83	1,52
68,97	-7,30	2,82
72,41	-6,33	3,86
75,86	-2,64	3,04
79,31	0,01	2,54

82,76	2,56	1,54
86,21	3,91	0,76
89,66	4,29	0,93
93,10	3,77	1,54
96,55	1,96	2,06
100,00	-1,07	2,11

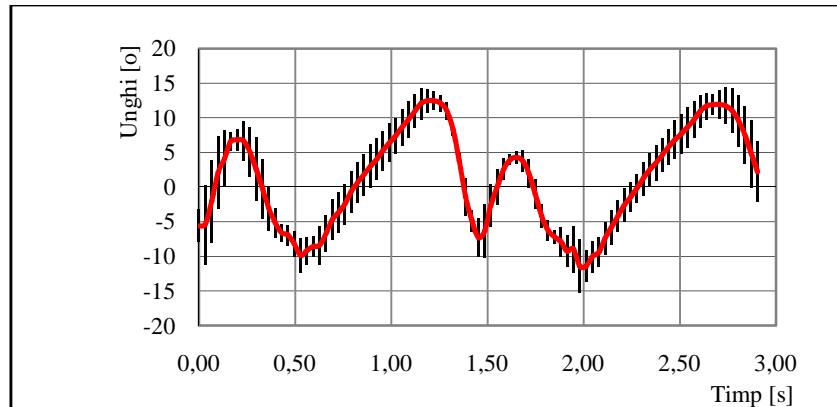


Figura 5. Mișcarea de flexie-extensie din articulația gleznei pe toată durata înregistrării, în funcție de timp

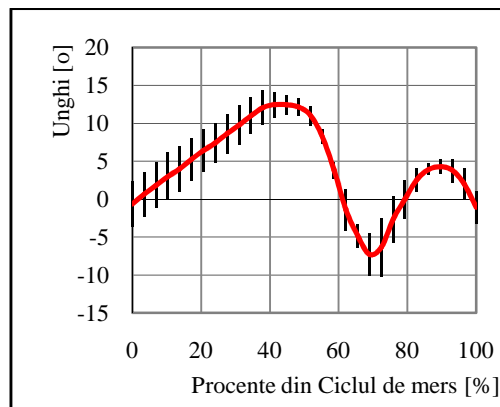
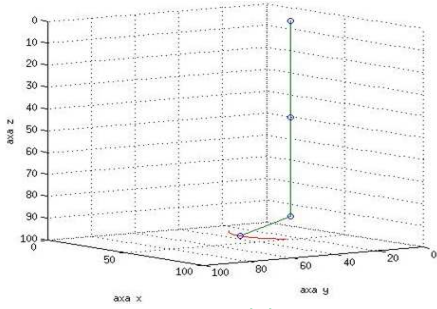


Figura 6. Mișcarea de flexie-extensie din articulația gleznei pe durata unui ciclu de mers

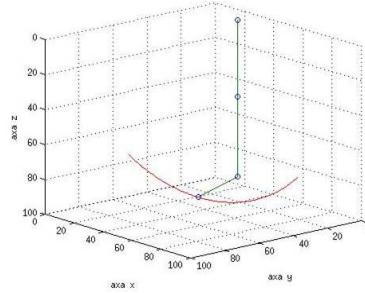
Anexa 2.2. Reprezentarea tabelară a variației unghiulare în articulații

Timp [s]	Articulația șoldului			Articulația genunchiului		Articulația gleznei	
	Flexie-extensie [grad]	Adductie-Abductie [grad]	Rotatie [grad]	Flexie-extensie [grad]	Adductie-Abductie [grad]	Flexie-extensie [grad]	Rotatie [grad]
0.00	10.40	-13.3	10.80	4.60	2.10	-5.90	18.1
0.03	9.10	-12.40	12.00	2.40	1.10	-7.60	12.3
0.07	8.00	-10.60	10.70	3.60	1.00	-11.80	14.9
0.10	6.40	-9.60	11.40	3.00	2.70	-10.50	15
0.13	6.40	-5.90	8.10	0.80	2.90	-7.80	14.8
0.17	5.20	-3.70	8.00	0.80	3.40	-6.50	15.1
0.20	4.20	-0.60	7.10	0.40	3.20	-4.90	14.9
0.23	2.80	1.80	6.60	0.20	4.20	-2.90	15.2
0.27	1.60	3.80	9.00	0.70	4.80	-1.50	15.5
0.30	0.90	5.70	12.50	1.40	4.20	-0.90	15.4
0.33	0.30	6.80	14.80	1.80	3.40	-0.50	15.7
0.37	-0.80	7.30	13.90	1.60	3.70	0.60	15.3
0.40	-1.90	7.90	12.50	1.20	4.00	2.10	14.9
0.43	-2.60	8.40	12.40	0.60	3.80	3.00	14.8
0.47	-3.20	8.30	13.60	-0.30	3.90	4.70	14.4
0.50	-3.70	8.60	14.70	-0.90	4.00	5.70	14.8
0.53	-4.70	9.10	14.70	-1.20	3.90	6.60	15.2
0.57	-5.70	9.70	15.00	-1.30	3.40	7.70	15.3
0.60	-6.80	10.30	15.20	-1.40	3.20	8.70	16
0.63	-7.50	10.60	16.50	-2.30	3.60	10.10	15.8
0.67	-8.00	11.20	17.30	-3.60	3.50	11.50	16.2
0.70	-8.20	11.20	18.30	-5.50	3.70	12.30	16.6
0.73	-8.70	11.40	18.20	-7.50	4.10	12.80	16.7
0.77	-9.70	11.20	18.30	-9.10	4.10	12.70	17.3
0.80	-10.40	9.70	19.20	-12.10	4.90	12.80	16.8
0.83	-10.80	7.90	19.40	-16.00	5.50	11.60	15.1
0.87	-10.20	6.00	20.10	-21.10	7.00	9.10	15.2
0.90	-9.40	2.80	20.10	-27.10	9.90	5.30	15.5
0.93	-7.80	-1.40	20.20	-35.10	13.90	2.00	16.4
0.97	-5.50	-5.80	18.70	-43.30	17.30	-2.90	19.8
1.00	-2.40	-9.80	16.30	-50.70	19.30	-6.90	23.8
1.03	1.10	-12.60	13.40	-55.90	20.00	-8.10	31.9
1.07	5.00	-14.00	10.20	-58.90	20.00	-3.50	36.4
1.10	8.20	-14.70	9.00	-58.90	20.30	-1.00	37.7
1.13	10.70	-15.90	10.20	-56.80	21.60	1.50	35.9
1.17	12.50	-17.50	12.20	-52.50	23.00	3.50	33.5
1.20	13.50	-18.40	13.60	-46.10	23.00	4.50	32.4
1.23	14.10	-18.30	14.60	-38.10	20.80	4.60	31.8
1.27	14.50	-17.60	14.00	-28.80	16.70	3.60	31.1
1.30	14.10	-16.60	13.40	-18.50	12.30	1.00	29.1
1.33	13.10	-16.10	12.40	-8.60	8.60	-2.00	25
1.37	11.70	-16.30	12.00	0.00	5.70	-4.80	20.1
1.40	10.40	-16.70	11.90	6.50	3.50	-7.10	16.9
1.43	9.50	-17.40	12.20	9.50	2.00	-7.70	16
1.47	9.20	-17.70	13.00	8.90	1.50	-7.90	16.3
1.50	8.80	-17.40	13.20	7.00	2.00	-7.60	18.2
1.53	8.10	-16.10	12.20	6.40	1.50	-5.90	17

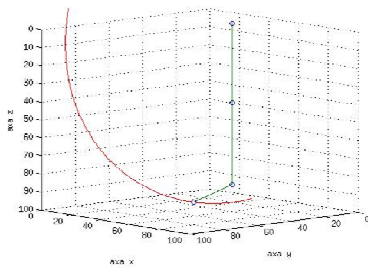
Anexa 2.4. Reprezentarea grafică a variației poziției vârfului piciorului utilizând modelul Denavit-Hartenberg



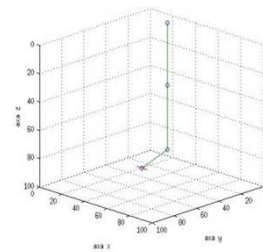
q₁ variabil



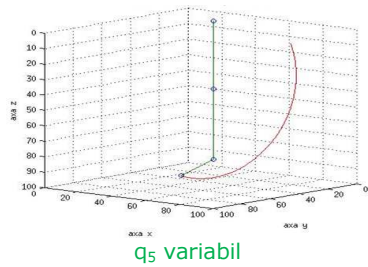
q₂ variabil



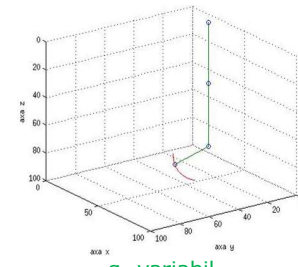
q₃ variabil



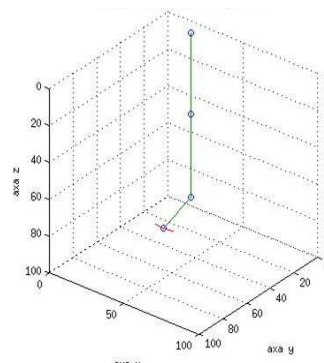
q₄ variabil



q₅ variabil



q₆ variabil



q₇ variabil

Anexa 3.1. Proprietățile materialelor

Tabelul 1 Proprietățile mecanice ale polietilenei

Proprietăți polietilenă	
Modulul lui Young	2.e+005 MPa
Coeficientul lui Poisson	0.3
Densitatea	7.85e-006 kg/mm ³
Tensiunea maximă la tracțiune în momentul curgerii	250. Mpa
Tensiunea maximă la compresiune în momentul curgerii	250. Mpa
Tensiunea maximă la tracțiune în momentul ruperii	460. Mpa
Tensiunea maximă la compresiune în momentul ruperii	0. Mpa

Tabelul 2 Proprietățile mecanice ale aliajului de aluminiu

Proprietăți aliaj de aluminiu	
Modulul lui Young	71000 Mpa
Coeficientul lui Poisson	0.33
Densitatea	2.77e-006 kg/mm ³
Tensiunea maximă la tracțiune în momentul curgerii	280. Mpa
Tensiunea maximă la compresiune în momentul curgerii	280. Mpa
Tensiunea maximă la tracțiune în momentul ruperii	310. Mpa
Tensiunea maximă la compresiune în momentul ruperii	0. Mpa

Tabelul 3 Proprietățile mecanice ale oțelului inoxidabil

Proprietăți oțel inoxidabil	
Modulul lui Young	1.93e+005 Mpa
Coeficientul lui Poisson	0.31
Densitatea	7.75e-006 kg/mm ³
Tensiunea maximă la tracțiune în momentul curgerii	207. Mpa
Tensiunea maximă la compresiune în momentul curgerii	207. Mpa
Tensiunea maximă la tracțiune în momentul ruperii	586. Mpa
Tensiunea maximă la compresiune în momentul ruperii	0. Mpa

Anexa 3.2. Caracteristicile geometrice ale modelelor protezei de membru inferior



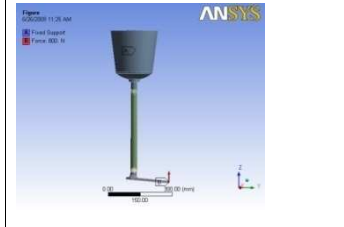
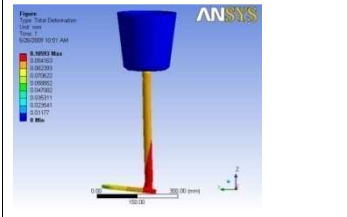
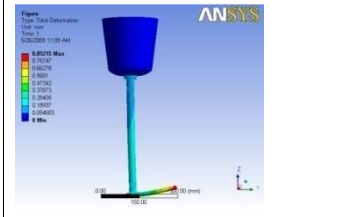
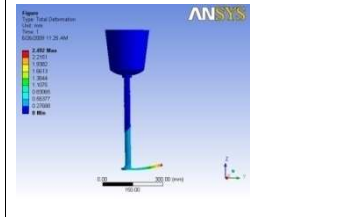
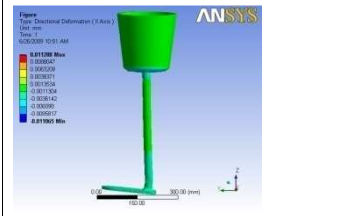
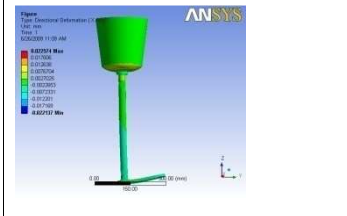
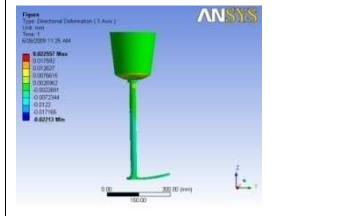
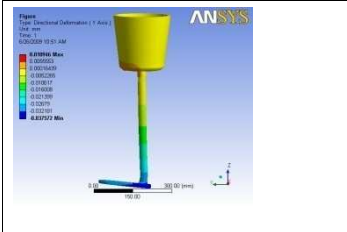
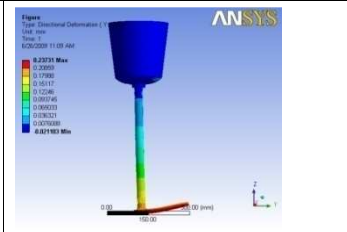
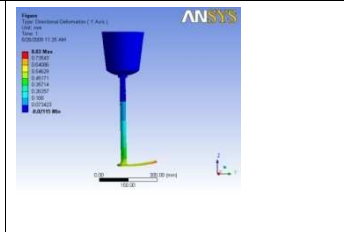
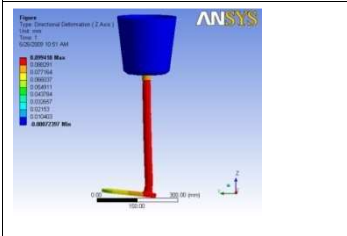
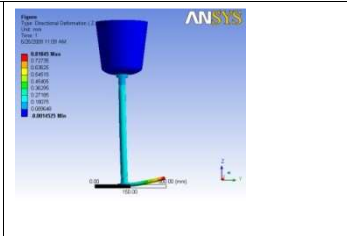
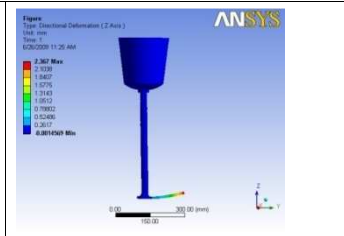
Tabelul 1 Caracteristicile geometrice ale modelului simplificat

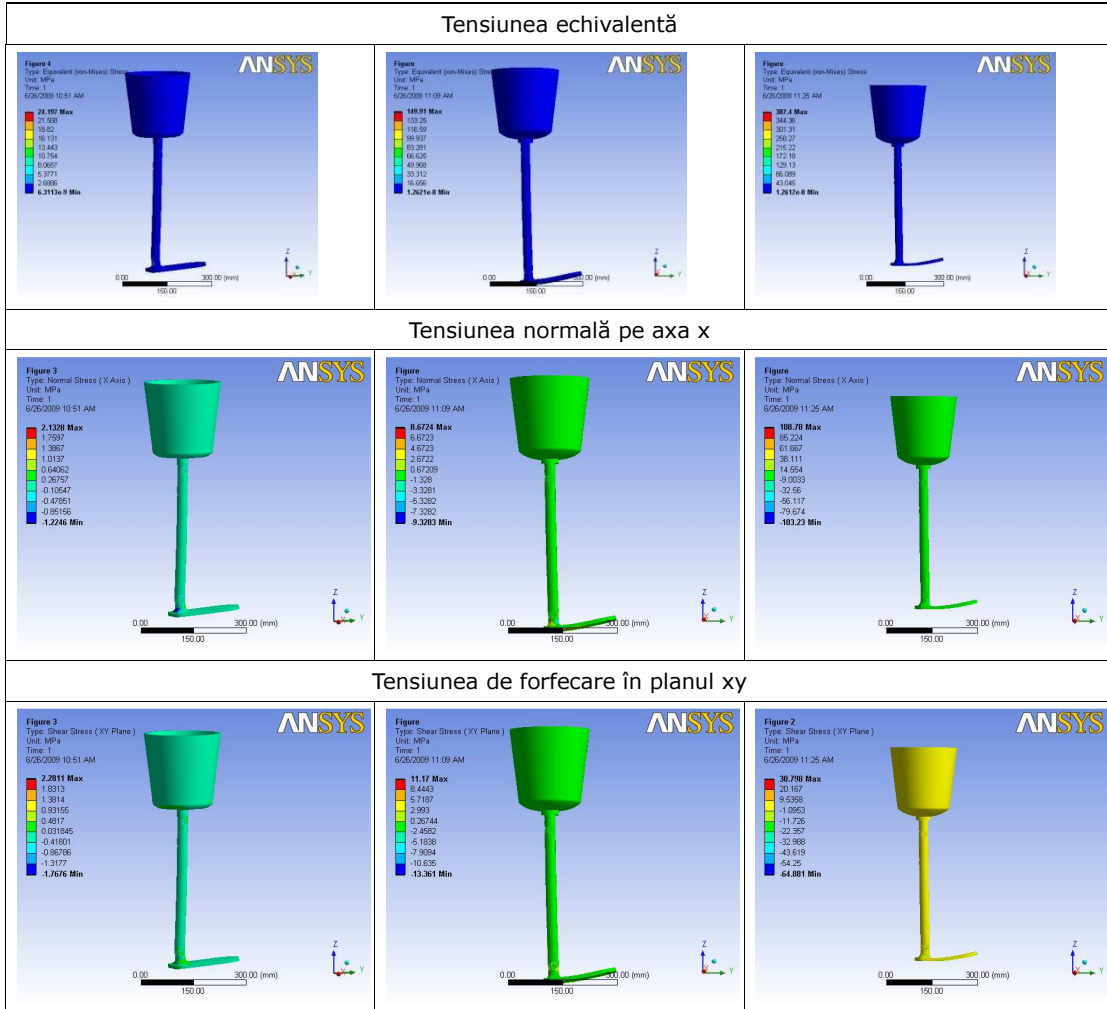
Bounding Box				
Length X	100. mm	20. mm	18. mm	33. mm
Length Y	207.38 mm	23.169 mm		16.811 mm
Length Z	93.818 mm	23.169 mm		16.811 mm
Properties				
Volume	2.2015e+005 mm ³	2437.8 mm ³	1357.6 mm ³	1825.6 mm ³
Mass	0.60981 kg	1.8893e-002 kg	1.0522e-002 kg	1.4148e-002 kg
Centroid X	-1.0847e-004 mm	-13.987 mm	13.851 mm	7.6951 mm
Centroid Y	61.682 mm	1.1072e-005 mm	-1.9504e-005 mm	1.8278e-009 mm
Centroid Z	-382.02 mm	-355. mm		
Moment of Inertia Ip1	461.82 kg·mm ²	0.74478 kg·mm ²	0.54758 kg·mm ²	1.4373 kg·mm ²
Moment of Inertia Ip2	1939.9 kg·mm ²	0.82696 kg·mm ²	0.50585 kg·mm ²	1.4481 kg·mm ²
Moment of Inertia Ip3	2321.8 kg·mm ²	0.80694 kg·mm ²	0.43544 kg·mm ²	0.15019 kg·mm ²
Statistics				
Nodes	1728	452	1008	529
Elements	779	198	461	217

Tabelul 2 Caracteristicile geometrice ale modelului îmbunătățit

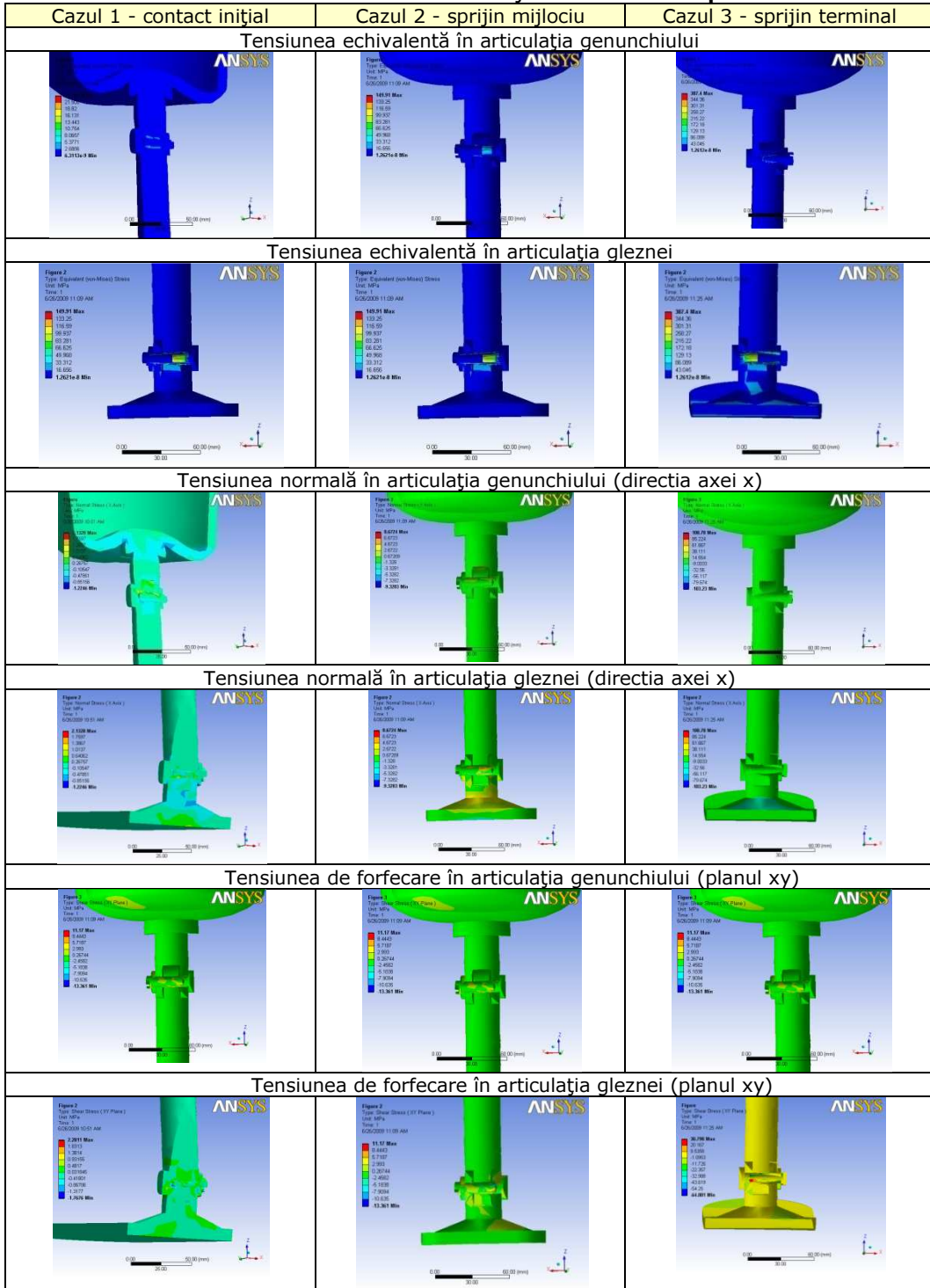
Bounding Box					
Length X	30. mm	29.972 mm	7.8403 mm	20. mm	18. mm
Length Y	55.2 mm	40. mm	7.8405 mm	20. mm	
Length Z	70. mm	400. mm	13. mm	20. mm	
Properties					
Volume	36724 mm ³	2.6301e+005 mm ³	303.48 mm ³	2437.8 mm ³	1357.6 mm ³
Mass	0.28461 kg	2.0383 kg	2.352e-003 kg	1.8893e-002 kg	1.0522e-002 kg
Centroid X	4.0815e-005 mm	-4.4645e-004 mm	-3.6583e-010 mm	13.987 mm	-13.851 mm
Centroid Y	4.8173 mm	0.11263 mm	8.038e-010 mm	7.2414e-006 mm	1.2913e-005 mm
Centroid Z	38.802 mm	-170.87 mm	27.907 mm	15. mm	
Moment of Inertia Ip1	127.95 kg·mm ²	23651 kg·mm ²	3.4094e-002 kg·mm ²	0.74478 kg·mm ²	0.54758 kg·mm ²
Moment of Inertia Ip2	101.94 kg·mm ²	23639 kg·mm ²	3.4094e-002 kg·mm ²	0.82696 kg·mm ²	0.50585 kg·mm ²
Moment of Inertia Ip3	58.554 kg·mm ²	227.53 kg·mm ²	1.1434e-002 kg·mm ²	0.80694 kg·mm ²	0.43544 kg·mm ²
Statistics					
Nodes	1688	2421	931	452	1008
Elements	755	1153	433	198	461

Anexa 3.3. Rezultatele analizei numerice a modelului simplificat

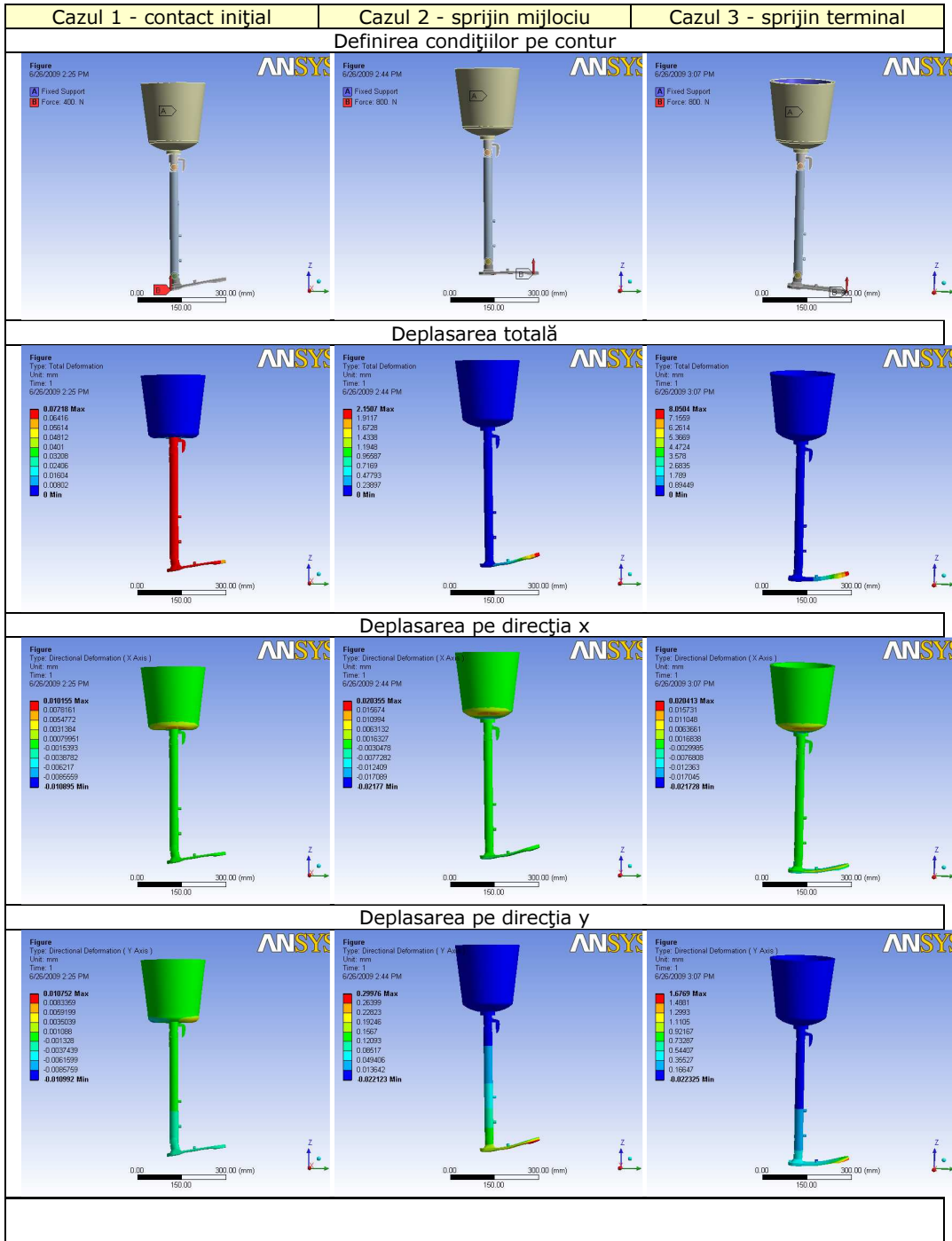
Cazul 1 - contact inițial	Cazul 2 - sprijin mijlociu	Cazul 3 - sprijin terminal
Condițiile pe contur		
		
Deplasarea totală		
		
Deplasarea pe direcția X		
		
Deplasarea pe direcția Y		
		
Deplasarea pe direcția Z		
		

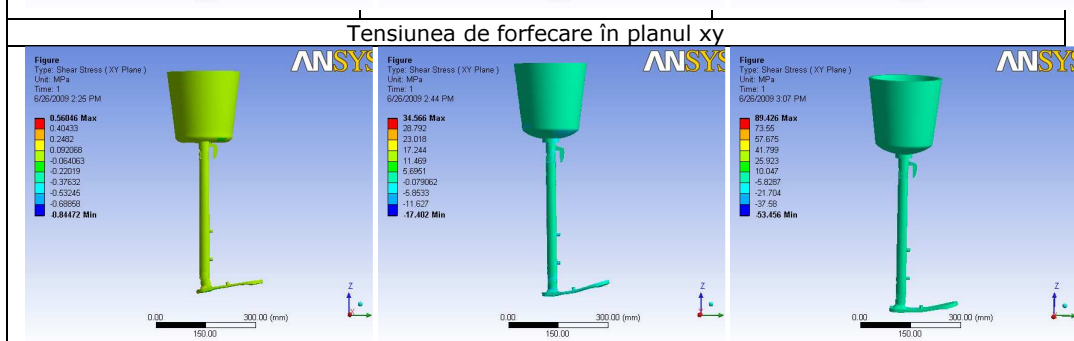
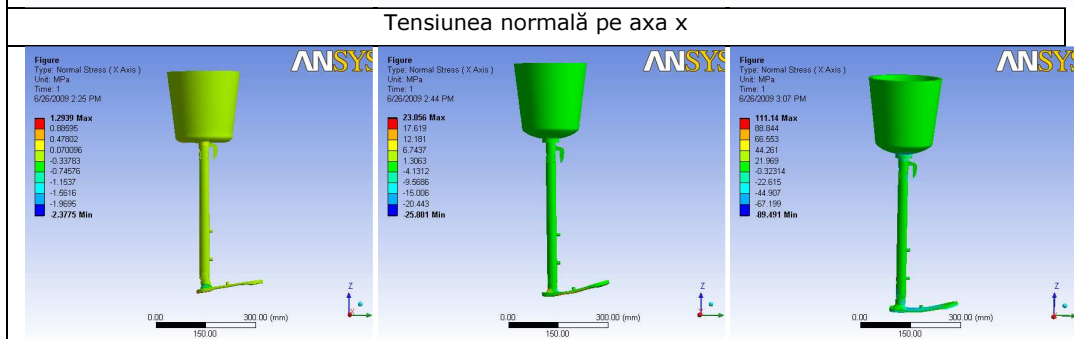
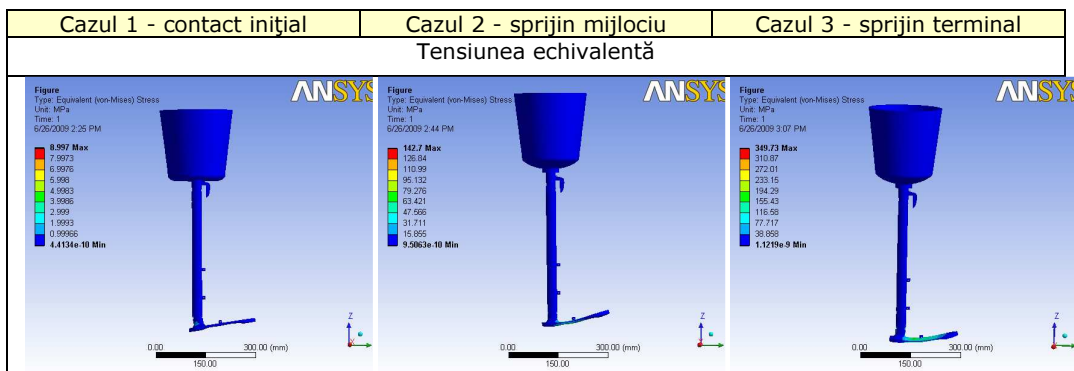
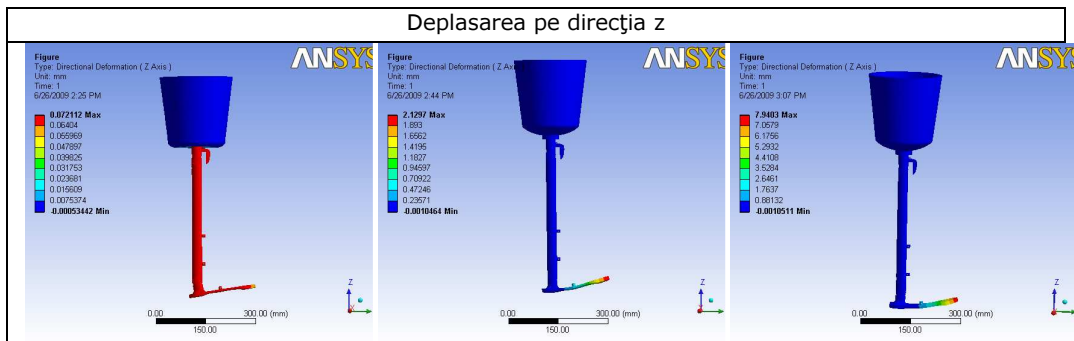


Anexa 3.4. Tensiunile din articulațiile modelului simplificat

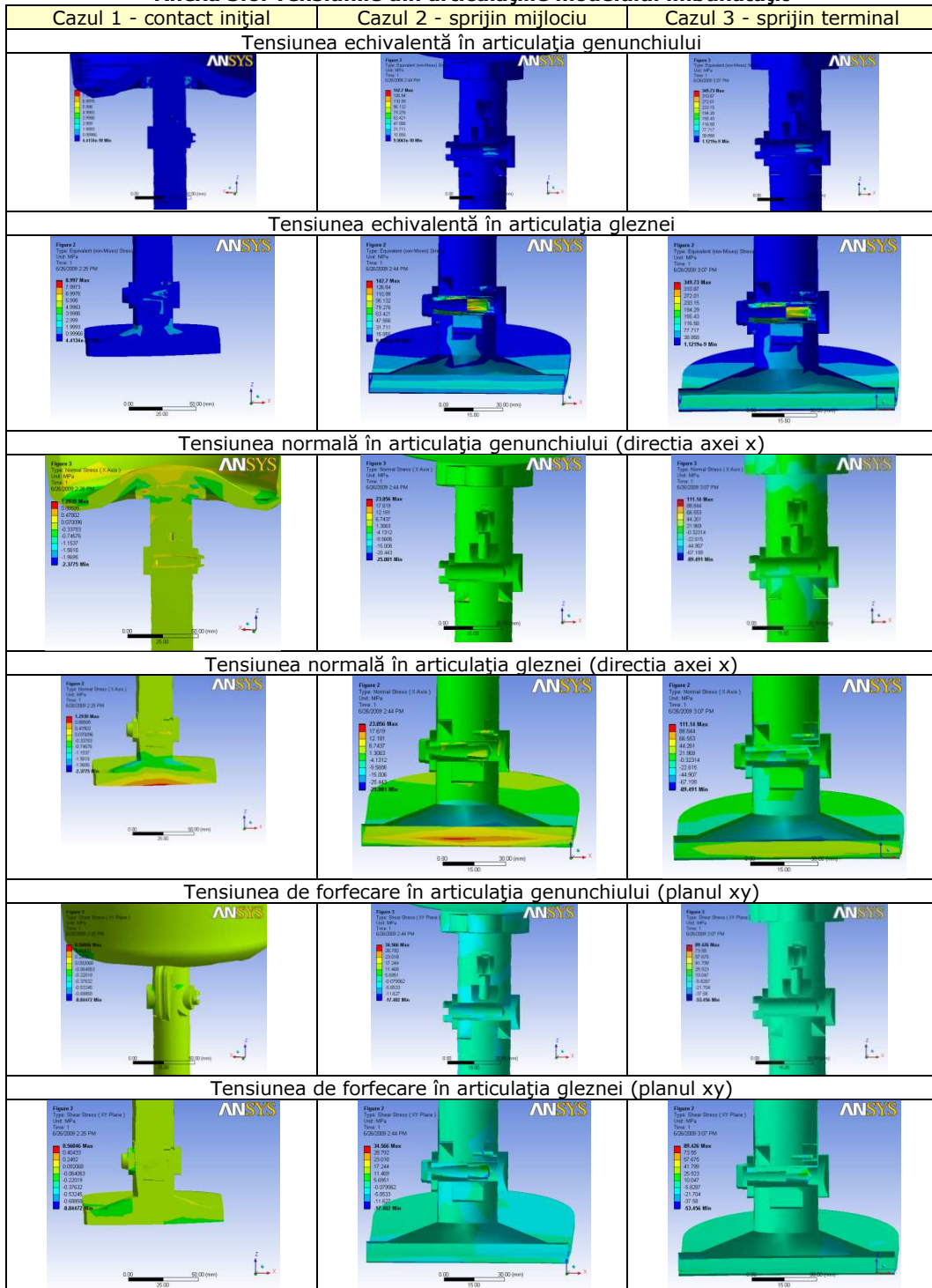


Anexa 3.5. Rezultatele analizei numerice a modelului îmbunătățit





Anexa 3.6. Tensiunile din articulațiile modelului îmbunătățit



Anexa 3.7. Variația reacțiunii plantare corespunzătoare suprafețelor de interes

Timp [s]	P1 [N]	P2 [N]	P3 [N]	P4 [N]	P5 [N]	P6 [N]	P7 [N]	P8 [N]	P9 [N]	Reacțiunea plantară totală [N]
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,02	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,03	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,04	0,00	2,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	2,50
0,05	0,00	13,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	13,00
0,06	0,00	37,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	37,50
0,07	0,00	67,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	67,50
0,08	0,00	100,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	100,00
0,09	0,50	126,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	126,50
0,10	1,00	144,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	145,50
0,11	1,00	167,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	168,00
0,12	0,50	195,50	0,00	13,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	210,00
0,13	0,00	228,00	0,00	26,50	0,00	0,00	5,50	0,00	0,00	260,00
0,14	0,00	247,00	0,00	35,00	0,00	0,00	9,00	0,00	0,00	291,00
0,15	0,00	258,00	0,00	43,00	0,00	0,00	12,50	0,00	0,00	313,50
0,16	0,00	261,00	0,00	48,50	0,00	0,00	16,00	0,00	0,00	325,50
0,17	0,00	268,00	0,00	56,00	0,00	0,00	22,50	0,00	0,00	346,50
0,18	0,00	282,00	0,00	62,00	0,00	0,00	27,50	0,00	0,00	371,50
0,19	0,00	297,50	0,00	70,50	0,00	0,50	31,00	0,00	0,00	399,50
0,20	0,00	308,50	0,00	79,50	0,00	1,00	34,50	0,00	0,00	423,50
0,21	0,00	320,00	0,00	87,50	0,00	1,00	41,50	0,00	0,00	450,00
0,22	0,00	334,00	0,00	99,50	0,00	1,50	47,00	0,00	0,00	482,00
0,23	1,00	350,00	0,00	110,00	0,00	2,50	55,00	0,00	0,00	518,50
0,24	2,00	369,00	0,00	120,00	0,00	3,50	61,50	0,00	0,00	556,00
0,25	2,00	392,00	0,00	130,00	0,00	4,50	69,00	0,00	0,00	597,50
0,26	2,00	410,00	0,00	140,50	0,00	6,50	78,50	0,00	0,00	637,50
0,27	2,50	425,50	0,00	150,50	0,00	7,50	86,00	0,00	0,00	672,00
0,28	2,50	438,00	0,00	161,50	0,00	8,00	92,50	0,00	0,00	702,50
0,29	2,50	448,50	0,00	172,50	0,00	9,00	101,50	0,00	0,00	734,00
0,30	2,50	453,50	0,00	181,50	0,00	9,50	105,50	0,00	0,00	752,50
0,31	2,50	456,00	0,00	191,00	0,00	11,00	111,00	0,00	0,00	771,50
0,32	2,50	458,00	0,00	198,50	0,00	11,50	117,50	0,00	0,00	788,00
0,33	2,50	456,50	0,00	207,00	0,00	12,00	123,50	0,00	0,00	801,50
0,34	3,00	450,00	0,00	212,50	0,00	13,00	128,00	0,00	0,00	806,50
0,35	3,00	441,50	0,00	218,00	0,00	13,50	133,00	0,00	0,00	809,00
0,36	3,00	430,00	0,00	223,00	0,00	15,00	140,50	0,00	0,00	811,50
0,37	3,00	416,00	0,00	226,00	0,00	16,50	146,00	0,00	0,00	807,50
0,38	3,00	400,00	0,00	231,00	0,00	16,50	152,00	0,00	0,00	802,50
0,39	3,00	383,50	0,00	234,00	0,00	17,50	154,50	0,00	0,00	792,50
0,40	3,00	366,50	0,00	235,00	0,00	19,50	161,50	0,00	0,00	785,50
0,41	3,00	344,50	0,00	240,00	0,00	20,50	164,50	0,00	0,50	773,00
0,42	1,50	328,00	0,00	241,50	0,00	22,00	170,50	0,00	2,00	765,50
0,43	2,00	314,00	0,00	243,50	0,00	24,00	174,00	0,00	3,00	760,50
0,44	2,50	295,00	0,00	247,50	0,00	25,00	181,50	0,00	4,50	756,00
0,45	2,50	280,50	0,00	251,00	0,00	26,00	189,50	0,00	7,50	757,00
0,46	1,50	267,50	0,00	254,50	0,00	27,50	196,50	0,00	9,00	756,50
0,47	2,00	251,00	0,00	256,00	0,00	30,00	203,50	0,00	14,00	756,50

206 Anexa 3.7 Variația reacțiunii plantare

0,48	1,50	237,00	0,00	259,50	0,00	30,50	210,00	0,00	17,50	756,00
0,49	1,50	224,50	0,00	262,00	0,00	32,50	217,50	0,00	20,00	758,00
0,50	1,50	210,00	0,00	266,00	0,00	34,50	225,00	0,00	23,50	760,50
0,51	1,50	195,00	0,00	268,50	0,00	35,50	232,50	0,00	25,00	758,00
0,52	1,50	183,00	0,00	272,50	0,00	37,00	237,00	0,00	26,50	757,50
0,53	0,00	172,50	0,00	275,50	0,00	38,00	243,50	0,00	30,50	760,00
0,54	0,00	164,50	0,00	278,50	0,00	40,00	248,50	0,00	32,00	763,50
0,55	0,00	155,50	0,00	283,50	0,00	42,50	254,50	0,00	33,00	769,00
0,56	0,00	144,00	0,00	285,50	0,00	43,00	260,50	0,00	36,50	769,50
0,57	0,00	135,50	0,00	287,00	0,00	45,00	266,50	0,00	37,00	771,00
0,58	0,00	127,00	0,00	287,50	0,00	47,50	272,50	0,00	40,50	775,00
0,59	0,00	119,50	0,00	288,50	0,00	50,50	276,50	0,00	44,00	779,00
0,60	0,00	115,50	0,00	287,50	0,00	55,00	283,00	0,00	46,00	787,00
0,61	0,00	108,50	0,00	287,00	0,00	58,50	289,50	0,00	48,50	792,00
0,62	0,00	98,50	0,00	286,50	0,00	63,00	294,00	0,00	51,00	793,00
0,63	0,00	92,50	0,00	285,50	0,00	66,50	301,00	0,00	53,00	798,50
0,64	0,00	82,50	0,00	285,50	0,00	69,50	306,00	0,00	56,00	799,50
0,65	0,00	71,50	0,00	287,00	0,00	72,00	312,50	0,00	57,50	800,50
0,66	0,00	65,00	0,00	287,50	0,00	74,00	319,50	0,00	60,50	806,50
0,67	0,00	54,50	0,00	287,50	0,00	76,50	326,50	0,00	63,00	808,00
0,68	0,00	45,50	0,00	288,50	0,00	79,50	330,50	0,00	65,00	809,00
0,69	0,00	35,00	0,00	291,00	0,00	81,00	338,00	0,00	66,00	811,00
0,70	0,00	22,00	0,00	289,50	0,00	81,50	343,50	0,00	67,50	804,00
0,71	0,00	14,50	0,00	289,00	0,00	84,50	348,50	0,00	68,50	805,00
0,72	0,00	4,00	0,00	286,50	0,00	85,00	356,50	0,00	71,50	803,50
0,73	0,00	0,00	0,00	283,50	0,00	86,00	362,00	0,00	73,50	805,00
0,74	0,00	0,00	0,00	284,00	0,00	87,50	368,50	0,00	75,50	815,50
0,75	0,00	0,00	0,00	280,00	0,00	87,50	374,00	0,00	77,00	818,50
0,76	0,00	0,00	0,00	277,50	0,00	89,00	380,00	0,00	79,00	825,50
0,77	0,00	0,00	0,00	271,50	0,00	89,50	384,50	0,00	82,00	827,50
0,78	0,00	0,00	0,00	265,00	0,00	91,00	388,50	0,00	84,00	828,50
0,79	0,00	0,00	0,00	259,00	0,00	90,00	392,50	0,00	86,00	827,50
0,80	0,00	0,00	0,00	248,50	0,00	90,50	395,00	0,00	89,00	823,00
0,81	0,00	0,00	0,00	243,50	0,00	87,50	399,50	0,00	90,00	820,50
0,82	0,00	0,00	0,00	237,00	0,00	87,00	403,50	0,00	93,00	820,50
0,83	0,00	0,00	0,00	233,50	0,00	85,50	405,50	0,00	93,50	818,00
0,84	0,00	0,00	0,00	230,50	0,00	84,50	407,00	0,00	94,50	816,50
0,85	0,00	0,00	0,00	220,50	0,00	83,00	408,00	0,00	94,50	806,00
0,86	0,00	0,00	0,00	214,00	0,00	78,00	411,50	0,00	98,50	802,00
0,87	0,00	0,00	0,00	206,00	0,00	76,50	410,50	0,00	100,50	793,50
0,88	0,00	0,00	0,00	197,50	0,00	74,00	408,00	0,00	101,00	780,50
0,89	0,00	0,00	0,00	187,00	0,00	72,00	406,00	0,00	103,50	768,50
0,90	0,00	0,00	0,00	170,00	0,00	68,50	402,50	0,00	106,50	747,50
0,91	0,00	0,00	0,00	153,00	0,00	67,00	401,00	0,00	107,50	728,50
0,92	0,00	0,00	0,00	135,50	0,00	62,00	393,00	0,00	107,00	697,50
0,93	0,00	0,00	0,00	118,00	0,00	58,50	383,00	0,00	109,00	668,50
0,94	0,00	0,00	0,00	99,50	0,00	55,00	370,00	0,00	112,00	636,50
0,95	0,00	0,00	0,00	82,50	0,00	50,50	357,50	0,00	115,00	605,50
0,96	0,00	0,00	0,00	61,50	0,00	48,00	340,50	0,00	116,50	566,50
0,97	0,00	0,00	0,00	44,00	0,00	42,50	322,50	0,00	119,50	528,50
0,98	0,00	0,00	0,00	34,00	0,00	35,50	299,50	0,00	124,50	493,50

Anexa 3.7. Variația reacțiunii plantare 207

0,99	0,00	0,00	0,00	23,00	0,00	30,50	261,00	0,00	131,00	445,50
1,00	0,00	0,00	0,00	18,50	0,00	21,00	224,50	0,00	134,00	398,00
1,01	0,00	0,00	0,00	9,50	0,00	16,00	181,00	0,00	142,00	348,50
1,02	0,00	0,00	0,00	4,00	0,00	8,00	138,00	0,00	147,50	297,50
1,03	0,00	0,00	0,00	2,00	0,00	2,50	98,00	0,00	151,00	253,50
1,04	0,00	0,00	0,00	2,00	0,00	2,50	64,50	0,00	152,50	221,50
1,05	0,00	0,00	0,00	1,50	0,00	2,50	38,00	0,00	146,50	188,50
1,06	0,00	0,00	0,00	1,50	0,00	0,00	23,00	0,00	131,50	156,00
1,07	0,00	0,00	0,00	1,50	0,00	0,00	17,50	0,00	116,00	135,00
1,08	0,00	0,00	0,00	1,50	0,00	0,00	8,50	0,00	101,00	111,00
1,09	0,00	0,00	0,00	1,50	0,00	0,00	0,00	0,00	83,00	84,50
1,10	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	60,50	60,50
1,11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	45,00	45,00
1,12	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	27,00	27,00
1,13	0,00	0,00	0,00	0,50	0,00	0,00	0,00	0,00	11,00	11,50
1,14	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,16	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,17	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,18	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,19	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1,20	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Anexa 3.8. Rezultate extrase din raportul generat de software-ul WinFDM

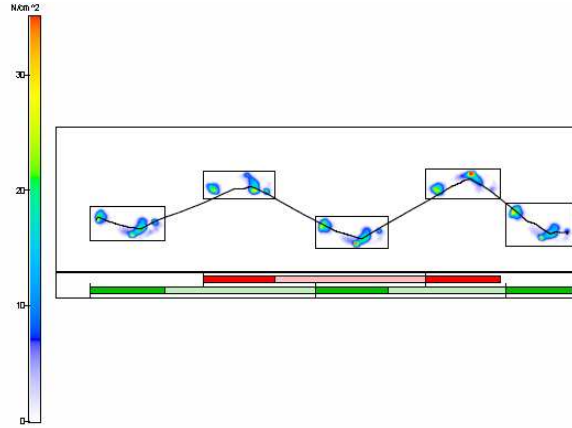


Figura 1. Amprente plantare înregistrate în timpul mersului pe platforma de forțe

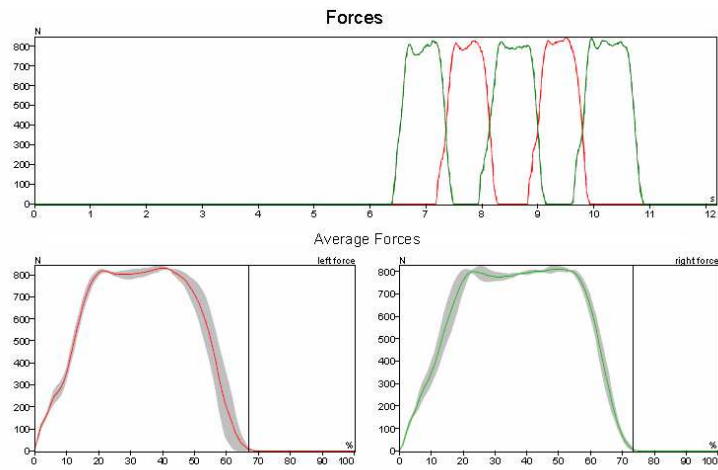


Figura 2. Valorile medii ale reacțiunilor plantare totale înregistrate cu sistemul Zebris




















	left	right		
Step time, sec	0.90	0.76		
Swing time, %	33.00	26.56		
Stance time, %	67.00	73.44		
Load response, %	19.62	21.13		
Pre-swing, %	21.13	19.62		
Single support, %	26.26	32.70		
Step length, cm	44	39		
Normalized	-	-		
Stride length, cm	83			
Normalized	-			
Stride time, sec	1.66			
Cadence, st/min	38			
Velocity, cm/sec	52			
Normalized, 1/sec	-			
Variability of velocity, %	9.97			

Figura 3. Parametrii spațio-temporali ai mersului

Anexa 3.9. Rezultatele analizei cu element finit în funcție de reacțiunile plantare regionale

Tabel 1. Deplasările

Deplasare totală [mm]	Deplasare x maxim [mm]	Deplasare y maxim [mm]	Deplasare z maxim [mm]
5,23E-13	3,85E-13	1,34E-13	1,48E-13
6,21E-13	4,76E-13	1,43E-13	3,94E-13
6,42E-13	4,94E-13	1,61E-13	4,12E-13
6,46E-13	4,97E-13	1,70E-13	4,12E-13
6,53E-13	4,98E-13	1,66E-13	4,17E-13
1,40E-04	1,52E-07	1,72E-05	8,74E-05
7,28E-04	7,92E-07	8,95E-05	4,55E-04
2,10E-03	2,28E-06	2,58E-04	1,31E-03
3,78E-03	4,11E-06	4,65E-04	2,36E-03
5,60E-03	6,09E-06	6,88E-04	3,50E-03
7,04E-03	7,66E-06	8,66E-04	4,39E-03
8,05E-03	8,77E-06	9,92E-04	5,02E-03
9,31E-03	1,01E-05	1,15E-03	5,81E-03
1,70E-02	1,52E-05	3,12E-03	6,24E-03
3,25E-02	2,20E-05	7,49E-03	8,93E-03
4,36E-02	2,65E-05	1,05E-02	1,09E-02
5,43E-02	3,03E-05	1,34E-02	1,28E-02
6,33E-02	3,31E-05	1,58E-02	1,44E-02
7,80E-02	3,78E-05	1,97E-02	1,70E-02
8,98E-02	4,19E-05	2,27E-02	1,92E-02
0,10208	4,63E-05	2,59E-02	2,16E-02
0,11467	5,05E-05	2,92E-02	2,40E-02
0,13089	1,04E-04	3,34E-02	2,70E-02
0,14865	2,41E-04	3,80E-02	3,04E-02
0,16965	4,20E-04	4,34E-02	3,44E-02
0,18815	5,69E-04	4,82E-02	3,79E-02
0,20818	7,11E-04	5,34E-02	4,18E-02
0,23285	9,42E-04	5,97E-02	4,65E-02
0,25293	1,12E-03	6,49E-02	5,03E-02
0,27155	1,29E-03	6,97E-02	5,39E-02
0,29455	1,53E-03	7,56E-02	5,83E-02
0,30795	1,67E-03	7,90E-02	6,08E-02
0,32537	1,88E-03	8,35E-02	6,41E-02
0,34131	2,06E-03	8,76E-02	6,70E-02
0,35723	2,26E-03	9,17E-02	7,00E-02
0,3694	2,45E-03	9,48E-02	7,23E-02
0,38156	2,64E-03	9,79E-02	7,45E-02
0,39847	2,92E-03	0,10223	7,76E-02
0,41092	3,19E-03	0,10541	7,99E-02
0,42342	3,45E-03	0,10861	8,22E-02
0,43073	3,66E-03	0,11049	8,35E-02
0,4446	3,97E-03	0,11401	8,60E-02
0,45511	4,25E-03	0,11671	8,79E-02
0,47025	4,57E-03	0,1205	9,06E-02
0,48182	4,84E-03	0,12341	9,27E-02
0,50031	5,22E-03	0,12806	9,61E-02
0,52216	5,63E-03	0,13354	0,10006
0,5403	5,97E-03	0,13811	0,10342
0,56535	6,47E-03	0,14434	0,10794

Anexa 3.9 Rezultatele analizei cu element finit ..211

Deplasare totală [mm]	Deplasare x maxim [mm]	Deplasare y maxim [mm]	Deplasare z maxim [mm]
0,58527	6,85E-03	0,14932	0,11159
0,60611	7,24E-03	0,15455	0,11541
0,63008	7,70E-03	0,16055	0,1198
0,64747	8,04E-03	0,16492	0,12303
0,6623	8,33E-03	0,16866	0,12579
0,68358	8,71E-03	0,17397	0,12971
0,69919	9,00E-03	0,17789	0,1326
0,71753	9,33E-03	0,18251	0,13602
0,73564	9,67E-03	0,18701	0,13932
0,7496	9,93E-03	0,19051	0,14191

Tabel 2. Tensiunile

Tensiunea echivalentă [MPa]	Tensiunea normală x maximă [MPa]	Tensiunea normală y maximă [MPa]	Tensiunea normală z maximă [MPa]	Tensiunea de forfecare xy maximă [MPa]	Tensiunea de forfecare yz maximă [MPa]	Tensiunea de forfecare xz maximă [MPa]
6,40E-08	4,95E-08	3,59E-08	3,88E-08	1,18E-08	2,41E-08	3,02E-08
9,57E-08	5,68E-08	4,83E-08	3,50E-08	1,85E-08	2,26E-08	4,63E-08
1,12E-07	7,15E-08	5,16E-08	5,58E-08	2,05E-08	1,93E-08	4,59E-08
2,20E-07	1,55E-07	9,79E-08	1,32E-07	2,39E-08	1,45E-08	5,98E-08
2,93E-07	1,62E-07	1,01E-07	1,28E-07	2,51E-08	1,92E-08	5,91E-08
8,53E-02	2,34E-02	1,52E-02	6,18E-02	1,15E-02	2,26E-02	1,65E-02
0,44032	0,12168	7,92E-02	0,31624	6,02E-02	0,11535	8,57E-02
1,2619	0,35103	0,22819	0,89995	0,17448	0,32741	0,24735
2,2513	0,63196	0,41024	1,5894	0,31631	0,57606	0,44523
3,3169	0,93633	0,60729	2,3265	0,47089	0,84086	0,65961
4,1509	1,175	0,76391	2,8921	0,59452	1,0414	0,82848
4,7376	1,3435	0,875	3,2852	0,68284	1,1794	0,94787
5,477	1,5542	1,0114	3,7977	0,78995	1,3633	1,0963
4,9948	1,9845	1,0542	3,6003	0,87715	1,3002	1,3655
6,4824	2,5144	1,6793	4,945	1,0007	1,2522	1,6886
8,0354	2,8421	2,1011	6,0306	1,2436	1,4596	1,8856
9,4451	3,0894	2,5924	7,2523	1,4643	1,7302	2,1112
10,516	3,2345	3,0778	8,2082	1,6326	1,9388	2,3297
12,318	3,4876	3,8466	9,8127	1,9153	2,2837	2,7054
13,827	3,7653	4,4594	11,108	2,1523	2,5726	3,021
15,422	4,0612	5,0969	12,478	2,4022	2,8766	3,3567
16,997	4,3204	5,7536	13,854	2,6492	3,1787	3,6849
18,978	4,6293	6,5826	15,596	2,9597	3,5578	4,0984
21,183	4,9818	7,5014	17,528	3,3057	3,9799	4,5586
23,74	5,3686	8,5813	19,783	3,707	4,4705	5,0906
26,044	5,7536	9,5427	21,788	4,0689	4,9133	5,5698
28,578	6,202	10,57	23,979	4,4659	5,397	6,1013
31,547	6,6437	11,831	26,605	4,931	5,9669	6,7179
33,954	7,017	12,87	28,718	5,3092	6,4321	7,2141
36,193	7,3607	13,836	30,687	5,6605	6,8636	7,6767
38,881	7,7275	15,009	33,086	6,0822	7,3812	8,2323
40,423	7,9385	15,723	34,454	6,3252	7,6836	8,543
42,408	8,1581	16,623	36,236	6,6333	8,0636	8,9441
44,284	8,3652	17,444	37,845	6,9136	8,4102	9,3064
46,143	8,5425	18,268	39,441	7,1883	8,7506	9,6599
47,486	8,6119	18,908	40,597	7,3824	8,9949	9,9009
49,616	8,8094	19,54	41,754	7,5755	9,2365	10,168
52,69	9,1167	20,398	43,359	7,8406	9,5672	10,76

212 Anexa 3.9 Rezultatele analizei cu element finit

Tensiunea echivalentă [MPa]	Tensiunea normală x maximă [MPa]	Tensiunea normală y maximă [MPa]	Tensiunea normală z maximă [MPa]	Tensiunea de forfecare xy maximă [MPa]	Tensiunea de forfecare yz maximă [MPa]	Tensiunea de forfecare xz maximă [MPa]
55,066	9,3267	21,046	44,469	8,0202	9,7957	11,205
57,489	9,5411	21,694	45,605	8,2041	10,028	11,663
59,087	9,6464	22,089	46,195	8,2931	10,145	11,953
61,853	9,8784	22,787	47,438	8,4897	10,392	12,476
64,138	10,069	23,339	48,316	8,6233	10,565	12,895
67,062	10,569	24,09	49,656	8,8378	10,835	13,448
69,311	10,989	24,683	50,65	8,9954	11,036	13,862
72,857	11,607	25,606	52,322	9,2642	11,373	14,533
76,809	12,29	26,691	54,32	9,5924	11,784	15,283
80,079	12,853	27,609	55,965	9,8642	12,126	15,9
84,68	13,67	28,846	58,211	10,227	12,583	16,768
88,247	14,292	29,849	59,993	10,521	12,953	17,439
91,989	14,946	30,896	61,89	10,833	13,345	18,146
96,315	15,7	32,093	64,079	11,192	13,796	18,965
99,498	16,26	32,98	65,62	11,445	14,116	19,559
102,22	16,744	33,743	66,954	11,663	14,392	20,068
106	17,378	34,79	68,914	11,987	14,796	20,792
108,73	17,863	35,585	70,332	12,223	15,093	21,304
111,98	18,427	36,511	72,048	12,507	15,449	21,923
115,23	18,992	37,411	73,668	12,773	15,784	22,535
0	0	0	0	0	0	0

BIBLIOGRAFIE

- (Abrahams et al., 2007) - Abrahams P.H., Hutchings R.T., Marks S.C. Jr., McMinn Atlas de Anatomie a Omului, Editia I, Editura ALL, 2007.
- (Advanced Orthopaedic, 2012) - Advanced Orthopaedic Solutions. AOS Humeral Nail System. <http://www.aosortho.com/products/humeral-nail-system/>, accesat 01.11.2012.
- (Affatato et al., 2007) - Affatato S., Leardini A., Leardini W., Giannini S., Viceconti M., Meniscal wear at a three-component total ankle prosthesis by a knee joint simulator, *J Biomech*, 2007, 40(8), pp. 1871-1876.
- (Affatato et al., 2009) - Affatato S., Taddei P., Leardini A., Giannini S., Spinelli M., Viceconti M., Wear behaviour in total ankle replacement: a comparison between an in vitro simulation and retrieved prostheses, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2009 Oct, 24(8), pp. 661-669.
- (Alvine Orthopaedics, 2012) - Alvine Orthopaedics, Agility Ankle, <http://www.dralvine.com/agilityankle.php>, accesat 07.11.2012.
- (Anasane et al., 2007) - Anasane S., Pandey A., Rathi K. K., Panda N., Ravi B., Total Knee Prosthesis: Design, Manufacture, and Testing, TeamTech 2007, http://www.me.iitb.ac.in/~bravi/lab/paper/2007TeamTech_Prosthesis.pdf, accesat 30.10.2012
- (Ankle replacement, 2012) - Ankle replacement, From Wikipedia, the free encyclopedia, http://en.wikipedia.org/wiki/Ankle_replacement, accesat 01.11.2012.
- (Archard, 1953), Archard equation From Wikipedia, the free encyclopedia, http://en.wikipedia.org/wiki/Archard_equation
- (Areblad et al., 1990) - Areblad M., et al., *Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running*. *J Biomech*, 1990, **23**(9), pp. 933-940.
- (Ariel Dynamics, 2012) - Ariel Dynamics. APAS Performance Analysis System, The APASgait, <http://www.arielnet.com/apasgait/index.htm>, accesat 19.11.2012.
- (Arnold et al., 2010) - Arnold E. M., Ward S.R., Lieber R.L., Delp S.L., A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement, *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, 38, pp. 269-279.
- (Artroplastie, 2012) - Artroplastie. De la Wikipedia, enciclopedia liberă, <http://ro.wikipedia.org/wiki/Artroplastie>, accesat 31.10.2012.
- (ASTM F2665-09) - ASTM F2665-09 *Standard Specification for Total Ankle Replacement Prosthesis*.
- (Avramescu, 2012) - Avramescu E.T., Bazele Anatomice ale Mișcării, Curs practic pentru studenții facultăților de kinetoterapie, http://cis01.central.ucv.ro/educatie_fizica-kineto/suportcurs/anatomie/carte_anatomie_LP.pdf, accesat 12.11.2012.
- (Ayyappa - 1, 1997) - Ayyappa E., Normal human locomotion. Part I. Basic concept and terminology, The American Academy of Orthotists & Prosthetists, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol.9, No. 1, 1997. http://www.oandp.org/jpo/library/1997_01_010.asp, accesat 7.01.2013.
- (Ayyappa - 2, 1997) - Ayyappa E., Normal human locomotion. Part II. Motion, ground reaction forces and muscles activity. The American Academy of Orthotists & Prosthetists, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol.9, No. 2 1997. http://www.oandp.org/jpo/library/1997_02_049.asp, accesat 7.01.2013.

- (Balasundaram & Webster, 2006) - Balasundaram G., Webster T.J., Nanotechnology and biomaterials for orthopedic medical applications, *Nanomedicine*, August 2006, Vol. 1, No. 2, pp. 169-176.
- (Bankman, 2000) - Bankman I.N., *Handbook of Medical imaging – processing and analysis*, 2000, USA, Academic Press pp. 131-137; 302-308, 397-415.
- (Baravarian, 2008) - Baravarian B., Inside Insights On Ankle Replacement Surgery, *Podiatry Today*, Volume 21, Issue 3, March 2008, <http://www.podiatrytoday.com/article/8365>, accesat 02.11.2012.
- (Barg et al., 2012) - Barg A., Knupp M., Henninger H.B., Zwicky L., Hintermann B., Total Ankle Replacement Using HINTEGRA, an Unconstrained, Three-Component System: Surgical Technique and Pitfalls, *Foot and Ankle Clinics*, published online 16 October 2012.
- (Beckman, 2012) - Beckman R.L., Spring Branch Podiatry, Salto Talaris® Anatomic Ankle Replacement in Houston, TX, <http://txfootdoctor.com/about/salto-talaris-ankle-replacement.php>, accesat 08.11.2012.
- (Bell & Fisher, 2007) - Bell C.J., Fisher J., Simulation of Polyethylene Wear in Ankle Joint Prostheses, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2007, vol. 81B, issue 1, pp. 162–167.
- (Benhabib, 2003) - Benhabib B., *Manufacturing-Design, Production, Automation and Integration*, New York: Marcel Dekker Inc. doi: 10.1201/9780203911204, [Adobe Digital Editions version], (2003).
- (Bestic et al., 2008) - Bestic J.M., Peterson J.J., DeOrio J.K., Bancroft L.W., Berquist T.H., Kransdorf M.J., Postoperative Evaluation of the Total Ankle Arthroplasty, *American Journal of Roentgenology*, April 2008, vol. 190 no. 4, pp. 1112-1123.
- (Beuchel & Pappas, 1999) - Beuchel F.F., Pappas M.J., Biomechanics and Rationale: the Beuchel-Pappas Total Ankle Replacement System. Website: Endotec.com, Endotec, Inc. New Jersey 1999.
- (Bjørnstrup, 1995) - Bjørnstrup J., *Estimation of Human Body Segment Parameters - Historical Background*, Internat Tec-Report for Ph.D. thesis on "Image Processing Based Estimation of Body Segment Parameters --- with Application to Motion Analysis", 1995.
- (Blazquez, 2002) - Blazquez I., Foot Pronation and Supination, December, 2002, <http://www.angelfire.com/la/Ivan/gait.html>, accesat 7.01.2013.
- (Brånemark et al., 2001) - Brånemark R., Brånemark P-I., Rydevik B., Myers R.R., Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation, *Journal of rehabilitation Research / Development*, Vol. 38 No. 2, March/April 2001.
- (Bugariu, 2012) - Bugariu D., *Cercetări și contribuții în conceperea și realizarea protezelor de genunchi*, Teză doctorat, Universitatea „Politehnica” din Timișoara, 2012.
- (Camargo et al., 2012) - Camargo E., Luengas L., Garzón Y., Joint Representation of Human Walking Through the Direct Kinematics, *icEIC 2012*, November 13 – 16, Orlando, Florida, USA.
- (Cantarella, 1999) - Cantarella V., *Bones and Muscles: An Illustrated Anatomy*, Wolf Fly Press, South Westerlo, New York, 1999.
- (Caputo et al, 2009) - Caputo A.M., et al., *In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability*. *Am J Sports Med*, 2009. **37**(11), pp. 2241-2248.
- (Castro, 2002) - Castro M.C., Ankle biomechanics, *Foot Ankle Clinics N Am*, 2002, 7, pp. 679–693.

- (Cheung & Ng, 2008) - Cheung R.T.H., Ng G.Y.F, Influence of Different Footwear on Force of Landing During Running, *Physical Therapy*, May 2008, Volume 88, Number 5, pp. 620-628
- (Coetzee & Deorio, 2010) - Coetzee J.C., Deorio J.K., Total ankle replacement systems available in the United States, *Instr Course Lect*, 2010, 59, pp. 367-374.
- (Cracchiolo & DeOrio, 2008) - Cracchiolo A., DeOrio J.K., Design Features of Current Total Ankle Replacements: Implants and Instrumentation, *Journal of the Academy of Orthopedic Surgeons*, September 2008, vol. 16, no.9, pp. 530-540.
- (Craig, 1995) - Craig O., *Gait analysis: Theory and application*, Mosby-Yearbook, St. Luis, 1995.
- (Craig, 2005) - Craig J.J., *Introduction to Robotics. Mechanics and Control*, Pearson Educational International, Pearson Prentice Hall, 2005.
- (Cranio-Maxillofacial, 2012) - Cranio-Maxillofacial Repair and Reconstruction System (Bone Plate), <http://www.made-in-china.com/showroom/worldsurgerydevice/product-detailLernFoRJIpYU/China-Cranio-Maxillofacial-Repair-and-Reconstruction-System-Bone-Plate-.html>, accesat 01.11.2012.
- (Dempster & Gaughran - 1967) - Dempster W.T., Gaughran G.R.L., Properties of Body Segments Based on Size and Weight, *American Journal of Anatomy*, Vol. 120, No. 1, 1967, pp. 33-54.
- (Benhabib Synthes - 1, 2012) - DePuy Synthes. Agility® LP Total Ankle System, <http://www.depuy.com/healthcare-professionals/product-details/agility-lp-total-ankle-system>, accesat 07.11.2012.
- (DePuy Synthes - 2, 2012) - DePuy Synthes. Agility® LP Total Ankle System, <http://www.depuy.com/healthcare-professionals/product-details/agility-lp-total-ankle-system>, accesat 07.11.2012]
- (Design Simulation, 2012) - Design Simulation Technologies. Design Validation Inside Solid Edge, <http://www.design-simulation.com/Documents/DDM/Solid%20Edge/datasheet.pdf>, accesat 22.11.2012.
- (DHRC, 2009) - Digital Human Research Center, Human Body Properties Database, <http://riodb.ibase.aist.go.jp/dhbodydb/properties/m/index-e.html>, accesat 07.12.2012.
- (Dogan, 2003) - Dogan S., *3D Reconstruction and Evaluation of Tissues by using CT, MR Slices and Digital Images*, Ondokuz Mayıs University, Samsun, Turkey, 2003.
- (Dolinsky, 2012) - Dolinsky K.B., LLC, Zimmer NexGen Knee, <http://www.duejustice.com/defective-product-liability/zimmer-nexgen-knee-replacement-recall/>, accesat 01.11.2012.
- (Doriot, 2004) - Doriot N., A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(1), pp. 21-27.
- (Dragulescu et al., 2001) - Dragulescu D., Toth-Tascau M., Stanciu D., Kinematic and Dynamic Modeling of Human Lower Limb, IASTED International Conference Robotics and Applications Nov. 19-22, Tampa Florida USA, 2001, pp. 112-117.
- (Dragulescu et al., 2002) - Dragulescu D., Toth-Tascau M., Couturier C., Human upper and lower limbs modeling using Denavit-Hartenberg's convention, Proceedings Situation and Perspective of Research and Development in Chemical and Mechanical Industry, Krusevac, 2002.
- (Dragulescu et al., 2004) - Dragulescu D., Toth-Tascau M., Morcovescu V., Rusu L., Dreucean M., Kinematics Aspects of Human Body Composite Motion, Proceedings

- SACI 2004, First Romanian-Hungarian Joint Symposium on Applied Computational Intelligence, Timisoara, 25-26 May, pp. 1-10.
- (Drillis et al., 1964) - Drillis R., Contini R., Bluestein M., Body Segment Parameters A Survey of Measurement Techniques, *Artificial Limbs*, 1964, 25, pp. 44-66.
- (Eby, 2005) - Eby W.R., *Feasibility Analysis of a Powered Lower-Limb Orthotic for the Mobility Impaired User*, Thesis Master of Applied Science in Systems Design Engineering, University of Waterloo, Ontario, Canada, 2005.
- (eSanatos.com, 2012) - esanatos.com, Articulațiile Tibiofibulare, <http://www.esanatos.com/anatomie/membrul-inferior/Articulațiile-tibiofibulare-ar32129.php>, accesat 19.11.2012.
- (Eustice - 1, 2012) - Eustice C., Design of Ankle Replacement Prostheses Have Improved, <http://arthritis.about.com/od/ankle/a/replacement.htm>, accesat 09.10.2012.
- (Eustice - 2, 2012) - Eustice C., Non-metal Ankle Replacement Designed, <http://arthritis.about.com/b/2008/07/05/non-metal-ankle-replacement-designed.htm>, accesat 09.10.2012.
- (Eustice - 3, 2012) - Eustice C., Ankle Replacement Designs - What You Need to Know. Design of Ankle Replacement Prostheses Have Improved, <http://arthritis.about.com/od/ankle/a/replacement.htm>, accesat 08.11.2012.
- (ExRx.net, 2012) - ExRx.net (Exercise Prescription on the Internet), *Body Segment Data*, <http://www.exrx.net/Kinesiology/Segments.html>, accesat 03.12.2012.
- (FAB project - 2, 2012) - The FAB project. Functional Anatomy and Biomechanics Project. An integrated learning resource for the Biomedical Sciences. Definition and description of the gait cycle, <http://www.gla.ac.uk/ibls/US/fab/tutorial/anatomy/hfgait.html>, accesat 19.11.2012.
- (FAB project - 1, 2012) - The FAB project. Functional Anatomy and Biomechanics Project. An integrated learning resource for the Biomedical Sciences. The Ankle, <http://www.gla.ac.uk/ibls/US/fab/tutorial/anatomy/anklet.html>, accesat 16.11.2012.
- (FDA. Medical devices, 2012) - FDA. Medical devices. IDE Definitions and Acronyms, <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/HowtoMarketYourDevice/InvestigationalDeviceExemptionIDE/ucm046698.htm>, accesat 01.11.2012.
- (FDA, 1997) - FDA, *Design Control Guidance for Medical Device Manufacturers*, March 11, 1997.
- (FDA, 2011) - FDA, *Draft Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff. Applying Human Factors and Usability Engineering to Optimize Medical Device Design*, June 22, 2011.
- (FDA-1, 2002) - FDA, Class II Special Controls Guidance Document: Knee Joint Patellofemoral and Femoral Tibial Metal/Polymer Porous-Coated Uncemented Prostheses; Guidance for Industry and FDA, April 30, 2002, <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm072714.htm>, accesat 10.10.2012.
- (FDA-2, 2002) - FDA, Class II Special Controls Guidance Document: Hip Joint Metal/Polymer Constrained Cemented or Uncemented Prosthesis; Guidance for Industry and FDA, April 30, 2002, <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm072917.htm>, accesat 10.10.2012.
- (Feldman & Grady, 2003) - Feldman M.H., Grady J., Are Ankle Implants Worth Another Look?, *Podiatry Today*, Volume 16, Issue 4, April 2003, pp. 46 -53.

- (Frosch & Stürmer, 2006) - Frosch K-H., Stürmer K.M., Metallic Biomaterials in Skeletal Repair, *European Journal of Trauma*, Volume 32, Issue 2, April 2006. pp 149-159.
- (Fryman, 2010) - Fryman J.C., *Wear of a Total Ankle Replacement*, Thesis for the Degree of Master of Science in Mechanical Engineering, Graduate Program in Aerospace and Mechanical Engineering, Notre Dame, Indiana, December 2010.
- (Galanis & Manolakos, 2011) - Galanis N.I., Manolakos D.E., Design of a Hip Joint Simulator According to the ISO 14242, *Proceedings of the World Congress on Engineering 2011, Vol III, WCE 2011, July 6 - 8, 2011, London, U.K.*
- (Goodfellow & O'Connor, 1978) - Goodfellow J., O'Connor J., The mechanics of the knee and prosthesis design, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1978, 60B (3) pp. 358-69.
- (Gougoulias et al., 2009) - Gougoulias N., Khanna A., Maffulli N., History and evolution in total ankle arthroplasty, *British Medical Bulletin*, 2009, 89, pp. 111-151.
- (Gougoulias et al., 2012) - Gougoulias N., Khanna A., Maffulli N., How Successful are Current Ankle Replacements? A Systematic Review of the Literature, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 04/2012, 468(1), pp. 199-208.
- (Gould, 2004) - Gould J.S., Total ankle arthroplasty, *American journal of orthopedics* (Belle Mead, N.J.), 05/2004, 33(4), pp. 169-170.
- (Gould, 2011) - Gould J.S., Developments in Total Ankle Arthroplasty, *Orthopaedic Knowledge Online Journal. Foot and Ankle*, Publication Date: 11/1/2011.
- (Gross Anatomy, 2011) - Gross Anatomy: The Gait Cycle, <http://www.upstate.edu/cdb/education/grossanat/limbs6.shtml>, Last Modified: March 8, 2011, accesat 7.01.2013.
- (Haddad et al., 2007) - Haddad S.L., Coetzee J.C., Estok R., Fahrback K., Banel D., Nalysnyk L., Intermediate and Long-Term Outcomes of Total Ankle Arthroplasty and Ankle Arthrodesis, A Systematic Review of the Literature, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2007, 89A (9), pp. 1899-1905.
- (Harrysson et al., 2003) - Harrysson O.L.A., Cormier D.R., Marcellin D.J., Direct Fabrication of Metal Orthopedic Implants Using Electron Beam Melting Technology, SFF symposium, Aug 4-6th, Austin, TX 2003.
- (Hărăguș, 2010) - Hărăguș H., Evaluarea funcțională în artroza posttraumatică a gleznei, Teză doctorat, Universitatea de Medicină și Farmacie Timișoara, 2010.
- (Heuvel et al., 2010) - Heuvel A. van den, Bouwel S. van, Dereymaeker G., Total ankle replacement. Design evolution and results, *Acta Orthop. Belgica*, 2010, 76, pp. 150-161.
- (Hicks, 1953) - Hicks J.H., The mechanics of the foot. I: The Joints. *Anatomy*, 1953, 87, pp. 345.
- (Hintermann et al., 2004) - Hintermann B., Valderrabano V., Dereymaeker G., Dick W., The Hintegra ankle: rationale and short-term results of 122 consecutive ankles, *Clin Orthop Relat Res* 2004; 42, pp. 57-68.
- (Hintermann, 2005) - Hintermann B., *Total Ankle Arthroplasty. Historical Overview, Current Concepts and Future Perspectives*, Springer-Verlag/Wien, 2005.
- (Hintermann, 2010) - Hintermann B., Progresses and Long-Term Results with the Hintegra-Ankle-Prosthesis - Analysis of a New Anatomical and Biomechanical Concept in the Clinical Application, *J Bone Joint Surg Br* 2010 vol. 92-B no. SUPP I, pp. 117-118.
- (Hosni & Harrysson, 2002) - Hosni Y.A, Harrysson O.L.A., Design and Manufacturing of Customized Implants, IERC 2002, Orlando, Florida, USA, May 19-21, 2002.

- (Igna, 2012) - Igna C., *Principii și tehnici de tratament ortopedic*, <http://www.scribd.com/doc/28803936/ortopedia-veterinara>, Suport de curs medicină veterinară, accesat în 10.01.2012.
- (Implant - 1, 2012) - Implant. Medical dictionary. TheFreeDictionary, <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/implant>, accesat 01.11.2012.
- (Implant - 2, 2012) - Implant (medicine). From Wikipedia, the free encyclopedia, [http://en.wikipedia.org/wiki/Implant_\(medicine\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Implant_(medicine)), accesat 01.11.2012.
- (Implantology - 1, 2012) - Implantology, Medical dictionary. TheFreeDictionary, <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/implantology>, accesat 03.10.2012.
- (Implantology - 2, 2012) - Implantology, <http://www.implantology.com/>, accesat 03.10.2012.
- (Inman, 1991) - Inman V.T., *The joints of the ankle*, 2nd ed. 1991, Williams & Wilkins, Baltimore, pp 31–74
- (ISB, 2002) - ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. Letter to the editor, *Journal of Biomechanics*, 35, 2002, pp. 543–548.
- (Isman & Inman, 1969) - Isman R. E., Inman V.T., *Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle*, *Bulletin of Prosthetics Research—Spring 1969*, pp. 97-129.
- (ISO. TC 150/SC 4) - ISO. Standards catalogue. TC 150/SC 4 - Bone and joint replacements, http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_tc/catalogue_tc_browse.htm?commid=53110, accesat 10.10.2012.
- (ISO 10328:2006) - ISO. Standards catalogue. ISO 10328:2006 *Prosthetics -- Structural testing of lower-limb prostheses -- Requirements and test methods*, http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=38708, accesat 10.10.2012.
- (ISO 22675:2006) - ISO. Standards catalogue. ISO 22675:2006 *Prosthetics -- Testing of ankle-foot devices and foot units -- Requirements and test methods*, http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=36413, accesat 10.10.2012.
- (ISO 14243-1:2009) - ISO 14243-1:2009 - *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions.*
- (ISO 14243-2:2009) - ISO 14243-2:2009 - *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement.*
- (ISO 14243-3:2009) - ISO 14243-3:2004 - *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 3: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test.*
- (ISO 14242-1:2012) - ISO 14242-1:2012 - *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test.*
- (ISO 14242-2:2000) - ISO 14242-2:2000 - *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement.*
- (ISO 14242 -3:2009) - ISO 14242-3:2009 - *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 3: Loading and displacement parameters for orbital bearing type wear testing machines and corresponding environmental conditions for test.*
- (Joos & Meyer, 2006) - Joos U., Meyer U., *New paradigm in implant osseointegration*, *Head & Face Medicine* 2006, **2**:19, doi:10.1186/1746-160X-2-19.

- (Joyce, 2007) - Joyce Th., Testing materials for artificial joints without using animal blood derivatives, Newcastle University, NC3Rs Research project, 2006-2007.
- (Junction Podiatry, 2012) - Junction Podiatry. Pronation and Supination, http://junctionpodiatry.com.au/media/pdfs/JP_pronation_supination2v2.pdf, accesat 12.11.2012.
- (Kakkar & Siddique, 2011) - Kakkar R, Siddique MS., Stresses in the ankle joint and total ankle replacement design, *Foot and Ankle Surgery*, 2011 Jun;17(2), pp. 58-63.
- (Karadsheh, 2013) - Karadsheh M., Material Properties, <http://www.orthobullets.com/basic-science/9062/material-properties>, accesat 12.08.2013.
- (Kinesiology, 2008) - Kinesiology. NTUPT, Joint Structure of the Ankle Complex, <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/Kinesiology/KINlower/KINankle.htm>, accesat 19.11.2012.
- (Kirtley, 2006) - Kirtley C., *Clinical Gait Analysis. Theory and Practice*, Churchill Livingstone Elsevier, 2006.
- (Kitagawa, 2012) - Kitagawa M., University of Texas at Dallas, Courses, Handouts, **Walking in Graphs**, <http://atec.utdallas.edu/midori/Handouts/walkingGraphs.htm>, accesat 19.11.2012.
- (Koceska et al., 2013) - Koceska N., Koceski S., Durante F., Zobel P.B., Raparelli T., Control Architecture of a 10 DOF Lower Limbs Exoskeleton for Gait Rehabilitation, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2013, 10(68) (open access).
- (Kuo, 2006) - Kuo A., Mechanics & Control of Human Movement, Handouts - Course support, College of Engineering, University of Michigan, 2006, <http://www.engin.umich.edu/class/me646/>, accesat 13.12.2012.
- (Lab.Biomec, 2012) - Laboratory of Biomechanics and Implant Research, Methods, http://www.implantforschung.de/methoden/methoden_en.htm, accesat 15.10.2012.
- (Leva, 1996) - de Leva P., Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters, *Journal of Biomechanics*, 1996, 29 (9), pp. 1223-1230.
- (Lewis, 1994) - Lewis G., The ankle joint prosthetic replacement: clinical performance and research challenges, *Foot Ankle Int*, 1994, 15(9), pp. 471-476.
- (Li et al., 2010) - Li F., Li Y., Wang C., Review of the design of artificial knee joint simulation test, *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi/Journal of Biomedical Engineering*, 2010 Apr; 27(2), pp. 448-452.
- (Liu et al., 1997) - Liu, W., et al., *Three-dimensional, six-degrees-of-freedom kinematics of the human hindfoot during the stance phase of level walking*. Human Movement Science, 1997. **16**(2-3), pp. 283-298.
- (Lower Extremities, 2012) - Lower Extremities Foot & Ankle Lateral View, <http://anatomyresources.hsc.wvu.edu/ReillyWeb/MEP7760/LE-9.swf>, accesat 12.11.2012
- (Lundberg et. al., 1989) - Lundberg A., et. al., Kinematics of the Ankle/Foot Complex, Part 2: Pronation and Supination. *Foot Ankle* 1989, 9:248.
- (Mann et al., 2011) - Mann J.A., Mann R.A., Horton E., STAR ankle: long-term results. *Foot Ankle International*, 2011, 32 (5), pp. S473-484.
- (Medical crafters, 2012) - Medical crafters, *Supination*, <http://www.medicalcrafters.com/id127.html>, accesat 12.11.2012.
- (Medicor, 2012) - Medicor. Hip Prosthesis. Austin Moore Prosthesis, <http://www.medicor.in/hip-prosthesis.html>, accesat 01.11.2012.

- (Menz & Morris, 2006) - Menz H.B., Morris M.E., Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people, *Gait & Posture*, Volume 24, Issue 2, October 2006, Pages 229–236.
- (MHRA, 2012) - MHRA. Medical Device Alert: Total ankle replacement implants - Ankle Evolutive System (AES) manufactured by Transystème (MDA/2012/047), <http://www.mhra.gov.uk/home/groups/dts-bs/documents/medicaldevicealert/con174792.pdf>, accesat 08.11.2012.
- (Miller-Keane, 2003) - Miller-Keane Encyclopedia and Dictionary of Medicine, Nursing, and Allied Health, Seventh Edition. © 2003 by Saunders, an imprint of Elsevier, Inc..
- (Minns et al., 2003) - Minns R.J., Bibb R., Banks R., Sutton R.A., The use of a reconstructed three-dimensional solid model from CT to aid the surgical management of a total knee arthroplasty: a case study, *Medical Engineering & Physics*, 25, 2003, pp. 523–526.
- (Moore, 2012) - Moore D., Mechanical Alignment in TKA, <http://www.orthobullets.com/recon/5014/mechanical-alignment-in-tka>, accesat 14.11.2012.
- (Moore, 2012) - Moore D., **Structural properties**, <http://www.orthobullets.com/basic-science/9061/structural-properties>, **accesat 03.10.2012.**
- (Nenciu, 2005) - Nenciu G., *Biomecanica în educație fizică și sport*, Editura Fundației România de Măine, 2005.
- (Niinomi & Nakai, 2011) - Niinomi M., Nakai M., Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone, *International Journal of Biomaterials*, publicație online 2011 June 22.
- (Northcoast Footcare, 2012) - Northcoast Footcare. Biomechanics, <http://www.northcoastfootcare.com/pages/Biomechanics.html>, accesat 12.11.2012.
- (Norton, 2010) - Norton R., *Cam Design and Manufacturing Handbook 2ed*, Industrial Press, New York, <http://www.designofmachinery.com/helpfiles/dynacam/PhiRTHelp10.pdf>
- (Nucleus Medical Art, 2012) - Nucleus Medical Art, Illustration of the Bones of the Human Foot Plus the Achilles (Calcaneal) Tendon, Item #: 9013560, http://www.allposters.com/-sp/Illustration-of-the-Bones-of-the-Human-Foot-Plus-the-Achilles-Calcaneal-Tendon-Posters_i9013560_.htm, accesat 14.12.2012.
- (Olariu et al., 1998) - Olariu V., Roșca I.C., Radu N.G., Baritz M., I., Barbu D., *Biomecanica. Bazele biomecanicii*, Vol. 1, Editura Macarie Târgoviște, Colecția Universitaria, 1998.
- (OrthopaedicsOne - 1, 2012) - OrthopaedicsOne, Total ankle replacement (TAR), <http://www.orthopaedicsone.com/pages/viewpage.action?pageId=27099870>, accesat 07.11.2012.
- (OrthopaedicsOne - 2, 2012) - OrthopaedicsOne, HINTEGRA Total Ankle Replacement, <http://www.orthopaedicsone.com/display/Main/HINTEGRA+Total+Ankle+Replacement>, accesat 07.11.2012.
- (Palada et al., 2012) - Palada I., Smarandache A.M., Sabău M., Conceptul de osteointegrare în implantologie, *Acta Medica Transilvanica*, Iunie 2012; 2(1), pp. 113-116.
- (Paul, 1983) - Paul R.P.C., *Robot Manipulators: Mathematics, Programming and Control*, Cambridge, The MIT Press 1983.

- (Pedowitz & Wapner, 2010) - Pedowitz D.I., Wapner K.L., Total Ankle Replacement: Where Do We Stand?, University of Pennsylvania Orthopaedic Journal, Volume 20, May 2010, pp. 97-99.
- (Perry, 1992) - Perry J., *Gait analysis: normal and pathological function*. SLACK Incorporated, 1992.
- (Plagenhoef et al., 1983) - Plagenhoef S., Evans F.G., Abdelnour T., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Research Quarterly for Exercise and Sport, 1983, 54, pp. 169-178.
- (Pons, 2008) - Pons, J.L., "Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons", Chichester, West Sussex: John Wiley & Sons Ltd, 2008.
- (Postak et al. - 1, 2012) - Postak P.D., Rosca M., Greenwald A.S., Evaluation of the STAR® total ankle replacement: an evolution in design, http://orl-inc.com/ankle_publications/, accesat 01.11.2012.
- (Postak et al. - 2, 2012) Postak P.D., Greenwald A.S., Evaluation of a mobile bearing total ankle replacement in simulation and clinical retrieval, http://orl-inc.com/ankle_publications/, accesat 01.11.2012.
- (Prendergast et al., 1989) - Prendergast P.J., Monaghan J., Taylor D., Materials selection in the artificial hip joint using finite element stress analysis, *Clinical Materials*, Volume 4, Issue 4, 1989, pp. 361-376.
- (Prosthetic Foot, 2012) - Prosthetic Foot/Ankle Mechanisms, http://www.oandp.org/olc/lessons/html/200606-14/section_4.asp?frmCourseSectionId=37C717C32A03, accesat 20.11.2012. AE9C0178-9854-4C91-899F-
- (Radu, 2009) - Radu C., *Contribuții la studiul elementelor de protezare prin prototipare rapidă*, Teză doctorat, Universitatea "Transilvania" Brașov, 2008.
- (Raikin, 2010) - Raikin S.M., Total ankle arthroplasty, *Orthopedics*, December 2010, Volume 33, Issue 12, pp. 890-891.
- (Reggiani et al., 2006) - Reggiani B, Leardini A, Corazza F, Taylor M., Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait, *J Biomech*, 2006, Vol 39, pp. 1435-1443.
- (Ring, 2010) - Juran Ring website, Excessive Pronation Pt 1, Posted on November 14, 2010, accesat 02.12.2012.
- (Robertson et al., 2004) - Robertson D.G.E., Caldwell G.E., Hamill J., Kamen G., Whittlesey S.N., *Research Methods in Biomechanics*, Human Kinetics, 2004.
- (Rodgers, 1988) - Rodgers M.M., Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running, *Physical Therapy*, December 1988 vol. 68 no. 12, pp. **1822-1830**.
- (Rogers, 2001) - Rogers D.F., An Introduction to NURBS: With Historical Perspective, Academic Press, 2001.
- (Rusu et al.-1, 2013) - Rusu L., Toth-Tascau M., **Toader-Pasti C.**, Virtual Geometric Model of the Human Lower Limb, 14th Symposium on „Experimental Stress Analysis and Materials Testing”, Timișoara, May 24-25, 2013, Special Issue of Key Engineering Materials (ISI Proceedings).
- (Rusu et al.-2, 2013) - Rusu L., Toth-Tascau M., **Toader-Pasti C.**, Dynamic Analysis of a Lower Limb Prosthesis, XIIth International Symposium „ACOUSTICS & VIBRATION OF MECHANICAL STRUCTURES”, Timișoara, May 23-24, 2013, Applied *Mechanics and Materials*, Special Issue of Key Engineering Materials (ISI Proceedings).

- (Ryssman & Myerson, 2012) - Ryssman D.B., Myerson M.S., Total ankle arthroplasty: management of varus deformity at the ankle, *The Foot and Ankle Online Journal*, 04/2012, 33(4), pp. 347-354.
- (Saltzman et al., 2009) - Saltzman C.L., Mann R.A., Ahrens J.E. et al., Prospective controlled trial of STAR total ankle replacement versus ankle fusion: initial results, *Foot Ankle Int* 2009, 30, pp. 579-596.
- (Sarrfian, 1993) - Sarrfian S.K. *The anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, functional*. Second ed. Philadelphia: Lippincott, 1993.
- (Săftescu-Jescu, 2012) - Săftescu-Jescu C., *Studiul implanturilor de coloană vertebrală lombară, în vederea integrării anatomice prin metode și tehnologii moderne*, Teză doctorat, Universitatea „Politehnica” din Timișoara, 2012.
- (Seale, 2011) - Seale D.Y., Talus morphology and its functional implications on the ankle joint, Thesis, Master of Science in Mechanical Engineering and Mechanics, Drexel University, June 2011.
- (Siegler et al., 2005) - Siegler S., et al., *Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique*. *J Biomech*, 2005, **38**(3), pp. 567-578.
- (Silva et al., 2002) - Silva M., Shepherd EF., Jackson WO., Dorey FJ., Schmalzried TP. Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year: pedometers under-record walking activity, *J Arthroplasty*. 2002 Sep;17(6): 693-7.
- (Smart implants, 2012) - Smart implants to provide biofeedback, measure joint loads, detect infection, *Orthopedics Today*, June 2008, <http://www.healio.com/orthopedics/business-of-orthopedics/news/print/orthopedics-today/%7B27CC9F09-766A-4E1B-BB00-9277DD8EDF5D%7D/Smart-implants-to-provide-biofeedback-measure-joint-loads-detect-infection>, accesat 01.11.2012.
- (Smith & Nephew, 2013) - Smith & Nephew, OXINIUM, <http://www.smith-nephew.com/professional/products/all-products/oxinium/oxinium-material/>, accesat 12.08.2013.
- (Spiekermann, 1995) - Spiekermann H., *Implantology*, Thieme Medical Publisher, 1995.
- (Spencer, 2011) - Spencer N., Surfaces, Interfaces, and their Applications II, http://www.surface.mat.ethz.ch/education/courses/surfaces_interfaces_and_their_applications_II/SIandAII_Ch1_Wear_Course
- (Spooner & Kirby, 2006) - Spooner S.K., Kirby K.A., The Subtalar Joint Axis Locator. A Preliminary Report, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, May/June 2006, Vol 96, No 3, pp. 212-219.
- (Stack et al., 2010) - Stack M., Jirka J., Mathew M. T., Jawan H., Huang W., Park G., Hodge C., Micro-abrasion - corrosion of a Co-Cr/UHMWPE couple in Ringer's solution: an approach to construction of mechanism and synergism maps for application to bio-implants.
- (Starly et al., 2004) - Starly B., Darling A., Gomez C., Nam J., Sun W., Shokoufandeh A., Regli W., Image based bio-cad modeling and its applications to biomedical and tissue engineering, Proceedings of the ninth ACM symposium on Solid modeling and applications, Eurographics Association 2004, pp. 273 - 278.
- (Starly et al., 2005) - Starly B., Fang Z., Sun W., Shokoufandeh A., Regli W., Three-Dimensional Reconstruction for Medical-CAD Modeling, *Journal of Computer-Aided Design & Applications*, Vol. 2, Nos. 1-4, 2005, pp. 431-438.

- (Stauffer et al., 1977) - Stauffer R.N., Chao E.Y.S., Brewster R.C., Force and Motion analysis of the normal, diseased and prosthetic ankle joint, *CORR*, 1977, No 127, pp. 189.
- (STDEV function, 2012) - STDEV function. Microsoft. Office. Excel. <http://office.microsoft.com/en-001/excel-help/stdev-function-HP010335660.aspx>, accesat 12.12.2012.
- (Stengel et al., 2005) - Stengel D., Bauwens K., Ekkernkamp A., Cramer J., Efficacy of total ankle replacement with meniscal-bearing devices: a systematic review and meta-analysis, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2005, 125 (2), pp. 109-119.
- (Stępniewski, 2012) - Stępniewski A.A., Loads of Lower Limb Joints During Bicycle Ride, *Acta Mechanica et Automatica*, 2012, Vol.6 no.2, pp. 84-87.
- (Stoia, 2008) - Stoia D.I., *Modelarea, dezvoltarea și testarea implanturilor pentru coloana vertebrală*, Editura Politehnica Timișoara, 2008.
- (Stoia et al., 2013) - Stoia D.I., Toth-Tașcău M., **Toader-Paști C.**, „Parameter optimization in SLS Rapid prototyping process”, 13th International Conference “Research and Development in Mechanical Industry” RaDMI 2013, vol. 2, pp. 966-970, Kopaonik, Serbia, 12-15 Septembrie, 2013.
- (Stopforth, 2012) - Stopforth R., Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2012, Vol. 9, 152:2012, DOI: 10.5772/53087.
- (Sun & Lal, 2002) - Sun W., Lal P., Recent development on computer aided tissue engineering - a review, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2002, 67(2), pp. 85-103.
- (Sun et al. - 1, 2004) - Sun W., Starly B., Darling A., Gomez C., Computer-Aided Tissue Engineering, Part II: Application to biomimetic modeling and design of tissue scaffolds, *J. Biotechnology and Applied Biochemistry*, Vol. 39, Issue 1, 2004, pp. 49-58.
- (Sun et al. - 2, 2004) - Sun W., Darling A., Starly B., Nam J., Computer-aided tissue engineering: overview, scope and challenges, *Biotechnology and applied biochemistry Journal*, 2004, 39(1), pp. 29-47.
- (Sun et al., 2005) - Sun W., Starly B., Nam J., Darling A., Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering, *Computer-Aided Design*, 2005, 37(11), pp. 1097-1114. doi: 10.1016/j.cad.2005.02.002
- (Takakura et al., 2004) - Takakura et al., Ankle arthroplasty using three generations of metal and ceramic prostheses, *Clinical orthopaedics & related research*, 2004, vol 24, pp. 130-136.
- (Team doctors, 2012) - Team doctors blog, <http://teamdoctorsblog.com/2012/06/13/video-tutorial-12-is-running-bad-for-knees-how-the-body-springs-back-safely-from-impacts-of-running/>, accesat 12.11.2012.
- (Teoh, 2004) - Teoh S.H., *Engineering Materials for Biomedical Applications*, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2004.
- (Thorsell et al., 2010) - Thorsell M., Holst P., Hyldahl H.C., Weidenhielm L., Pain control after total knee arthroplasty: a prospective study comparing local infiltration anesthesia and epidural anesthesia, *Orthopedics*, Feb. 2010, 33(2), pp. 75-80.
- (Toader, 2012) - **Toader-Paști C.**, Stoia D.I, Toth-Tașcău M., Device for testing ankle joint endoprosthesis, *Fiabilitate si durabilitate-Fiability&Durability*, Târgu Jiu, România, pp. 43-49, vol. 1(9), 2012.

- (Tornier Surgical - 1, 2012) - Tornier Surgical implants. Shoulder. Aequalis® Press-Fit, http://www.tornier.com/index.php?option=com_content&task=view&id=423, accesat 01.11.2012.
- (Tornier Surgical - 2, 2012) - Tornier Surgical implants. Latitude Total Elbow, http://www.tornier.com/index.php?option=com_content&task=view&id=364, accesat 01.11.2012.
- (Tornier Surgical - 3, 2012) - Tornier Surgical implants. Salto ankle prosthesis, http://www.tornier.com/index.php?option=com_content&task=view&id=381, accesat 01.11.2012.
- (Toth-Tașcău, 2001) - Toth-Tașcău M., *Cinematica și dinamica roboților inteligenți*, Editura Politehnica Timișoara, 2001.
- (Toth-Tașcău & Dreucean, 2008) - Toth-Tașcău M., Dreucean M., *Elemente de robotică*, Editura Politehnica Timișoara, 2008.
- (Toth-Tașcău & Stoia, 2010) - Toth-Tașcău M., Stoia D.I., *Aparate pentru investigații medicale simple*, Editura Politehnica, Timișoara, 2010.
- (Toth-Tașcău et al., 2011) - Toth-Tașcău M., Rusu L., Bălănean F., **Toader-Pasti C.**, „Modeling and analysis of some stabilization systems of radius fractures”, *Fiabilitatea și Durabilitatea – Fiability and Durability*, Editura „Academica Brâncuși”, Nr: 2(8)2011, Târgu Jiu, România, pp. 120-126, Noiembrie, 2011.
- (Toth-Tașcău et al., 2011) - Toth-Tașcău M., Rusu L., Bălănean F., **Toader-Pasti C.**, „Mechanical tests of the stabilization system for radius fractures”, 11th International Conference “Research and Development in Mechanical Industry” RaDMI 2011, vol. 2, pp. 1283-1287, Sokobanja, Serbia, Septembrie, 2011.
- (Toth-Tașcău et al., 2012) - Toth-Tașcău M., Bălănean F., Rusu L., **Toader-Pasti C.**, „Study of the influence of material properties and loading on biomechanical characteristics of conventional ulna stabilization systems”, 12th International Conference “Research and Development in Mechanical Industry” RaDMI 2012, vol. 2, pp. 1219-1222, Vrnjacka Banja, Serbia, 13-17 Septembrie, 2012.
- (Toth-Tașcău & Stoia, 2012) - Toth-Tașcău M., Stoia D.I., *Tehnici experimentale de investigare biomecanică, Suport curs, Master Implanturi, proteze și evaluare biomecanică*, Universitatea Politehnica din Timișoara, 2012.
- (Toth-Tașcău et al., 2012) - Toth-Tașcău M., Rusu L., Bălănean F., Pater F., **Toader-Pasti C.**, „Meshing Influence on Numerical Analysis of Ulna Bone”, International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2012, Vol. A and B, pp. 1087-1090, Kos, Grecia, 19-25 Septembrie, 2012.
- (Toth-Tașcău & Stoia, 2013) - Toth-Tașcău M., Stoia D.I., *Biologically Responsive Biomaterials for Tissue Engineering. Modeling and Numerical Analysis of a Cervical Spine Unit, Modeling and Numerical Analysis of a Cervical Spine Unit*, 2013, Springer Series in *Biomaterials Science and Engineering*, Vol. 1, pp. 137-172.
- (Trauson, 2012) - Trauson (Jiangsu) Medical Instrument Co., Ltd, Locking Compression Plate - 4.5 Proximal Medical Tibia Plate II, <http://orthmedsandy.en.made-in-china.com/product/jqlxzERdHuhH/China-Locking-Compression-Plate-4-5-Proximal-Medical-Tibia-Plate-II.html>, accesat 01.11.2012.
- (Valderrabano, 2004) - Valderrabano V., Hintermann B., Dick W., Scandinavian Total Ankle Replacement: A 3.7-Year Average Followup of 65 Patients, *Clinical Orthopaedics & Related Research*, July 2004, Volume 424, pp. 47-56.
- (Vasyli medical, 2012) - Vasyli medical, Lower Limb Biomechanics, <http://www.vasylimedical.com/resources/biomechanics.html>, accesat 12.11.2012.
- (Vaughan et al., 1999) - Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C., *Dynamics of Human Gait*, 2nd edition, Human Kinetics Publishers, 1999.

- (Vickerstaff et al., 2007) - Vickerstaff J.A., Miles A.W., Cunningham J.L., A brief history of total ankle replacement and a review of the current status, *Medical Engineering & Physics*, Volume 29, Issue 10, December 2007, pp. 1056–1064.
- (Viscogliosi, 2011) - Viscogliosi A.G., The Next Big Thing: Opportunities and Innovations, *Total Ankle Arthroplasty, Orthotec*, January/February 2011, Volume 2, No. 1, <http://www.orthotec.com/article/next-big-thing-opportunities-and-innovations-total-ankle-arthroplasty>.
- (Voiculescu & Petricu, 1971) - Voiculescu I. C., Petricu I.C., *Anatomia și fiziologia omului*, Ediția a IV-a, Editura medicală, București, 1971.
- (Wilkerson, 2006) - Wilkerson G., Evaluation and Management of Subtalar Joint Dysfunction, 2006 NATA Annual Meeting Atlanta, GA, <http://www.utc.edu/Academic/GraduateAthleticTraining/docs/subtalar-joint-06-nata.pdf>, accesat 12.11.2012.
- (Williams, 2013) - Williams B., Normal Human Range of Motion, <http://www.livestrong.com/article/257162-normal-human-range-of-motion/>, accesat 22.04.2013.
- (Winter, 2009) - Winter D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley, 4 edition, 2009.
- (Wright Medical, 2012) - Wright Medical Technology, Inc., Total Ankle Institute (TAI), INBONE® Total Ankle System, <http://www.ankleinstitute.com/Patients/InboneSystem>, accesat 08.11.2012.
- (Your practice, 2012) - Your practice on line. Anatomy Of The Foot And Ankle, Multimedia Health Education, <http://www.hipsknees.info/flash40/foot-ankle-anatomy.pdf>, accesat 12.11.2012.
- (Zatsiorsky, 2002) - Zatsiorsky V.M., *Kinetics of Human Motion*, Human Kinetics, 2002.
- (zebris, 2003) - zebris Medical GmbH. WinGait 2.19.49 for Windows. Operating Instructions, 2003.
- (Zebris, 2006) - zebris Medical GmbH. Measuring System for 3D-Motion Analysis. CMS-HS/, CMS-HSL, T0.technical data and operating instructions, 2006.
- (Zhao et al., 2011) - Zhao H-m., Yang Y-f., Yu G-r., Complications in total ankle arthroplasty: a meta analysis, *Zhonghua wai ke za zhi - Chinese journal of surgery*, 08/2011, 49(8), pp. 737-740.
- (Zimmered, 2012) - Zimmered. USS Spinal Fixation Systems spine implants, http://jiemaide.en.alibaba.com/product/280637524-214282228/USS_Spinal_Fixation_Systems_spine_implants.html, accesat 01.11.2012.
- (Zmitrowicz, 2006) - Zmitrowicz A., Wear patterns and laws of wear, *Journal of theoretical and applied mechanics*, 44, 2, pp. 219-253, Warsaw 2006