

STUDII ȘI CERCETĂRI PRIVIND ORTEZELE DE GLEZNĂ ȘI PICIOR

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

Ing. Oana Maria PAȘCA

Conducător științific: prof.univ.dr.ing Mirela Toth – Tașcău
Referenți științifici: prof.univ.dr.ing.Ileana Constanța Roșca
prof.univ.dr.med. Radu Prejbeanu
prof.univ.dr.ing. Liviu Bereteu

Ziua susținerii tezei: 14.02.2014

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./fax 0256 403823
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

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

Îmi exprim cele mai sincere mulțumiri alături de întreaga mea recunoștință conducătorului de doctorat, prof.dr.ing. Mirela TOTH – TAȘCĂU pentru îndrumarea, sprijinul, încurajările și suportul continuu oferit de-a lungul întregii perioade de pregătire a doctoratului.

Doresc să mulțumesc și 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" Timișoara și prof. univ. dr. ing. Liviu BERETEU din cadrul Universității Politehnica Timișoara pentru analizele și sugestiile constructive făcute în cadrul referatelor asupra tezei de doctorat.

Întreaga activitate de cercetare s-a desfășurat cu sprijinul colectivului Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală. Pentru sprijinul acordat, sugestiile și indicațiile primite, doresc să mulțumesc: ș.l. dr. ing. Lucian RUSU, ș.l. dr. ing. Cosmina VIGARU., as. dr. ing. Dan Ioan STOIA și tehn. Marinel COJOCARU.

În mod categoric, finalizarea tezei de doctorat nu ar fi fost posibilă fără ajutorul și sprijinul familiei căreia îi mulțumesc pentru înțelegerea și sprijinul moral acordat în toți acești ani când am fost nevoită să acord exclusivitate muncii mele profesionale.

Timișoara, februarie 2014

Oana Maria PAȘCA

Familiei

Pașca, Oana Maria

Studii și cercetări privind ortezele de gleznă și picior

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 145, Editura Politehnica, 2014, 238 pagini, 217 figuri, 39 tabele.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-606-554-763-6

Cuvinte cheie: orteze de gleznă și picior, afecțiunea Talus-Valgus, afecțiunea Hallux - Valgus, analiza numerică, analiza mersului, determinare indice plantar.

Rezumat,

Articulația gleznei este o articulație deosebit de importantă prin rolul pe care îl are în executarea mișcărilor membrului inferior. Orice afecțiune apărută la nivelul ei, dar și la nivelul piciorului, poate avea consecințe majore asupra stabilității și mobilității membrului inferior.

Obiectivul general al acestei teze a constat în aducerea unor contribuții la realizarea unor orteze de noapte pentru gleznă și picior, specifice patologiilor Talus - Valgus și Hallux - Valgus.

Lucrarea prezintă conceperea, proiectarea și analiza numerică a unui dispozitiv pentru tensionarea ortezei fixe de noapte specifice afecțiunii Talus - Valgus și a unei orteze de noapte specifice afecțiunii Hallux - Valgus.

CUPRINS

Listă de tabele.....	8
Listă de figuri.....	10
INTRODUCERE	18
1. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR REFERITOARE LA ORTEZAREA GLEZNEI ȘI PICIORULUI	28
1.1. Conceptul de ortezare.....	28
1.2. Cerințele funcționale ale dispozitivelor ortetice	30
1.3. Principiile biomecanice ale design-ului dispozitivelor ortetice.....	32
1.4. Principalele tipuri de orteze pentru gleznă și picior.....	33
1.5. Materiale și tehnologii de fabricație a ortezelor pentru gleznă și picior	42
1.5.1. Materiale utilizate pentru fabricația ortezelor de gleznă și picior	43
1.5.2. Tehnologii specifice pentru fabricația ortezelor de gleznă și picior.....	49
1.6. Concluzii.....	51
2. DETERMINAREA MĂRIMILOR CARACTERISTICE ALE SISTEMULUI ANATOMIC GLEZNĂ-PICIOR.....	53
2.1. Aspecte anatomice ale gleznei și piciorului.....	53
2.1.1. Oasele și articulațiile gleznei și piciorului.....	53
2.1.1.1. Oasele gleznei și piciorului	53
2.1.1.2. Articulațiile gleznei și piciorului	55
2.1.2. Ligamentele și tendoanele gleznei.....	56
2.1.3. Mușchii care activează articulația gleznei	57
2.2. Principalele patologii ale gleznei și piciorului	58
2.2.1. Traumatismele gleznei și piciorului.....	58
2.2.2. Afecțiunile deformante ale gleznei și piciorului	60
2.3. Noțiuni fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă picior ..	64
2.3.1. Mișcările din complexul articulației gleznei.....	64
2.3.2. Analiza mersului și a distribuției presiunii plantare	66
2.4. Examinarea clinică și radiografică a piciorului.....	73
2.4.1. Metode de calcul al indicelui arcului plantar	73
2.4.1.1. Calculul indicelui arcului plantar folosind metoda lui Stahelli.....	74
2.4.1.2. Calculul indicelui arcului plantar folosind metoda lui Cighin.....	74
2.4.1.3. Calculul indicelui arcului plantar folosind metoda lui Cavanagh.....	74
2.4.1.4. Calculul indicelui arcului plantar prin metoda lui Rao.....	75
2.4.2. Examinarea radiografică a piciorului.....	75
2.5. Determinarea mărimilor caracteristice ale piciorului prin diferite metode....	77
2.5.1. Determinarea indicelui arcului plantar	77
2.5.1.1. Determinarea indicelui arcului plantar în cazul unui lot de subiecți asimptomatici.....	78
2.5.1.2. Calculul indicelui arcului plantar în cazul piciorului plat.....	80
2.5.2. Analiza statică a piciorului unui subiect sănătos folosind sistemul de biometrie Postural Biomedicine	83
2.5.3. Determinarea mărimilor caracteristice utilizând investigarea radiografică și reconstrucția 3D.....	86
2.6. Protocol de evaluare clinică și radiografică a posturii piciorului	90
2.7. Concluzii.....	92

6 Cuprins

3. ANALIZA BIOMECHANICĂ A SISTEMULUI ANATOMIC GLEZNĂ-PICIOR.....	93
3.1. Caracteristicile sistemelor de măsurare Zebris CMS- HS și Zebris FDM	94
3.1.1. Sistemul de analiză a mersului Zebris CMS-HS.....	94
3.1.2. Sistemul de măsurare a distribuției presiunii plantare Zebris FDM	95
3.2. Protocolul general de înregistrare a datelor.....	96
3.2.1. Protocolul de înregistrare a datelor pentru sistemul Zebris CMS-HS	96
3.2.2. Protocolul de înregistrare a datelor pentru sistemul Zebris FDM	97
3.3. Protocol de investigare a articulației gleznei, selectare a parametrilor și procesare a datelor pentru sistemele Zebris CMS-HS și FDM	97
3.3.1. Protocolul general de investigare a articulației gleznei	98
3.3.2. Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru <i>sistemul 1</i>	100
3.3.3. Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru <i>sistemul 2 - dinamic</i>	101
3.3.4. Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru <i>sistemul 2 - static</i>	102
3.4. Evaluarea patologiei Talus - Valgus folosind analiza biomecanică experimentală.....	103
3.5. Evaluarea patologiei Hallux - Valgus folosind analiza biomecanică experimentală.....	111
3.5.1. Studii de evaluare biomecanică experimentală a afecțiunii Hallux - Valgus	111
3.5.2. Evaluarea patologiei Halux -Valgus pre și post operator, în regim dinamic, în funcție de vârsta subiecților	113
3.5.3. Evaluarea patologiei Halux-Valgus pre- și post operator, în regim static, în funcție de vârsta subiecților	119
3.5.4. Evaluarea recuperării unui subiect cu Hallux- Valgus. Studiu de caz .	120
3.5.4.1. Analiza variației reacțiunii normale	121
3.5.4.2. Analiza amprentelor plantare.....	125
3.6. Analiza mișcărilor din articulația gleznei în timpul pedalării.....	127
3.7. Modelarea biomecanică a piciorului utilizând mediul de programare Matlab	129
3.7.1. Modelul biomecanic simplificat al piciorului implementat în Simulink .	130
3.7.2. Datele de intrare pentru aplicația implementată în Simulink	132
3.7.3. Programul pentru calculul reacțiunilor și momentelor din articulația gleznei.....	133
3.7.4. Determinarea reacțiunii și momentului din articulația gleznei.....	137
3.8. Concluzii.....	139
4. ÎMBUNĂTĂȚIREA CARACTERISTICILOR FUNCȚIONALE ALE UNEI ORTEZE DE NOAPTE PENTRU AFECȚIUNEA TALUS - VALGUS.....	141
4.1. Realizarea ortezei de noapte personalizate pentru afecțiunea Talus - Valgus a piciorului.....	141
4.2. Concepția și proiectarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte.....	143
4.3. Realizarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte	147
4.4. Testarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte.....	149
4.5 Analiza numerică prin Metoda Elementului Finit a dispozitivului pentru tensionarea ortezei.....	152
4.5.1. Analiză numerică a dispozitivului de tensionare a ortezei montat în poziția extremă	153
4.5.2. Analiza numerică a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte pentru diferite solicitări ale cablului de tracțiune	158

4.6. Fixarea dispozitivului pentru tensionare pe orteza fixă de noapte.....	169
4.7. Concluzii.....	171
5. CONCEPEREA ȘI ANALIZA UNEI ORTEZE DE NOAPTE PENTRU AFECȚIUNEA HALLUX - VALGUS.....	173
5.1. Caracteristicile unghiulare ale antepiciorului afectat de Hallux - Valgus....	173
5.2. Gradele de severitate ale afecțiunii.....	175
5.3. Clasificarea ortezelor utilizate în cazul patologiei Hallux - Valgus	176
5.4. Exemple de orteze folosite în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus.....	180
5.5. Concepția și proiectarea unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus	185
5.6. Determinarea experimentală a forțelor necesare corecției pentru diferite unghiuri de deviere a halucelui față de poziția primului metatarsian	188
5.7. Analiza numerică a ortezei de noapte utilizată în afecțiunea Hallux - Valgus, pentru diferite solicitări ale cablului multifilar	189
5.8. Concluzii.....	192
6. CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	194
6.1. Concluzii generale	194
6.2. Contribuții personale	199
6.3. Direcții viitoare de cercetare	202
6.4. Valorificarea rezultatelor cercetării	202
Anexa 4.1.....	205
Anexa 4.2.....	210
Anexa 5.1.....	214
Bibliografie	221

Listă de tabele

Număr tabel	Denumire	Pagina
1.1	Principalele standarde ISO referitoare la terminologia din domeniile Protetică și Ortetică	29
1.2	Categoriile de orteze și abreviațiile lor conform ISO 8549-3:1989	30
1.3	Analiza comparativă a măsurărilor pentru realizarea susținătorilor plantari	40
1.4	Exemple de spume cu celule închise	45
2.1	Mușchii regiunii dorsale a piciorului	57
2.2	Mușchii regiunii plantare ai piciorului	57
2.3	Mușchii gambei și piciorului	58
2.4	Entorse prin inversie forțată	59
2.5	Luxațiile gleznei	59
2.6	Fracturile gleznei și piciorului	60
2.7	Clasificarea piciorului prin metoda lui Stahelli	74
2.8	Clasificarea piciorului prin metoda lui Cighin	74
2.9	Clasificarea piciorului prin metoda lui Cavanagh	75
2.10	Clasificarea piciorului prin metoda Rao	75
2.11	Clasificarea piciorului în funcție de înălțimea normalizată a navicularului	75
2.12	Clasificarea piciorului în funcție de unghiul de înclinație calcanean	76
2.13	Clasificarea piciorului în funcție de unghiul calcaneu-primul metatarsian	76
2.14	Clasificarea piciorului în funcție de unghiul calcaneu – primul metatarsian	76
2.15	Clasificarea piciorului în funcție de unghiul talus - al doilea metatarsian	77
2.16	Coeficienții de scalare	80
2.17	Valorile suprafețelor ariilor de contact ale celor două tipuri de amprente	82
2.18	Valorile ariilor totale determinate prin diferite metode	86
2.19	Valorile normale ale parametrilor investigați	90
3.1	Parametrii spațio-temporali semnificativi	104
3.2	Tabelul valorilor de corecție	106
3.3	Parametrii spațio-temporali	109
3.4	Parametrii spațio-temporali pentru grupul de vârstă 20-30 ani	115
3.5	Parametrii spațio-temporali pentru grupul de vârstă 40-50 ani	117
3.6	Parametrii spațio-temporali pentru grupul de vârstă 51-60 ani	118
3.7	Valorile maxime ale presiunii plantare	120
3.8	Parametrii spațio-temporali ai subiectului cu Hallux – Valgus (picior drept), în intervalul preoperator ÷ 6 luni	122

	postoperator	
3.9	Unghiurile pantei corespunzătoare subfazelor 1, 3 și 7	123
3.10	Valorile maxime și medii ale reacțiunii normale în timpul subfazelor 4, 5 și 6	124
3.11	Valoriile ariilor determinate preoperator ÷ 6 luni postoperator	126
4.1	Valorile minime și maxime ale momentelor din axa de rotație a dispozitivului	152
4.2	Proprietățile materialelor folosite pentru componentele ortezei	153
4.3	Distribuția valorilor maxime ale parametrilor analizei numerice	169
5.1	Valorile forțelor de tracțiune corespunzătoare rotației halucelui	188
5.2	Proprietățile materialelor folosite pentru componentele ortezei	189

Listă de figuri

Nr. figură	Descriere	Pagina
1.1	Preocupările din domeniul Orteticii	28
1.2	Exemple de orteze de gleznă-picior, conform clasificării ICRC	35
a	Orteză flexibilă	35
b	Orteză rigidă	35
c	Model 740 Tamarack Flexure Joint	35
d	Orteză anti talus	35
1.3	Orteze de gleznă-picior statice și dinamice	36
a	Orteză statică de gleznă-picior, cu suport peroneal	36
b	Orteze dinamice de gleznă-picior	36
1.4	Orteza Equalizer® Air Walker	36
a	Vedere exterioară	36
b	Sistemul pneumatic	36
1.5	Orteză de gleznă-picior dinamică activă	37
1.6	Orteze corectoare de statică a piciorului - Hallux - Valgus	39
a	Orteză fixă	39
b	Orteză mobilă	39
1.7	Susținători plantari VASYLI Medical	42
a	VASYLI - Armstrong Sensitive Feet Orthotic Susținător pentru picior diabetic	42
b	VASYLI Howard Dananberg Orthotic Susținător pentru funcția primului metatars	42
c	VASYLI - McConnell Slimfit Device Susținător pentru pantofii cu toc înalt	42
d	VASYLI Customs - Low Density Susținător pentru pacienți ce necesită considerații speciale	42
e	VASYLI Customs - Medium Density Susținător pentru pacienți ce necesită corecții generale	42
f	VASYLI Customs - High Density Susținător pentru atleți sau pacienți cu uzură mare funcțională a piciorului	42
g	VASYLI Prior Sports Orthotic Susținător plantar cu profil redus pentru pantoful sport	42
h	VASYLI Heel Pain Orthotic Susținător pentru călcâi dureros	42
i	VASYLI Orthotic Additions Accesorii ortetice	42
1.8	Exemple de orteze de gleznă fabricate din fibră de sticlă și fibră de carbon	44
a	Orteză din fibră de carbon	44
b	Orteză din fibră de sticlă	44
1.9	Spume cu celule deschise și închise	46
a	Spumă cu celule deschise	46
b	Spumă cu celule închise	46
1.10	Susținători plantari din poliuretan termoformabil	46
1.11	Susținători plantari din silicon Gama Sofy – Plant	46
1.12	Susținători plantari din piele. Tacco Anatomic	47
1.13	Susținătorul plantar Posturotest	48

1.14	Materiale high-tech folosite de SOF Sole	48
1.15	Sistemul de fabricație CAD/CAM al companiei Delcam	50
a	iQube Foot Scanner	50
b	OrthoMODEL	50
c	OrthoMill	50
d	Mașini de tăiat/decupat	50
1.16	Sistemul de fabricație CAD/CAM al companiei BioSculptor Corporation	51
a	BioScanner™	51
b	BioScanner™ AFO Tools	51
c	BioMill 4.5 ^{XF} ™	51
2.1	Oasele gleznei și piciorului	54
2.2	Articulațiile gleznei și piciorului	55
2.3	Ligamentele gleznei	56
2.4	Tendoanele gleznei	56
2.5	Piciorul plat (platfus)	60
2.6	Picior cav	61
2.7	Picior Talus - Valgus	62
2.8	Piciorul Varus - Equin	62
2.9	Hallux - Valgus	63
2.10	Metatarsus adductus	63
2.11	Grifa digital	63
2.12	Mișcările articulației gleznei în plan sagital	65
a	Mișcarea de dorsiflexie	65
b	Mișcarea de flexie plantară	65
2.13	Mișcările articulației gleznei în plan transversal	65
a	Mișcarea de abducție	65
b	Mișcarea de adducție	65
2.14	Mișcările articulației gleznei în plan frontal	65
a	Mișcarea de inversie	65
b	Mișcarea de eversie	65
2.15	Fazele și sub-fazele ciclului de mers	67
2.16	Parametrii spațio-temporali ai mersului	69
2.17	Reprezentările grafice ale mișcărilor realizate la nivelul gleznei și piciorului în cazul unui subiect sănătos	70
a	Dorsiflexie- flexie plantară	70
b	Rotația internă – externă a piciorului	70
2.18	Variația reacțiunii normale în timpul fazei de sprijin a ciclului de mers	71
2.19	Variațiile reacțiunilor normale la modificarea vitezei de mers	71
2.20	Distribuția presiunii plantare în regim static	72
2.21	Metoda Stahelli	73
2.22	Metoda Cighin	73
2.23	Metoda Cavanagh	73
2.24	Metoda Rao	73
2.25	Examinare radiografică, vedere laterală	76
2.26	Examinare radiografică, vedere dorsală	76
2.27	Determinarea ariilor amprentei plantare pentru cele două rețele	79
a	Rețeaua pătratică de 1 cm	79
b	Rețeaua pătratică de 0,5 cm	79

12 Listă de figuri

2.28	Delimitarea suprafeței plantare în programul Klonk	79
a	Estimarea manuală	79
b	Generarea automată	79
2.29	Determinarea manuală a ariilor amprenteii plantare în programul Klonk	79
2.30	Achiziția simultană a amprenteii plantare folosind cerneala și sistemul de măsurare a distribuției presiunii plantare Zebris FDM	81
2.31	Importarea amprentelor în programul KLONK Image Measurement	82
a	Amprenta electronică	82
b	Amprenta cu cerneală	82
2.32	Determinarea ariilor suprafețelor în programul Klonk	82
a	Amprenta electronică	82
b	Amprenta cu cerneală	82
2.33	Baropodometrul Modular Electronic	83
2.34	Podoscopul PodoScanalyzer	83
2.35	Termograful Flir B 200	83
2.36	Termografia membrelor inferioare ale subiectului asimptomatic	84
2.37	Raportul de analiză statică	84
2.38	Morfologia picioarelor înregistrată cu podoscopul PodoScanalyzer	85
2.39	Determinarea înălțimii navicularului	87
a	Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială	87
b	Reconstrucție 2-D, plan sagital	87
2.40	Determinarea lungimii truncate a piciorului	88
a	Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială	88
b	Reconstrucție 2-D, plan sagital	88
2.41	Determinarea unghiului de înclinație calcanean	88
a	Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială	88
b	Reconstrucție 2-D plan oblic - sagital	88
2.42	Determinarea unghiului calcaneu - primul metatarsian	88
a	Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială	88
b	Reconstrucție 2-D în plan sagital	88
2.43	Determinarea unghiului de acoperire talo - navicular	89
a	Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere dorsală	89
b	Reconstrucție 2-D, plan transversal	89
2.44	Determinarea unghiului talus - al doilea metatarsian	89
a	Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere dorsală	89
b	Reconstrucție 2-D, plan transversal	89
2.45	Protocolul de examinare clinică și radiografică a posturii piciorului	91
3.1	Unitatea centrală	95
3.2	Emițătorii de ultrasunete	95
3.3	Adaptor cabluri	95
3.4	Markeri	95
3.5	Palpator	95
3.6	Platforma de forțe Zebris FDM	95
3.7	Marcarea punctelor anatomice cu palpatorul	96
3.8	Protocolul general de investigare	99

3.9	Parametrii biomecanici rezultați	100
a	Sistem 1	100
b	Sistem 2 –dinamic	100
c	Sistem 2 - static	100
3.10	Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru sistemul 1	101
3.11	Protocolul de investigare și procesare a datelor pentru sistemul 2 –dinamic	102
3.12	Delimitarea pașilor în matrice	102
3.13	Protocolul de investigare și procesare a datelor pentru sistemul 2 –static	103
3.14	Mișcarea de dorsiflexie - flexie plantară fără corecții ale semnalului	105
a	Glezna stângă	105
b	Glezna dreaptă	105
3.15	Mișcarea de dorsiflexie - flexie plantară pentru care a fost aplicată corecția semnalului și normalizarea timpului	105
a	Glezna stângă	105
b	Glezna dreaptă	105
3.16	Mișcarea de rotație internă – externă a piciorului fără corecții ale semnalului	106
a	Piciorul stâng	106
b	Piciorul drept	106
3.17	Mișcarea de rotație internă – externă a piciorului în urma aplicării corecției semnalului și a normalizării timpului	107
a	Piciorul stâng	107
b	Piciorul drept	107
3.18	Variația reacțiunii normale (RN) în timpul fazei de sprijin și deviația standard	108
a	Piciorul stâng	108
b	Piciorul drept	108
3.19	Excursia totală a centrului de presiune înregistrată în timpul mersului	111
a	Referință	111
b	Inițial	111
c	După 6 luni	111
3.20	Reacțiunea normală și deviația standard pentru grupul de vârstă 20-30 ani	114
3.21	Reacțiunea normală și deviația standard pentru grupul de vârstă 40-50 ani	116
3.22	Reacțiunea normală și deviația standard pentru grupul de vârstă 51-60 ani. Piciorul stâng – control, pre-operator, post-operator; piciorul drept	118
3.23	Presiunile plantare în regim static pentru subiecții reprezentativi fiecărui grup, înaintea intervenției chirurgicale	119
a	Grup de control	119
b	Grup 20-30 ani	119
c	Grup 40-50 ani	119
d	Grup 51-60 ani	119
3.24	Presiunile plantare în regim static pentru subiecții reprezentativi fiecărui grup, după intervenția chirurgicală	120

14 Listă de figuri

a	Grup de control	120
b	Grup 20 - 30 ani	120
c	Grup 40 - 50 ani	120
d	Grup 51 - 60 ani	120
3.25	Variația reacțiunilor normale înregistrate pentru piciorul drept, în intervalul preoperator ÷ 6 luni postoperator	121
3.26	Cele 7 subfaze ale variației reacțiunii normale	123
3.27	Variația reacțiunilor normale în timpul subfazei 1	123
3.28	Variația reacțiunilor normale în timpul subfazei 3	124
3.29	Variația reacțiunilor normale în timpul subfazei 7	125
3.30	Medierea valorilor maxime ale pașilor la 6 luni de la operația chirurgicală	125
3.31	Amprenta plantară la 6 luni de la operație	126
3.32	Valorile ariilor totale preoperator și la 6 luni postoperator	126
3.33	Bicicleta ergometrică F 30 TUNTURI și markerii sistemului Zebris atașați pe membrele inferioare	128
3.34	Curbele valorilor medii ale mișcării de dorsiflexie - flexie plantară reprezentate în funcție de ciclul de pedalare normalizat pentru ambele membre inferioare, în cele trei poziții ale șezutului	129
a	Glezna stângă	129
b	Glezna dreaptă	129
3.35	Modelul geometric al piciorului implementat în Simulink	131
3.36	Aplicația dezvoltată în Simulink	131
3.37	Suprafețele în care a fost împărțită talpa piciorului	133
3.38	Variația reacțiunilor plantare în funcție de fazele ciclului de mers	133
3.39	Interfața grafică	134
3.40	Selecția fișierului Excel	134
3.41	Variațiile unghiurilor de rotație din articulația gleznei	135
3.42	Determinarea vitezelor unghiulare	135
3.43	Determinarea accelerațiilor unghiulare	135
3.44	Finalizarea calculului vitezelor și accelerațiilor unghiulare	136
3.45	Finalizarea calculului reacțiunilor și momentelor	136
3.46	Selecția modului de afișare a reacțiunilor și momentelor	136
3.47	Opțiunile de afișare grafică	137
3.48	Reacțiunea din articulația gleznei	138
a	Reacțiunea totală	138
b	Proiecția reacțiunii pe axa X	138
c	Proiecția reacțiunii pe axa Y	138
d	Proiecția reacțiunii pe axa Z	138
3.49	Momentul din articulația gleznei	139
a	Momentul total	139
b	Proiecția momentului pe axa X	139
c	Proiecția momentului pe axa Y	139
d	Proiecția momentului pe axa Z	139
4.1	Turnarea gipsului în mlaje	142
4.2	Finisarea negativului oretezei	142
4.3	Întinderea multiformului pe negativ	142
4.4	Fixarea multiformului pe maleole	142
4.5	Dezlipirea hârtiei imprimate de pe placă	143

4.6	Fixarea plăcii de polietilenă pe negativ	143
4.7	Desprinderea ortezei de pe negativ	143
4.8	Finalizarea ortezei fixe de noapte	143
4.9	Dispozitiv pentru tensionarea ortezei fixe de noapte	144
4.10	Mecanismul pentru tensionarea arcului	145
4.11	Plăcile mecanismului de rabatare a ortezei	146
a	Placa anterioară	146
b	Placa posterioară	146
4.12	Fixarea mecanismului pentru tensionarea arcului	146
4.13	Fixarea mecanismului de rabatare a ortezei	146
4.14	Șurub de fixare	147
4.15	Piuliță înfundată	147
4.16	Fixarea mecanismului de rabatare a ortezei pe lamela mecanismului pentru tensionarea arcului	147
4.17	Mașina de prelucrare prin electroeroziune cu fir DK7732F	148
4.18	Mașina de frezat în 3 axe, cu comandă numerică CNC YT 800FM	148
4.19	Realizarea găurilor plăcilor mecanismului de rabatare	148
4.20	Echipamentele utilizate pentru realizarea suportului pentru înglobarea arcului	148
4.21	Dispozitivul pentru tensionarea ortezei fixe de noapte	149
4.22	Sistemul de încercare la tracțiune MultiTest 5- i	149
4.23	Prinderea dispozitivului în sistemul MultiTest 5-i	150
4.24	Determinarea unghiului de deplasare pe verticală a dispozitivului în timpul testării	151
4.25	Momentele din axa de rotație a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte	151
4.26	Momentele din axa de rotație a dispozitivului în zona de interes	152
4.27	Discretizarea dispozitivului	154
4.28	Stabilirea condițiilor de contur	154
4.29	Deplasarea totală a dispozitivului de tensionare	155
4.30	Deplasările pe axa X ale dispozitivului de tensionare	155
4.31	Deplasările pe axa Y ale dispozitivului de tensionare	155
4.32	Deplasările pe axa Z ale dispozitivului de tensionare	155
4.33	Tensiunea echivalentă, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune	156
4.34	Tensiunile normale pe axa X, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune	156
4.35	Tensiunile normale pe axa Y, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune	157
4.36	Tensiunile normale pe axa Z, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune	157
4.37	Tensiunile de forfecare în planul XY	157
4.38	Tensiunile de forfecare în planul YZ	158
4.39	Tensiunile de forfecare în planul XZ	158
4.40	Discretizarea dispozitivului	159
4.41	Stabilirea condițiilor de contur	159
4.42	Variațiile deplasărilor totale în funcție de forțele de tracțiune progresive aplicate	160
4.43	Distribuția deplasării totale la aplicarea unei forțe de 40 N și	160

16 Listă de figuri

	unghiul de rotație de 25°	
4.44	Variațiile deplasărilor pe direcția axei X în funcție de forțele de tracțiune aplicate	161
4.45	Variațiile deplasărilor pe direcția axei Y în funcție de forțele de tracțiune aplicate	161
4.46	Variațiile deplasărilor pe direcția axei Z în funcție de forțele de tracțiune aplicate	161
4.47	Distribuția deplasării pe axa X pentru forța de tracțiune de 80 N și unghiul de 25°	162
4.48	Distribuția deplasării pe axa Y pentru o forță de 80 N și unghiul de 25°	162
4.49	Distribuția deplasării pe axa Z pentru forța de 40 N și unghiul de 25°	163
4.50	Variația tensiunii echivalente în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N	163
4.51	Variația tensiunii echivalente în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N	164
4.52	Variația tensiunii echivalente în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N	164
4.53	Variațiile tensiunilor echivalente în funcție de forțele de tracțiune aplicate	164
4.54	Valorile maxime ale tensiunilor echivalente, în funcție de forțele aplicate	165
4.55	Distribuția tensiunii echivalente în cazul aplicării forței de 80 N și unghiul de 25°	165
4.56	Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei X în funcție de forțele de tracțiune aplicate	166
4.57	Distribuția tensiunii normale pe axa X pentru forța de 80 N și unghiul de 25°	166
4.58	Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Y în funcție de forțele de tracțiune aplicate	167
4.59	Distribuția tensiunii normale pe axa Y, pentru forța de 80 N și unghiul de 25°	167
4.60	Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Z în funcție de forțele de tracțiune aplicate	168
4.61	Distribuția tensiunii normale pe axa Z, pentru forța 80 N de și unghiul de 25°	168
4.62	Marcarea reperelor necesare pentru montarea dispozitivului pe orteză	169
4.63	Poziționarea dispozitivului pe orteză	170
4.64	Fixarea dispozitivului pe orteza nedecupată	170
4.65	Finisarea ortezei după decupare	170
4.66	Fixarea dispozitivului pe orteză	171
4.67	Orteza fixă de noapte cu caracteristici funcționale îmbunătățite	171
5.1	Unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian	174
a	Picior clinic sănătos	174
b	Picior afectat de Hallux - Valgus	174
5.2	Unghiul dintre metatarsienele 1 și 2	174
a	Picior clinic sănătos	174
b	Picior afectat de Hallux - Valgus	174

5.3	Poziționarea sesamoidului - Situația 1	175
5.4	Poziționarea sesamoidului - Situația 3	175
5.5	Hallux - Valgus – gradul 1 de severitate	176
5.6	Hallux - Valgus – gradul 2 de severitate	176
5.7	Hallux - Valgus – gradul 3 de severitate	176
5.8	Suport pentru protecția montului	177
5.9	Dispozitiv sub formă de pană pentru afecțiunea Hallux - Valgus	177
5.10	Susținător pentru haluce	178
5.11	Orteză Hallux - Valgus cu atele	178
5.12	Orteze de zi din silicon	179
5.13	Orteză de zi din material textil	179
5.14	Orteză de zi din silicon și material textil	179
5.15	Orteză de zi din material textil și benzi Velcro	179
5.16	Orteză de noapte cu atelă	180
5.17	Orteze de noapte din material textil	180
5.18	Orteze Bunion Aid	181
a	Fixare pe mijlocul piciorului	181
b	Fixare pe mijlocul piciorului și suport pentru haluce	181
5.19	Modalitatea de acționare a ortezei Bunion Aid	181
a	Înainte de utilizarea ortezei	181
b	În timpul utilizării ortezei	181
5.20	Orteza Darco TAS	182
5.21	Orteza Wheaton	182
5.22	Orteza FabriFoam	183
5.23	Orteza Bunion Bootie	183
5.24	Orteza Bauerfeind Valguloc II	183
5.25	Orteza Hallux - Valgus Separator Cushion	184
5.26	Orteza 3pp Bunion-Aider	184
5.27	Hallux - Valgus Arch Support	185
5.28	Orteza de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus	186
5.29	Piesa de ghidare și tensionare a cablului multifilar	187
5.30	Poziționarea suportului halucelui	187
a	Poziția suportului halucelui la 10°	187
b	Poziția suportului halucelui la 25°	187
5.31	Determinarea forței de tracțiune la o rotație de 10° a halucelui subiectului	188
5.32	Discretizarea ortezei	189
5.33	Stabilirea condițiilor de contur	190
5.34	Valorile maxime ale deplasării totale, în funcție de forțele aplicate	190
5.35	Deplasarea totală în cazul aplicării forței de 10.7 N	191
5.36	Deplasarea de direcția axei X în cazul aplicării forței de 10.7 N	191
5.37	Valorile maxime ale tensiunii echivalente, în funcție de forțele aplicate	191
5.38	Tensiunea echivalentă în cazul aplicării forței de 10.7 N	191
5.39	Tensiunea normală pe direcția axei Y în cazul aplicării forței de 10.7 N	192
5.40	Tensiunea de forfecare în planul XY pentru o forță de 10.7 N	192

INTRODUCERE

Corpul omenesc, în totalitatea lui a fost cercetat încă din cele mai vechi timpuri. Chiar și în prezent, acesta, prin complexitatea lui, determină cercetătorii să îl descrie ca pe o "mașinărie perfect construită până în cele mai mici detalii".

Piciorul, parte integrată a scheletului uman, alcătuiește împreună cu glezna complexul anatomo – funcțional care susține întreaga greutate corporală și joacă un rol important în timpul mersului.

Hoffman a denumit piciorul ca pe "o operă de artă arhitecturală a naturii" datorită importanței majore pe care o are acesta atât în regim static cât și dinamic. Piciorul asigură stabilitatea, mobilitatea, echilibrul, accelerarea și decelerarea din timpul mersului.

Articulația gleznei este o articulație deosebit de importantă prin rolul pe care îl are în executarea mișcărilor membrului inferior. Datorită comportamentului biomecanic al acestei articulații, orice afecțiune apărută la nivelul ei, dar și la nivelul piciorului, poate avea consecințe majore asupra stabilității și mobilității membrului inferior, și deci asupra întregului corp.

Un număr tot mai mare de persoane dezvoltă de-a lungul vieții diferite afecțiuni la nivelul articulației gleznei și piciorului. Afecțiunile care apar la nivelul articulației gleznei și piciorului pot fi de natură genetică, congenitală, ca urmare a unor traumatisme sau a unor afecțiuni neurologice.

Pentru corectarea diferitelor disfuncționalități ce apar la nivelul articulației gleznei și al piciorului, în medicina modernă sunt utilizate diferite dispozitive ortetice. Acestea sunt dispozitive externe care se aplică la nivelul gleznei și piciorului având rolul de corectare sau prevenire a diferitelor disfuncționalități ale acestui segment.

Ortezele de gleznă și picior sunt recomandate pentru numeroase afecțiuni cum ar fi: entorse de gleznă, fracturi la nivelul gleznei și piciorului, rupturi ale tendonului Achilian, fascita plantară, Hallux – Valgus, Tallus – Valgus, Varus Equin, degete în ciocan, picior cav, picior plat, metatarsus adductus, picior diabetic, dar și pentru a proteja articulația gleznei în timpul diferitelor activități sportive. Prin utilizarea ortezelor de gleznă și picior, pacientului i se oferă șansa unei vieți normale, lipsită de durere și de limitare de mișcare.

Obiectivele clinice care trebuie atinse prin utilizarea ortezelor sunt: diminuarea durerii, corecția deformației, controlul mișcărilor, creșterea amplitudinii mișcării, reducerea perioadei de vindecare, prevenirea accidentărilor, etc.. În realizarea lor, ortezele trebuie să urmărească anumite cerințe funcționale: să diminueze sau să elimine disfuncționalitatea segmentului pe care sunt aplicate, să ofere un grad ridicat de confort, să fie estetice, iar costul de fabricație să fie cât mai redus.

Chiar dacă la ora actuală există pe piața de profil o multitudine de orteze de gleznă și picior specifice diferitelor tipuri de afecțiuni, materialele și tehnologia de fabricație cunosc o continuă evoluție, fiind produse orteze din ce în ce mai performante.

Progresele realizate în domeniul ortezării au fost posibile datorită unei bune colaborări între medici, ingineri și tehnicieni. Datorită acestei colaborări au putut fi

realizate îmbunătățiri ale modelelor de orteze, ale materialelor utilizate și obținerea unui raport satisfăcător între calitate și preț.

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 dispozitivelor ortetice pentru tratamentul diferitelor afecțiuni ale gleznei și piciorului. În cazul apariției diferitelor patologii la nivelul piciorului, al articulațiilor acestuia sau la nivelul articulației gleznei, prin utilizarea ortezelor corectoare se urmărește recăpătarea tuturor abilităților pe care le are un picior clinic sănătos.

Patologiile care se pot dezvolta la nivelul gleznei și piciorului au stat la baza necesității studierii amănunțite a aspectelor referitoare la proiectarea și analizarea teoretică și experimentală a unor orteze de noapte folosite pentru obținerea reabilitării în cazul persoanelor cu afecțiunile Talus - Valgus și Hallux - Valgus ale gleznei și piciorului.

Tema tezei de doctorat intitulată *Studii și cercetări privind ortezele de gleznă și picior* este motivată și prezintă un interes deosebit pentru contribuția la redarea întregii funcționalități a membrului inferior afectat de Talus - Valgus și Hallux - Valgus prin utilizarea ortezelor corectoare. Cercetarea presupune realizarea unor soluții constructive îmbunătățite pentru ortezele corectoare de noapte, orteze utilizate pentru obținerea reabilitării piciorului afectat de Talus - Valgus sau de Hallux - Valgus.

Tema de cercetare se încadrează în **preocupările colectivului Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală** din cadrul Universității "Politehnica" din 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" din Timișoara, Centrul de Cercetare în Inginerie Medicală colaborează cu universități și clinici, atât din țară, cât și din străinătate.

Teza de doctorat intitulată *Studii și cercetări privind ortezele de gleznă și picior* și-a propus să realizeze cercetări teoretice și experimentale în domeniul vast al ortezării ortopedice, în particular în domeniul ortezării sistemului anatomic gleznă-picior.

Obiectivul general al cercetării tezei de doctorat a constat în aducerea unor contribuții la realizarea unor orteze pentru gleznă și picior, specifice patologiilor Talus - Valgus și Hallux - Valgus. Activitățile de cercetare sunt orientate spre studiile teoretice și aplicative în domeniul conceperii, proiectării și analizei teoretice și experimentale a ortezelor ortopedice de gleznă și picior.

Obiectivele specifice ale acestei teze de doctorat sunt:

1. Realizarea unor sinteze bibliografice referitoare la:

- cerințele funcționale ale dispozitivelor ortetice, precum și principiile biomecanice ale design-ului acestora;
 - principalele tipuri de orteze pentru gleznă și picior;
 - principalele materiale utilizate în fabricarea ortezelor pentru gleznă și picior, respectiv a tehnologiilor acestora de fabricație;
 - standardele care stabilesc terminologia, cerințele funcționale, cerințele și metodele de testare;
 - anatomia și patologia gleznei și piciorului (traumatismele gleznei și piciorului: entorse de gleznă, fracturi stabile de gleznă și picior, traumatisme ale ligamentelor și tendoanelor, etc.);
 - noțiunile fundamentale de biomecanică a complexului articulației gleznei și articulațiilor piciorului;
 - metodele de examinare clinică și radiografică a posturii piciorului;
 - metodele de calcul al indicelui arcului plantar;
 - parametri determinați prin examinarea radiografică a piciorului;
 - caracteristicile unghiulare ale piciorului afectat de Hallux - Valgus și la gradele de severitate ale afecțiunii Hallux - Valgus;
 - principalele tipuri de orteze specifice afecțiunii Hallux - Valgus.
2. Elaborarea unui ghid general pentru dezvoltarea unor noi tipuri de orteze de gleznă și picior.
 3. Determinarea indicelui arcului plantar pe baza unor studii experimentale, atât pentru subiecți asimptomatici, cât și pentru cei cu picior plat.
 4. Determinarea unor parametri adiționali caracteristici morfologiei piciorului și realizarea unei analize comparative referitoare la determinarea ariilor suprafețelor plantare.
 5. Determinarea parametrilor geometrici principali ai piciorului pe baza examinării radiografice și reconstrucției 3D.
 6. Elaborarea unui protocol de examinare clinică și radiografică pentru evaluarea posturii piciorului.
 7. Elaborarea unui protocol avansat de investigare a sistemului articulația gleznei – picior și procesare a datelor obținute cu ajutorul sistemelor de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM.
 8. Analiza experimentală a mersului și a distribuției presiunii plantare pentru un subiect cu Talus–Valgus bilateral.
 9. Analiza experimentală a mersului și a distribuției presiunii plantare în regim static și dinamic pe loturi de subiecți cu patologia piciorului Hallux - Valgus, în funcție de vârsta acestora.
 10. Elaborarea unui studiu de evaluare a recuperării progresive (preoperator ÷ postoperator) în cazul patologiei Hallux - Valgus a piciorului.
 11. Elaborarea unui studiu de analiză experimentală în vederea determinării amplitudinilor mișcărilor din articulația gleznei în cazul unor subiecți sănătoși în timpul pedalării;
 12. Determinarea torsorului din articulația gleznei folosind rezultatele analizei biomecanice experimentale și medii avansate de simulare.
 13. Conceperea, proiectarea și fabricarea unui dispozitiv pentru tensionarea ortezei fixe de noapte utilizat pentru reabilitarea afecțiunii Talus – Valgus.
 14. Validarea modelului dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte pe baza studiului experimental al comportamentului mecanic al acestuia.
 15. Validarea modelului dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte prin analiza numerică cu Metoda Elementului Finit, pentru diferite situații de solicitare.

16. Conceperea și proiectarea unui model de orteză de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus.
17. Validarea modelului dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus prin analiza numerică cu Metoda Elementului Finit.

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

- **Cercetările aplicative** au constat în conceperea unui dispozitiv pentru tensionarea ortezei fixe de noapte utilizată în afecțiunea Talus - Valgus și a unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus.
- **Cercetările predictive** au constat în estimarea comportamentului (bio)mecanic al dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte (Talus - Valgus) și al ortezei de noapte (Hallux - Valgus) folosind analiza numerică bazată pe Metoda Elementului Finit.
- **Cercetările de simulare** au constat în elaborarea unui model biomecanic al sistemului anatomic gleznă-picior, folosind mediul de simulare Matlab și Modulul Simulink.
- **Cercetările experimentale** au constat în analiza mersului și a distribuției presiunii plantare folosind sistemul de măsurare Zebris CMS- HS și sistemul Zebris FDM, analiza experimentală în vederea determinării amplitudinilor mișcărilor din articulația gleznei în timpul pedalării și testarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte (Talus - Valgus) în vederea analizei comportamentului mecanic al acestuia.
Strategiile de cercetare au fost diverse și au combinat:
- **Cercetarea teoretică** – simularea în programul Matlab și Simulink, modelarea geometrică în mediul de proiectare Solid Edge v 19 și **experimentală** – analiza mersului și a distribuției presiunii plantare folosind sisteme avansate de laborator și încercări mecanice;
- **Analizele teoretice și experimentale comparative** - analiza distribuției presiunii plantare în vederea calculării indicelui arcului plantar realizată pe cinci subiecți asimptomatici și pe cinci subiecți având platfus ca patologie a piciorului; analiza mersului și a distribuției presiunii plantare pentru un subiect cu Talus - Valgus în momentul începerii utilizării ortezelor și la șase luni de la utilizare, comparativ cu un subiect sănătos; analiza mersului și a distribuției presiunii plantare a zece subiecți prezentând Hallux - Valgus pre- și postoperator, comparativ cu zece subiecți sănătoși; analiza experimentală în vederea determinării amplitudinilor mișcărilor din articulația gleznei pentru un subiect sănătos în timpul pedalării pentru diferite înălțimi ale șezutului bicicletei; analiza comportamentului biomecanic al dispozitivului pentru tensionarea ortezei (Talus-Valgus) aplicând diferite forțe de tracțiune; analiza comportamentului biomecanic al ortezei de noapte (Hallux - Valgus) pentru diferite solicitări ale suportului halucelui și **necomparative** – testarea mecanică a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte, analiza comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare al ortezei (Talus - Valgus) în poziția cea mai defavorabilă;
- **Analize cantitative** – ariile amprentelor plantare și indicele arcului plantar ale subiecților asimptomatici și a celor cu platfus, amplitudinile de mișcare din articulația gleznei, reacțiunile normale și rotația piciorului pentru subiecții cu Talus - Valgus și Hallux - Valgus, amplitudinile de mișcare din articulația gleznei în timpul pedalării.

Teza de doctorat cuprinde 238 de pagini și este structurată pe 7 capitole dintre care cinci sunt de consistență, primul capitol este o introducere, iar ultimul capitol prezintă concluziile și contribuțiile personale. Teza mai cuprinde și 3 anexe, pe 16 pagini, corespunzătoare cercetărilor teoretice. În dezvoltarea tezei au fost introduse 278 figuri, 40 tabele, din care 61 figuri, 1 tabel în anexe și este însoțită de o listă bibliografică ce conține un număr de 251 titluri, marea majoritate fiind de dată recentă.

Capitolul: Introducere 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 cercetărilor referitoare la ortezarea gleznei și piciorului este format din șase subcapitole.

În subcapitolul 1.1 este prezentat conceptul de ortezare și problemele cu care se confruntă Ortetica. În același subcapitol mai sunt prezentate cerințele pe care trebuie să le îndeplinească ortezele, principalele standarde ISO referitoare la terminologia din domeniile Protetică și Ortetică, cât și categoriile de orteze grupate în funcție de zonele anatomice pentru care sunt destinate.

Subcapitolul 1.2 prezintă cinci categorii de cerințe funcționale pe care trebuie să le îndeplinească dispozitivelor ortetice și nouă obiective clinice ale tratamentului ortetic. Sunt prezentate și patru categorii de componente ale unei orteze, fiecare categorie având propriile cerințe de material și tehnologii de fabricație.

În subcapitolul 1.3 sunt prezentate caracteristicile de design care prezintă o importanță majoră în îndeplinirea cerințelor funcționale ale dispozitivelor ortetice, precum și cele trei principii biomecanice interdependente care stau la baza realizării dispozitivelor ortetice.

În subcapitolul 1.4 sunt prezentate principalele tipuri de orteze pentru gleznă și picior, și clasificarea acestora după mișcarea articulară, după modul de acționare a ortezelor, precum și o clasificare realizată de Comitetul Internațional al Crucii Roșii.

În subcapitolul 1.5 sunt prezentate materialele și tehnologiile de fabricație ale ortezelor pentru gleznă – picior.

În subcapitolul 1.6 sunt prezentate concluziile capitolului, pe baza cărora este conturat un ghid general pentru dezvoltarea unor noi tipuri de orteze pentru gleznă și picior.

Capitolul 2: Determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă–picior este format din șapte subcapitole.

În subcapitolul 2.1 sunt prezentate aspectele anatomice referitoare la oasele și articulațiile gleznei și piciorului, ligamentele, tendoanele gleznei, precum și mușchii care activează articulația gleznei.

Subcapitolul 2.2 prezintă principalele afecțiuni traumatiche ale gleznei și piciorului (entorse, luxații, ruptura tendonului Achilian, fracturi ale gleznei și piciorului). În același subcapitol sunt prezentate și deformațiile congenitale sau dobândite ale ansamblului gleznă – picior (picior plat, piciorul cav, Talus - Valgus, Varus Equin, Hallux - Valgus, metatarsus adductus, grifa digitală).

Subcapitolul 2.3 prezintă noțiunile fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă – picior, în special cele referitoare la mișcările care au loc în complexul articulației gleznei (în plan sagital – dorsiflexia și flexia plantară, în plan transversal – abducția și adducția și în plan frontal – inversia și eversia) și

noțiunile fundamentale în ceea ce privește analiza mersului și a distribuției presiunii plantare.

În subcapitolul 2.4 sunt descrise metodele de examinare clinică și radiografică ale piciorului și modalitatea de achiziție a amprentelor plantare. Folosind amprentele plantare poate fi calculat indicele arcului plantar care clasifică piciorul în picior normal, plat sau cav, utilizând patru metode: metoda lui Stahelli, metoda lui Cavanagh, metoda lui Cighin, și cea a lui Rao. În urma examinării radiografice pentru a putea fi determinat tipul de picior (normal, plat sau cav) sunt determinate: lungimea trunchiată a piciorului, înălțimea normalizată a navicularului, unghiul de înclinație calcanean, unghiul calcaneu – primul metatarsian, unghiul de acoperire talo – navicular, unghiul talus - al doilea metatarsian.

Subcapitolul 2.5 descrie diferite metode de determinare a mărimilor caracteristice ale piciorului. A fost determinat indicele arcului plantar pe amprentele (achiziționate cu ajutorul pulberii de grafit) a cinci subiecți asimptomatici de sex feminin utilizând metoda lui Cavanagh. Suprafața plantară a fost estimată prin două metode: metoda pătratelor module și utilizând programul de procesare a imaginilor Klunk Image Measurent Light, rezultatele obținute fiind comparate între ele. În urma comparării datelor au rezultat anumiți coeficienți de corecție.

Tot în subcapitolul 2.5, indicele arcului plantar a mai fost determinat și pentru cinci subiecți având platfus ca patologie a piciorului. În acest caz, amprentele au fost achiziționate prin două metode: cu ajutorul cernelii și electronic utilizând platforma Zebris FDM. Au fost comparate ariile suprafețelor plantare și valorile indicelui arcului plantar obținute prin cele două tipuri de achiziție ale amprentelor.

În același subcapitol este prezentată și analiza statică efectuată pe un subiect sănătos folosind sistemul de biometrie Postural Biomedicine. Valorile ariilor totale ale suprafețelor amprentelor, determinate prin diferite metode (metoda pătratelor module, programul Klunk aplicat pentru amprenta obținută cu ajutorul pulberii de grafit), au fost comparate cu cele determinate prin analiza statică și cu ajutorul podoscopului PodoScanalyzer.

Mărimile caracteristice ale piciorului drept al unui subiect de sex masculin au fost determinate utilizând investigarea radiografică și reconstrucția 3D. Înălțimea normalizată a navicularului, unghiul de înclinație calcanean, unghiul calcaneu – primul metatarsian, unghiul de acoperire talo – navicular, unghiul talus - al doilea metatarsian au fost determinate pe baza imaginilor 2D provenite în urma scanării cu Computer Tomograful Phillips Brilliance 16 Slice și reconstrucțiilor 3D ale piciorului. Comparând valorile rezultate în urma efectuării reconstrucțiilor 2D și 3D ale sistemului gleznă-picior ale subiectului investigat cu valorile din literatura de specialitate, s-a concluzionat că postura piciorului subiectului investigat este una normală.

Subcapitolul 2.6 prezintă un protocol de evaluare clinică și radiografică a posturii piciorului, conceput pe baza cercetărilor realizate. Examinarea clinică ia în considerare trei aspecte: examinarea observațională, calcularea indicelui arcului plantar și determinarea înălțimii normalizate a navicularului. Examinarea radiografică ia în considerare înălțimea normalizată a navicularului, unghiul de înclinație calcanean, unghiul calcaneu – primul metatarsian, unghiul de acoperire talo – navicular, unghiul talus – al doilea metatarsian. Pe baza concluziilor rezultate, medicul ortoped decide tipul ortezei care este necesară pentru corectarea afecțiunii.

Subcapitolul 2.7 prezintă concluziile acestui capitol.

Capitolul 3: Analiza biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior cuprinde opt subcapitole. Acest capitol tratează în mod special analiza biomecanică

experimentală, bazată pe folosirea sistemului de analiză a mersului Zebris CMS - HS și a sistemului de măsurare a distribuției presiunii plantare Zebris FDM.

În primul subcapitol au fost descrise caracteristicile sistemului de analiză a mersului Zebris CMS - HS și cele ale sistemului de măsurare a distribuției presiunii plantare Zebris FDM.

În subcapitolul 3.2 este prezentat protocolul general de înregistrare a datelor pentru sistemul de analiză a mersului Zebris CMS - HS și pentru sistemul Zebris FDM. Importanța acestui protocol este justificată de necesitatea obținerii unei bune repetabilități a măsurărilor, de reducerea timpului de analiză și, mai ales, de necesitatea comparării rezultatelor pentru același subiect și pentru mai mulți subiecți, atunci când studiile investighează loturi de subiecți.

În subcapitolul 3.3 a fost descris protocolul avansat de investigare a articulației gleznei, selectare a parametrilor și procesare a datelor pentru sistemele Zebris CMS-HS și FDM. Protocolul a fost creat pentru a fi utilizat atât în analiza mersului, cât și a distribuției presiunii plantare. Acest protocol (considerat de nivel 1), are ca scop identificarea unor parametri biomecanici care vor fi utilizați în diagnosticarea și evaluarea reabilitării diferitelor patologii ale piciorului. Protocolul general cuprinde 6 stagii, validarea acestuia realizându-se pe baza analizelor unor loturi de subiecți sănătoși și cu diferite patologii.

În același subcapitol este prezentat pe larg stagiul 4 al protocolului general (protocolul de selectare și procesare a datelor pentru sistemul de analiză a mersului Zebris CMS - HS și Zebris FDM, atât în regim static, cât și dinamic). Scopul protocolului este de a extrage datele referitoare la variațiile unghiulare ale mișcărilor din articulații, în timpul unui ciclu de mers, respectiv determinarea reacțiunii plantare în regim static sau în timpul fazei de sprijin a unui ciclu de mers. Protocolul cuprinde două etape principale: achiziția datelor și procesarea acestora.

Subcapitolul 3.4 prezintă analiza biomecanică experimentală folosită pentru evaluarea patologiei Talus - Valgus. Evaluarea a constat în analiza mersului și a distribuției presiunii plantare pentru un subiect de 5 ani diagnosticat cu Talus - Valgus la ambele picioare. Investigarea, procesarea și analiza datelor au fost realizate în momentul începerii utilizării ortezelor corectoare de noapte și de zi, și la 6 luni de la utilizarea acestora, pentru a observa eventuala ameliorare apărută după utilizarea ortezelor. Analiza subiectului diagnosticat cu Talus - Valgus s-a realizat comparativ, prin raportare la datele obținute pentru un subiect asimptomatic, de aceeași vârstă. În urma determinării și analizării parametrilor spațio-temporali, cinematici și a reacțiunii normale în regim static și dinamic, s-a observat că la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare s-au evidențiat ușoare ameliorări, în special la nivelul piciorului drept.

Subcapitolul 3.5 prezintă evaluarea reabilitării patologiei Hallux - Valgus folosind analiza biomecanică experimentală. Evaluarea reabilitării patologiei a fost realizată pe un lot de 10 subiecți de sex feminin, pre- și postoperator (la 3 luni după intervenția chirurgicală) folosind sistemul Zebris FDM, atât în regim static, cât și dinamic. Subiecții au fost împărțiți în trei grupe: grupa I: 20 ÷ 30 ani, grupa II: 40 ÷ 50 ani, grupa III: 51 ÷ 60 ani. Pentru a observa ameliorările apărute în urma intervențiilor chirurgicale, parametrii rezultați au fost comparați cu cei ai unui lot de 10 subiecți asimptomatici cu vârstele cuprinse în aceleași categorii. Analizând atât reacțiunile normale, cât și parametrii spațio-temporali la 3 luni de la intervenția chirurgicală putem concluziona faptul că în cazul tuturor subiecților a apărut o creștere a vitezei de deplasare, a dispărut presiunea de la nivelul regiunii primului metatarsian și s-a mărit suprafața de contact a antepiciorului cu solul.

Tot în subcapitolul 3.5 a fost evaluată patologia și recuperarea înregistrată în urma intervenției chirurgicale a unui subiect de 25 de ani cu patologie Hallux - Valgus la anumite intervale de timp (preoperator, 1.5 luni, 3 luni și 6 luni postoperator). Investigarea a fost realizată utilizând Sistemul Zebris FDM de analiză a mersului și a distribuției presiunii plantare. Reacțiunile normale corespunzătoare fazei de sprijin, obținute în cele patru sesiuni de înregistrări (preoperator ÷ 6 luni postoperator) au fost divizate în 7 subfaze. Analizând datele obținute, nu au fost identificate diferențe majore între valorile reacțiunii normale în timpul celor patru investigații. Tot pentru evaluarea recuperării, subiectul de 25 de ani a mai fost analizat și în regim static. Această evaluare s-a realizat prin analizarea amprentelor plantare achiziționate în fiecare etapă (preoperator ÷ 6 luni postoperator). În urma analizării amprentelor plantare s-a putut observa faptul că aria totală a amprentei plantare scade la 1.5 luni de la operație (probabil datorită disconfortului postoperator), pentru ca, treptat, la 3, respectiv 6 luni de la operație, aria totală a amprentei plantare să înceapă să crească datorită dispariției durerii.

În subcapitolul 3.6 sunt prezentate datele obținute în urma analizării mișcărilor din timpul pedalării. Pentru obținerea acestor date, un subiect sănătos de 27 de ani a executat mai multe sesiuni de pedalare utilizând bicicleta ergometrică F 30 TUTURI. Analiza statistică a demonstrat faptul că înălțimea șezutului influențează unghiul de dorsiflexie - flexie plantară în timpul pedalării.

În subcapitolul 3.7 este prezentată modelarea biomecanică utilizând mediul de programare Matlab-Simulink. În acest subcapitol a fost definit modelul biomecanic simplificat al piciorului (pentru definirea modelului, piciorul a fost considerat un singur solid rigid, articulat în articulația gleznei, cu două grade de libertate (flexie plantară - dorsiflexie, rotație internă - externă), simplu rezemat în diferite puncte ale suprafeței de sprijin, în funcție de momentul fazei ciclului de mers). În continuare au fost stabilite datele de intrare pentru aplicația implementată în Simulink și descris programul pentru calculul reacțiunilor și al momentelor din articulația gleznei. Folosind modelul piciorului și aplicația în Simulink au putut fi determinate reacțiunea și momentul din articulația gleznei.

În subcapitolul 3.8 sunt prezentate concluziile capitolului 3.

Capitolul 4: Îmbunătățirea caracteristicilor funcționale ale unei orteze de noapte pentru afecțiunea Talus - Valgus cuprinde șapte subcapitole.

În primul subcapitol este prezentată modalitatea de realizare a ortezei de noapte personalizate pentru afecțiunea Talus - Valgus în cadrul firmei SC Triamed Orthopaedics SRL din Timișoara, pentru subiectul de 5 ani investigat cu sistemele de analiză biomecanică experimentală la șase luni de la utilizarea primelor orteze.

În subcapitolul 4.2 este descris dispozitivul pentru tensionarea ortezei fixe de noapte care a fost proiectat în mediul de proiectare Solid Edge v 19. Dispozitivul de tensionare este format dintr-un mecanism pentru tensionare, un mecanism pentru rabatarea ortezei și din două lamele de fixare a dispozitivului pe orteză. Dispozitivul conceput și prezentat în acest capitol permite adaptarea ortezei în funcție de gradul reabilitării piciorului.

Subcapitolul 4.3 descrie realizarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte, utilizând echipamentele existente în cadrul Laboratorului de prelucrări convenționale (LIPIFO) și al Laboratorului de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune ale Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

În subcapitolul 4.4 este prezentată testarea mecanică a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte utilizând sistemul Multi Test 5-i al Companiei Mecmesin, cu Celula de forță de 5kN, în cadrul Laboratorului de încercări CIDUCOS.

Dispozitivul a fost supus testării la tracțiune. Scopul testului a fost determinarea valorii maxime a forței de tracțiune ce poate fi aplicată dispozitivului. Viteza de tracțiune aplicată dispozitivului a fost de 20 mm/min. Testul s-a finalizat după tensionarea maximă a arcului, realizându-se nouă încercări experimentale (T1÷T9). Valoarea maximă a forței de tracțiune corespunzătoare comprimării maxime a arcului a fost înregistrată în cazul testului T9, fiind inferioară forței maxime ce poate fi dezvoltată în arc.

În subcapitolul 4.5 este prezentată analiza comportamentului mecanic al dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte prin Metoda Elementului Finit. Au fost realizate două analize experimente prin această metodă. Prima analiză *Static Structural* a fost efectuată pe dispozitivul pentru tensionarea ortezei de noapte montat în poziția cea mai defavorabilă. Poziția defavorabilă a fost stabilită în urma efectuării încercărilor mecanice la care a fost supus dispozitivul, iar forța maximă care a fost aplicată a fost stabilită tot în urma încercărilor mecanice. A doua analiză *Transient Structural* a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte a constat în aplicarea unor forțe progresive asupra cablului de tracțiune (variație liniară) cuprinse în intervalele 20 N ÷ 40 N, 40 N ÷ 60 N și 60 N ÷ 80 N.

În urma celor două analize asupra distribuției deplasărilor și tensiunilor înregistrate în dispozitivul de tensionare a ortezei fixe de noapte s-a demonstrat faptul că acesta îndeplinește condițiile necesare din punct de vedere al solicitărilor mecanice pentru a putea fi aplicat pe orteza de noapte.

Subcapitolul 4.6 descrie fixarea dispozitivului pentru tensionare pe orteza fixă de noapte, în cadrul firmei SC Triamed Orthopaedics SRL din Timișoara. Prin folosirea ortezei cu dispozitiv de tensionare se pot realiza gradual reglajele necesare aplicării hipercorecțiilor deformării piciorului, reducând substanțial costurile suportate de pacient.

Subcapitolul 4.7 prezintă concluziile capitolului 4.

Capitolul 5: Conceperea și analiza unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus este format din opt subcapitole.

Primul subcapitol prezintă caracteristicile unghiulare ale antepiciorului afectat de Hallux - Valgus, utilizate în evidențierea prezenței și severității afecțiunii: unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian, unghiul dintre metatarsienele 1 și 2 și poziția sesamoidului.

Al doilea subcapitol prezintă gradele de severitate ale afecțiunii Hallux - Valgus, caracteristicile unghiulare ale antepiciorului și recomandările de tratament (orteză sau intervenție chirurgicală).

În subcapitolul 5.3 se realizează o clasificare a ortezelor utilizate în tratamentul afecțiunii Hallux - Valgus, în funcție de diferite criterii: rolul funcțional; materialele din care sunt realizate; perioada din zi în care sunt purtate.

Subcapitolul 5.4 prezintă câteva exemple de orteze existente pe piață, utilizate în reabilitarea acestei afecțiuni.

În subcapitolul 5.5 este prezentată concepția și proiectarea ortezei de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus. Această orteză este prevăzută cu suport pentru haluce, suport pentru picior, piesă ghidare și cablu multifilar. Prin tensionarea cablului se poate realiza reducerea graduală a unghiului de deviere al halucelui față de primul metatarsian pentru reabilitarea afecțiunii corespunzătoare gradului 1 de severitate.

Subcapitolul 5.6 prezintă modul în care au fost determinate experimental forțele necesare corecției, pentru diferite unghiuri de deviere a halucelui față de poziția primului metatarsian. Determinările experimentale au fost realizate cu

ajutorul celulei de forțe Mecmesin Advanced Force Gauge AFG – 1000 N în cadrul Laboratorului de încercări CIDUCOS.

Subcapitolul 5.7 prezintă analiza comportamentului ortezei concepute pentru diferite solicitări ale suportului pentru haluce, care asigură reducerea graduală a unghiului de deviere al halucelui față de primul metatarsian cu 5°, 10°, respectiv 15°.

Subcapitolul 5.8 prezintă concluziile capitolului 5.

Capitolul 6: Concluzii. Contribuții personale. Direcții viitoare în 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 sprijinită de mai multe persoane și instituții:

- Această lucrare a fost suportată parțial de grantul strategic POSDRU/CPP107/DMI1.5/S/77265 (2010) *Spre cariere de cercetare prin studii doctorale* al Ministerului Muncii, Familiei, Protecției Sociale și Persoanelor vârstnice din România, co-finanțat de Fondul Social European – Investește în oameni.
- Stagiul de cercetare efectuat în cadrul Centrului de cercetare D04 - Sisteme mecatronice avansate cu aplicații în industrie și medicină, al Universității Transilvania din Brașov, care a contribuit la dezvoltarea cunoștințelor experimentale în domeniul analizei experimentale a sistemului gleznă-picior, a fost realizat cu sprijinul Prof.univ.dr.ing. Ileana Constanța Roșca.
- 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” din Timișoara, cu sprijinul As.dr.ing. Dan Ioan Stoia.
- Subiectul având ca patologie a piciorului Talus - Valgus a fost investigat în urma recomandării de către firma SC Triamed Orthopaedics SRL.
- Cei 10 subiecți cu patologie Hallux - Valgus au fost internați în Clinica de Ortopedie și Traumatologie nr. 1 Timișoara, iar investigațiile s-au realizat cu sprijinul As.dr.med. Horia Hărăguș.
- Reconstrucția 3D a piciorului a fost realizată în urma investigării radiologice cu ajutorul Computer Tomografului Philips Brilliance 16 Slice din cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgențe Timișoara, cu sprijinul Dr. Ana Maria Ungureanu.
- Modelul fizic al dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte a fost realizat în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune și în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara, cu sprijinul Sl.dr.ing. Lucian Rusu și Marinela Cojocar.
- Analiza experimentală a comportamentului mecanic a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte s-a efectuat în Laboratorul de încercări CIDUCOS din cadrul centrului de Cercetare în Ingineria Medicală, din Universitatea „Politehnica” din Timișoara, cu sprijinul Sl.dr.ing. Lucian Rusu.
- Orteza de noapte pentru afecțiunea Talus - Valgus a fost realizată în cadrul firmei SC Triamed Orthopaedics SRL din Timișoara, firmă unde mai apoi a fost fixat și dispozitivul pentru tensionarea ortezei, cu sprijinul D-nei Irina Zorzon și Ing. Goran Radovan.
- Determinarea unor parametri adiționali cu sistemul DIASU - Postural Biomedicine și software-ul Milletrix dezvoltate de compania Diagnostic Support s-a realizat cu echipamentele din dotarea Laboratorului de Ergoinginerie al Departamentului de Mecatronică al Universității Politehnica din Timișoara, cu sprijinul Conf.dr.ing. Veronica Argeșanu și Drd.ing. Ion Silviu Borozan.

CAPITOLUL 1

STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR REFERITOARE LA ORTEZAREA GLEZNEI ȘI PICIORULUI

1.1. Conceptul de ortezare

Ortetica este o specializare multidisciplinară, ale cărei preocupări medicale sunt completate de design-ul, fabricația și utilizarea **dispozitivelor ortetice** – **ortezelor**, care combină armonios cunoștințele medicale (Anatomie și Fiziologie, Patofiziologie, Imagistică medicală, Ortopedie, Podologie, etc.) cu cele de Inginerie Medicală (Biomecanică, Biomateriale, Biosenzori, Ingineria reabilitării, Imagistică medicală, Robotica medicală, etc.). Figura 1.1 prezintă o vedere de ansamblu a problemelor cu care se confruntă Ortetica (Rusu & Toth-Tașcău, 2012):

- **Design-ul dispozitivelor ortetice** se realizează diferențiat, în funcție de diagnosticul și prescripția medicului ortoped (în general), respectiv podolog (în cazul afecțiunilor piciorului). Proiectarea unei orteze trebuie să ia în considerare profilul pacientului (stil de viață, greutatea corporală, restricții financiare, etc.) și să se bazeze pe măsurări dimensionale și funcționale (valori medii statistice pentru fabricația dispozitivelor tipizate, sau valorile individului care necesită orteza – orteze individualizate). Design-ul dispozitivelor ortetice trebuie să îndeplinească cerințele funcționale și să respecte principiile biomecanice asociate funcționalității segmentului anatomic ortezat.
- **Fabricația dispozitivelor ortetice** presupune tehnologii de fabricație specifice tipului de orteză (din punct de vedere al funcționalității, dar și funcție de gradul de tipizare sau individualizare) și materialele utilizate. De asemenea, există și tehnologii specifice reparării dispozitivelor ortetice.
- **Utilizarea dispozitivelor ortetice** este în primul rând în scopul reabilitării anumitor afecțiuni, fiind asociată sau nu intervențiilor chirurgicale. De asemenea, dispozitivele ortetice sunt folosite tot mai mult pentru îmbunătățirea confortului sau a performanțelor sportive, sau în scop profilactic.
- **Studiile prospective** sunt necesare pentru cunoașterea comportamentului dispozitivelor ortetice în timpul utilizării acestora în vederea dezvoltării unor modele îmbunătățite sau noi materiale cu caracteristici superioare.

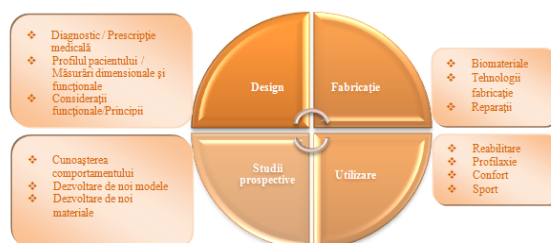


Figura 1.1. Preocupările din domeniul Orteticii

Conform standardului ISO 8549-1:1989 (ISO 8549-1:1989) **orteza** este "un dispozitiv aplicat extern folosit pentru a modifica caracteristicile structurale și funcționale ale sistemelor neuromuscular și scheletal" (Hsu et al., 2008).

Ortezele sunt dispozitive externe aplicate la nivelul unui segment anatomic al corpului pentru a preveni sau corecta disfuncționalitățile acelui segment (restaurarea funcțiilor și abilităților normale prin controlul mișcării, corectarea deformărilor și compensarea diferitelor disfuncționalități) (Petrușcă, 2012).

Ortezele trebuie să îndeplinească următoarele cerințe (Lord & Turner-Smith, 2000), (Hsu et al., 2008), (Rusu & Toth-Tașcău, 2012):

- obiectivele clinice ale tratamentului ortetic;
- gradul de confort al purtătorului de dispozitiv ortetic;
- estetica dispozitivului ortetic;
- costul dispozitivului ortetic.

Dezvoltarea standardelor referitoare la domeniile *Protetică* și *Ortetică* constituie domeniul de activitate al Comitetului Tehnic ISO/TC 168. Principalele standarde ISO care stabilesc terminologia, cerințele funcționale, cerințele și metodele de testare sunt prezentate sintetic în Tabelul 1.1 (Hsu et al., 2008).

Tabelul 1.1. Principalele standarde ISO referitoare la terminologia din domeniile *Protetică* și *Ortetică*

Standard	Descriere conținut
ISO 8549-1:1989 Prosthetics and orthotics - Vocabulary - Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses	Prezintă definiții ale termenilor utilizați pentru a descrie membrele artificiale, anatomia părților corpului uman și procedurile implicate în practica de protezare și ortezare. Standardul nu se aplică protezelor mamare și altor proteze externe, protezelor dentare și endoprotezelor.
ISO 8549-3:1989 Prosthetics and orthotics - Vocabulary - Part 3: Terms relating to external orthoses	Stabilește terminologia referitoare la ortezele externe care cuprind articulațiile. Standardul nu include termeni referitori la ortezele care cuprind doar segmente ale membrelor, deoarece aceste orteze sunt limitate în principal pentru utilizare în tratamentul fracturilor și în medicina sportivă
ISO 8551:2003 Prosthetics and orthotics - Functional deficiencies - Description of the person to be treated with an orthosis, clinical objectives of treatment, and functional requirements of the orthosis	Descrie persoana care necesită dispozitivul ortetic, obiectivele clinice ale tratamentului și stabilește cerințele funcționale ale unei orteze
ISO 13404:2007 Prosthetics and orthotics - Categorization and description of external orthoses and orthotic components	Stabilește o modalitate de clasificare și descriere a ortezelor externe și a componentelor din care acestea sunt asamblate
ISO 22523:2006 External limb prostheses and external orthoses - Requirements and test methods	Stabilește cerințele și metodele de testare. Se referă la rezistență, materiale, restricțiile de utilizare, factorii de risc și furnizarea de informații asociate cu condițiile normale de utilizare a componentelor și ansamblurilor de componente
ISO 29783-1:2008 Prosthetics and orthotics - Vocabulary - Part 1: Normal gait	Stabilește terminologia pentru descrierea mersului

Comitetul Tehnic ISO/TC 168 împreună cu American Academy of Orthopaedic Surgeons și American Orthotic and Prosthetic Association au propus numirea dispozitivelor protetice după segmentul anatomic și articulația (articulațiile) supusă ortezării și abrevierea denumirilor ortezelor folosind inițialele în limba Engleză. Acronimele astfel propuse au fost acceptate și folosite la nivel internațional, chiar și de cei care nu vorbesc limba engleză (Hsu et al., 2008).

În general există trei mari categorii de dispozitive ortetice, grupate după zonele anatomice ale corpului uman: trunchi, membrul superior, membrul inferior.

Tabelul 1.2 prezintă categoriile de orteze și abreviațiile acestora, conform ISO 8549-3:1989 (Hsu et al., 2008).

Tabelul 1.2. Categoriile de orteze și abreviațiile lor conform ISO 8549-3:1989

Categoria	Denumirea	Acronimul	Denumirea	Acronimul
Orteze de membru inferior Lower Limb orthoses	Orteză pentru picior Foot orthosis	FO	Orteză pentru gleznă-picior Ankle-foot orthosis	AFO
	Orteză pentru genunchi Knee orthosis	KO	Orteză pentru genunchi-gleznă-picior Knee-ankle foot orthosis	KAFO
	Orteză pentru șold Hip orthosis	HO	Orteză pentru șold-genunchi-gleznă-picior Hip-Knee-ankle foot orthosis	HKAFO
			Orteză reciprocă de mers Reciprocal Gait orthosis	RGO
Orteze de coloană vertebrală Spinal orthoses	Orteză cervicală Cervical orthosis	CO	Orteză cervico-toracică Cervical-Thoracic orthosis	CTO
	Orteză toracică Thoracic orthosis	TO	Orteză cervico-toracică-lumbosacrală Cervical-Thoracolumbosacral orthosis	CTLSO
	Orteză sacrală Sacral orthosis	SO	Orteză toraco-lumbosacrală Thoracolumbosacral orthosis	TLSO
	Orteză sacroiliacă Sacroiliac orthosis	SIO	Orteză lumbosacrală Lumbosacral orthosis	LSO
Orteze de membru superior Upper Limb orthoses	Orteză pentru mână Hand orthosis	HdO	Orteză pentru încheietura mâinii și mână Wrist-Hand orthosis	WHO
	Orteză pentru încheietura mâinii Wrist orthosis	WO	Orteză pentru cot, încheietura mâinii și mână Elbow-Wrist-Hand orthosis	EWHO
	Orteză pentru cot Elbow orthosis	EO	Orteză pentru umăr și cot Shoulder-Elbow orthosis	SEO
	Orteză pentru umăr Shoulder orthosis	SO	Orteză pentru umăr, cot, încheietura mâinii și mână Shoulder-Elbow-Wrist-Hand orthosis	SEWHO

1.2. Cerințele funcționale ale dispozitivelor ortetice

Obiectivul principal al tratamentului ortetic poate fi enunțat astfel: „*The main aim of orthotic intervention is to function without dysfunction*” (King Abdulaziz, 2013).

O observație importantă care trebuie subliniată este că o anumită orteză trebuie să fie utilizată doar pentru managementul afecțiunii pentru care este prescrisă și doar pentru pacientul pentru care a fost realizată (sau achiziționată).

Standardul ISO 8551:2003 definește nouă **obiective clinice ale tratamentului ortetic** (Hsu et al., 2008):

- Reducerea durerii
- Managementul deformațiilor – corecția deformațiilor
- Controlul mișcărilor – asistarea, limitarea, prevenirea unei amplitudini excesive de mișcare, imobilizarea postoperatorie sau după producerea unei leziuni
- Creșterea amplitudinii de mișcare
- Compensarea anormalității dimensionale sau de formă a segmentelor anatomice
- Managementul funcționării neuromusculare anormale – reducerea solicitărilor de încărcare a segmentului afectat, stimularea funcționării
- Protecția țesuturilor
- Reducerea perioadei de vindecare
- Alte efecte – feedback postural, confort, prevenirea accidentărilor, etc.

Pentru a răspunde obiectivelor clinice ale tratamentului ortetic, dispozitivele ortetice trebuie să îndeplinească anumite **cerințe funcționale**. Fiecărui obiectiv clinic îi corespund una sau mai multe cerințe funcționale. Îndeplinirea unei cerințe funcționale trebuie să urmărească mai multe aspecte, astfel încât să răspundă în final obiectivelor clinice.

Standardul ISO 8551:2003 definește cinci categorii de cerințe funcționale (Hsu et al., 2008):

- *Prevenirea, reducerea sau stabilizarea unei deformații* - Corecția unei deformații trebuie să fie asigurată de o aliniere corespunzătoare a componentelor segmentului anatomic, în funcție de configurația musculoscheletală și neurologică a pacientului (poziționarea și menținerea corectă a aliniamentului articular);
- *Modificarea amplitudinii de mișcare a unei articulații* - Mișcarea articulară trebuie să țină seama de numărul gradelor de libertate din articulație și numărul componentelor segmentului anatomic. Modificarea amplitudinii de mișcare a unei articulații poate avea două aspecte diferite: asistarea mișcării din articulație, contribuind la creșterea amplitudinii de mișcare, blocarea mișcării din articulație sau mixt, în cazul unei articulații cu două sau trei grade de libertate, când o anumită mișcare este asistată, iar alta este stabilizată;
- *Modificarea dimensiunilor (lungimea) sau formei unui segment anatomic* - Diferența de lungime a membrilor inferioare poate fi compensată prin inserarea unor piese cu formă anatomică (susținător calcanean), care asigură o distribuție uniformă a solicitărilor, atenuază șocurile și îmbunătățește confortul pacientului;
- *Compensarea activității musculare reduse sau controlul hiperactivității musculare* - Chiar și în cazul subiecților sănătoși, purtarea unor pantofi cu talpă specială contribuie la o mai bună activare a mușchilor, tonifierea musculaturii, reducerea solicitărilor la nivelul șoldului, genunchiului și gleznei, respectiv îmbunătățirea posturii și a mersului;
- *Reducerea sau redistribuirea solicitărilor asupra țesuturilor* - Reducerea sau redistribuirea solicitărilor sunt asigurate de design-ul ortezelor (compresie uniformă între orteză și țesut, reducerea solicitărilor la nivelul articulațiilor principale ale membrilor, distribuția uniformă a presiunilor în cazul susținătorilor plantari), dar, mai ales, de materialele folosite pentru fabricația acestora.

Cerințele funcționale prezentate mai sus trebuie să ia în considerare aspecte suplimentare precum specificul și nivelul activității pacientului, caracteristicile materialelor din care sunt fabricate ortezele, fenomenele ce apar la interfața dintre orteză și pielea pacientului, igiena și confortul pacientului, etc..

În general, o orteză poate avea patru categorii de componente, precizate în standardul ISO 13404:2007 (Hsu et al., 2008), fiecare din aceste categorii având propriile cerințe de material și tehnologii de fabricație:

- *Componente de interfață* - asigură contactul direct cu utilizatorul și sunt responsabile pentru transmiterea forțelor necesare pentru a răspunde cerințelor funcționale;
- *Componente articulare* - permit sau controlează mișcările dintr-o articulație anatomică, ceea ce constă în asistarea sau blocarea mișcării din articulație,
- *Componente structurale* - conectează componentele articulare cu cele de interfață și asigură alinierea dispozitivului ortetic;
- *Componente cosmetice* - contribuie la confortul psihologic al utilizatorului prin caracteristici precum formă, culoare, textură, etc.

Există însă și situații în care cele patru categorii de componente nu pot fi diferențiate. Un exemplu de astfel de dispozitiv ortetic este orteza de gleznă-picior fabricată din material textil sau plastic.

1.3. Principiile biomecanice ale design-ului dispozitivelor ortetice

Caracteristicile de design au o importanță esențială pentru îndeplinirea cerințelor funcționale ale dispozitivelor ortetice. Cele mai importante caracteristici se referă la (King Abdulaziz, 2013), (Lusardi & Nielsen, 2007), (Shurr & Michael, 2001):

- simplitate;
- greutatea;
- capacitatea de reglare,
- utilizarea funcțională;
- confortul utilizatorului;
- cosmetica;
- costul;
- durabilitatea;
- materialele;
- abilitatea de a se potrivi la dimensiunile pacienților;
- fixare ușoară și rapidă;
- capacitatea de aerisire;
- igienă utilizatorului;
- întreținerea ortezei.

Îndeplinirea cerințelor funcționale ale dispozitivelor ortetice este urmărită încă din faza de design și se bazează pe trei **principii biomecanice** interdependente (King Abdulaziz, 2013), (Atkins et al., 2003), (Richie, 2009), (Yamane, 2003), (Kaufman & Irby, 2006), (Edelstein & Bruckner, 2002):

- *Alinierea axelor* - Axa articulației mecanice a ortezei trebuie să coincidă cu axa articulației anatomice. Dacă axele nu coincid, în timpul mișcărilor sunt generate forțe și/sau momente care acționează asupra segmentului anatomic. Aceste forțe rezultate din alinierea necorespunzătoare a axelor trebuie să fie transmise atât prin componentele ortezei, cât și prin interfața pacient - orteză. Răspunsul la aceste forțe poate influența performanța ortezei și durata de viață a acesteia.
- *Presiunea de contact* - Ținând seama de definiția presiunii de contact (forța raportată la aria suprafeței de contact), o suprafață de contact mai mare înseamnă o forță mai mică ce acționează asupra pielii. Forțele care acționează asupra dispozitivului ortetic pot fi substanțiale și, dacă orteza este purtată pe perioade mari de timp, aceste forțe pot leza țesutul. Prin urmare, este imperativ ca dimensionarea și alegerea materialului componentei de interfață a ortezei să se realizeze astfel încât forța ce acționează asupra țesutului să fie cât mai mică. Mărimea forței și aria suprafeței de contact, prin presiunea creată, influențează confortul ortezei.
- *Echilibrul forțelor* - Orice orteză acționează asupra segmentului anatomic cu anumite forțe aplicate într-un punct sau pe o suprafață (într-un anumit loc) pentru a produce blocarea/facilitarea mișcării din articulație, sau pentru a transmite forțe de la o porțiune a segmentului anatomic spre altă porțiune. Proiectarea ortezei trebuie să ia în considerare forțele ce acționează în dispozitivul ortetic și să asigure rezistența componentelor ortezei.

Încărcarea unei orteze trebuie să respecte un sistem de control al presiunii în trei sau patru puncte în care acționează forța de corecție și forțe rezistente. Conform principiilor din mecanica teoretică, trebuie respectate condițiile de echilibru (rezultanta tuturor forțelor trebuie să fie zero și momentul rezultat al tuturor forțelor, calculat în raport cu un punct oarecare trebuie să fie, de asemenea, zero).

Forța de corecție are modulul și punctul de aplicație astfel încât mișcarea din articulație este blocată sau facilitată, conform cerințelor funcționale ale ortezei.

Dacă nu se realizează echilibrul forțelor, apar momente care produc rotația ortezei față de segmentul anatomic, ceea ce conduce la aliniere necorespunzătoare și funcționare defectuoasă.

1.4. Principalele tipuri de orteze pentru gleznă și picior

În general, ortezarea membrului inferior are ca obiectiv menținerea sau restabilirea relațiilor fiziologice dintre articulațiile acestuia, atât din punct de vedere static, cât și dinamic. Astfel ortezarea urmărește încadrarea în pattern-ul de mers normal, creșterea eficienței mersului, sau îmbunătățirea performanțelor sportivilor (Petrușcă, 2012).

Un dispozitiv ortetic este un dispozitiv ortopedic extern utilizat pentru recuperarea funcției normale a unui anumit segment anatomic. Orteza de gleznă-picior este deci un dispozitiv terapeutic extern destinat pentru a ajuta în tratamentul patologiilor gleznei-piciorului (Szendroi, 2008). Orteza de gleznă - picior este orice orteză care este atașată piciorului (sau doar unei părți a acestuia) și care cuprinde articulația gleznei sau acoperă piciorul, care poate fi introdusă în încălțăminte sau fixată peste aceasta (Werd & Knight, 2010).

Ortezele de picior sunt dispozitive externe aplicate la nivelul gleznei pentru a preveni sau corecta disfuncționalitățile aceluia segment (limitarea mobilității, corectarea sau prevenirea pozițiilor vicioase sau a deformărilor, reducerea încărcării axiale, etc.) (Zifchock & Davis, 2008). Susținătorii plantari (orteze de picior) au rolul de a menține bolta, împiedicând accentuarea deformației și instalarea fenomenelor artrozice.

Orteza de gleznă-picior contribuie la:

- reducerea durerii cauzate de postura necorespunzătoare și mișcarea neadecvată a piciorului, respectiv de deformațiile osoase sau articulare, fracturi sau dislocări, anomalii neurologice sau muscular, complicații asociate unor anumite patologii (spre exemplu, diabet), etc.;
- restabilirea sau menținerea alinierii normale a structurii osoase a segmentului anatomic cât mai aproape de configurația anatomică naturală (normală);
- imobilizarea articulației gleznei și piciorului în cazul anumitor patologii;
- compensarea slăbiciunii musculare cauzate de diferite afecțiuni;
- îmbunătățirea funcționalității piciorului în timpul mersului sau diferitelor activități sportive și creșterea eficienței mersului, respectiv a performanțelor sportive;
- susținerea întregului corp asigurând distribuția uniformă a greutății corporale pe întreaga suprafață de sprijin (talpă);
- îmbunătățirea stabilității posturale și controlul mișcărilor segmentului anatomic;
- îmbunătățirea confortului pacientului sau sportivului (atenuează șocul în momentul impactului piciorului cu suprafața de sprijin), respectiv prevenirea apariției unor anumite afecțiuni.

Orteza de picior este proiectată de obicei pe baza unei imagini a suprafeței plantare a piciorului pacientului (amprenta plantară) sau a unui model 3D al

piciorului (sau doar al zonei de interes). Orteza de picior standard a încercat să trateze piciorul asigurând amortizare, stabilitate sau sprijin, respectiv reglarea sau stabilizarea mișcării articulației subtalare (Miller et al., 2009).

Ortezele de picior sunt proiectate pentru a corecta anomaliile piciorului. Acestea reduc tensiunile apărute în structurile afectate ale piciorului permițând vindecarea acestuia. Prescrierea din timp a acestora, ajută la prevenirea problemelor la nivelul piciorului, reducând forțele patologice să acționeze la nivelul piciorului (Zifchock & Davis, 2008). Avantajele ortezelor de picior constau în faptul că acestea sunt relativ durabile, nu necesită ajustări și sunt ușor de fixat la nivelul piciorului (Zifchock & Davis, 2008).

Materialele utilizate pentru crearea ortezelor de picior pot fi flexibile, semi rigide, plastic rigid sau materiale din grafit. Materialele utilizate pentru susținătorii plantari, respectiv pentru ortezele de gleznă-picior sunt de mai multe feluri: metal, material plastic termoformabil, gel polimeric de silicon, fibră de sticlă, fibră de kevlar, fibră de carbon, piele, material textil elastic, etc..

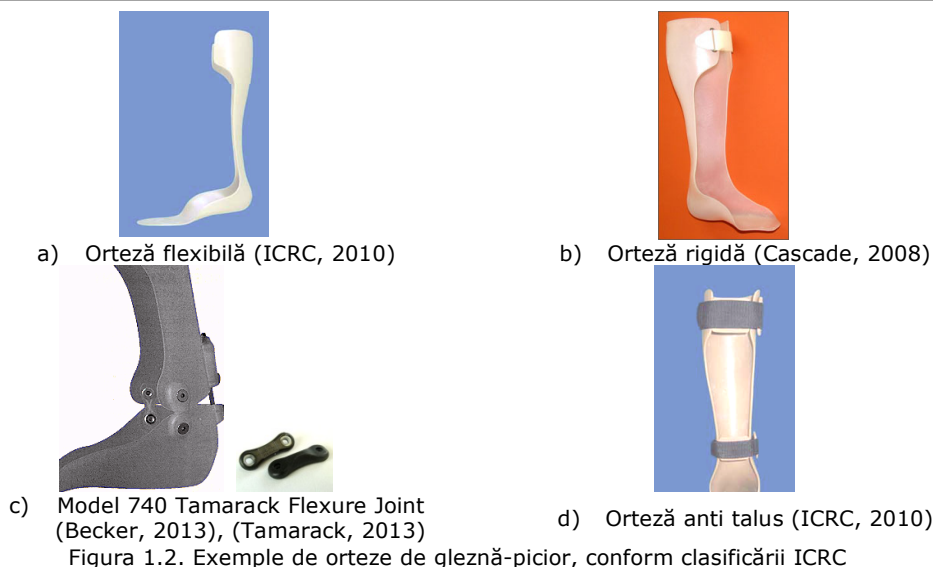
Acest subcapitol se dorește a fi o scurtă trecere în revistă a diferitelor tipuri de orteze de gleznă și picior, în funcție de domeniul lor de aplicare și materialele utilizate în mod obișnuit în fabricarea lor.

Orteza de gleznă-picior este un dispozitiv extern terapeutic care poate începe de la degetele de la picioare, trece de gleznă și se termină la nivelul gambei (LEEDer, 2011). Sunt disponibile comercial multe tipuri și modele de orteze, iar dezvoltarea acestora este într-un progres continuu, o atenție specială fiind acordată modelelor personalizate.

Clasificarea Comitetului Internațional al Crucii Roșii

Potrivit Comitetului Internațional al Crucii Roșii, există patru tipuri principale de **orteze gleznă-picior** (Ankle-Foot Orthosis AFO) (ICRC, 2010), (Pașca et al., 2011), (Footwear Consultants, 2013):

- **Orteze flexibile** (figura 1.2.a): permit realizarea mișcării de dorsiflexie și o stabilizare mediolaterală a articulației subtalare. Aceste orteze sunt ușoare, au un design simplu care împiedică piciorul să realizeze flexia plantară. Orteza flexibilă se realizează din polipropilenă cu închidere tip Velcro. Sunt utilizate de obicei în cazul persoanelor care au avut un accident vascular cerebral (AVC), scleroză multiplă, poliomielită sau alte leziuni nervoase (ICRC, 2010), (H.O.P.E., 2012), (Custom Orthotic Design, 2012).
- **Orteze rigide** (figura 1.2.b): împiedică mișcările gleznei, permit stabilizarea mediolaterală a articulației subtalare și controlează mișcarea de abducție/adducție a antepiciorului (ICRC, 2010).
- **Orteze cu articulație Tamarack - Tamarack Flexure Joint™** (Tamarack Habilitation Technologies și Becker Orthopedic) (figura 1.1.c): permit stabilizarea mediolaterală a articulației subtalare, dorsiflexia liberă a gleznei și o flexie plantară liberă sau limitată, în funcție de modelul ortezei (controlul amplitudinii mișcării) (Tamarack, 2009). Caracteristica principală a Tamarack Flexure Joint constă într-un miez patentat, cu o rezistență ridicată, care asigură articularea componentelor ortezei și o durabilitate de neegalat (Tamarack, 2013). Articulațiile Tamarack leagă partea superioară a ortezei de cea inferioară și ajută la realizarea mișcării în articulația gleznei, fiind realizate din materiale termoformabile și termorezistente (Tamarack, 2009). Articulațiile Tamarack sunt utilizate și ortezele la nivelul cotului, încheieturii mâinii și genunchiului.
- **Orteze anti-talus** (figura 1.2.c): blochează mișcările la nivelul gleznei (în special mișcarea de dorsiflexie) și permit stabilizarea articulației subtalare.



Clasificarea după mișcarea articulară permisă

Din punctul de vedere al mișcării articulare permise, există două tipuri principale de orteze de gleznă și picior (Whitby, 2012):

- **orteze statice (fixe)** (figura 1.3.a): restricționează mișcarea în jurul articulației sau segmentului anatomic pe care îl înconjoară și au ca obiectiv principal stabilizarea. Ortezele statice sunt orteze flexibile sau rigide care mențin articulația într-o poziție fixă, au partea verticală poziționată în spatele gambei, iar cea orizontală situată sub planta piciorului. Aceste orteze susțin segmentele slăbite sau paralizate ale membrului inferior. Ortezele statice flexibile permit realizarea mișcărilor de dorsiflexie în articulația gleznei, dar nu asigură o bună stabilitate a articulației subtalare. Ortezele statice rigide pot bloca mișcările gleznei și stabilizează articulația subtalară. Aceste orteze sunt proiectate pentru a controla abducția și adducția antepiciorului (Whitby, 2012). Ortezele statice rigide au o componentă fabricată din material termoformabil și sunt capitonate cu spumă de polietilenă. Sistemul de fixare și ajustare folosește bandă Velcro. Un model avansat de orteză fixă, folosită pentru mers (walker) are un sistem gonflabil (sistem pneumatic care reglează presiunea aerului) în jurul gleznei pentru a produce o compresie ajustabilă și adaptată patologiei și confortului pacientului (figura 1.4) (Euromedica, 2013). Profilul tălpii este conceput special pentru a favoriza stabilitatea și un mers natural. Sistemul de fixare este de tip hook and loop.
- **orteze dinamice (mobile)** (Dynamic Ankle Foot Orthosis DAFO) (figura 1.3.b): sunt ortezele utilizate pentru a facilita mișcările corpului și permit funcționarea segmentului anatomic. Aceste orteze oferă stabilizare subtalară, permit dorsiflexia gleznei și flexia plantară, care poate fi liberă sau limitată, în unele cazuri chiar blocată (Whitby, 2012), (Össur, 2012). Orteza dinamică de gleznă-picior este proiectată pentru a schimba poziția piciorului pacientului în timpul vieții de zi cu zi. Cu cât piciorul este mai puțin mobil, cu atât benzile de fixare trebuie să strângă mai mult pentru a menține piciorul în poziția nouă. Ortezele mobile pot fi realizate din materiale rigide, dar articulate, sau din materiale elastice. Ortezele articulate constau în două componente, pentru picior

și pentru gambă, sunt fabricate din material termoformabil și capitonate cu spumă de polietilenă. Sistemul de fixare și ajustare folosește bandă Velcro.

Ortezele dinamice pot fi fabricate din materiale textile, prezintă două atele laterale rigide, realizate dintr-un material plastic rezistent, au contur anatomic, asigură stabilitatea mediolaterală a gleznei menținând articulația gleznei în poziție funcțională. Ortezele permit mișcarea de dorsiflexie - flexie plantară a articulației gleznei, dar blochează mișcările mediolaterale. Atelele sunt căptușite cu un material buretos, care asigură confort pacientului. Sistemul de fixare și ajustare folosește bandă Velcro.

Caracteristica care distinge ortezele de gleznă-picior dinamice de cele statice este că acestea permit, sau au potențialul de a permite mișcarea gleznei în planul sagital. Acest lucru este realizat prin încorporarea unei articulații mecanice de gleznă sau în cazul unei orteze posterioare cu arc lamelar încorporat în materialul termoplastic (Esfandiari, 2008).

Analiza comparativă a celor două categorii de orteze s-a bazat pe analiza parametrilor spațio-temporali, cinematici și dinamici ai mersului unor pacienți cu o anumită patologie (Lam et al., 2005), (Romkes & Brunner, 2002). Ortezele dinamice nu au îmbunătățit semnificativ mersul pacienților, dar prezintă mai puține restricții privind mișcarea gleznei, ceea ce evită atrofierea musculară și îmbunătățește complianța ortetică.



Orteză rigidă
(Esfandiari, 2008)



Orteză cu atele
(Ortopedica-1, 2013)



Orteză articulată
(Esfandiari, 2008)



Orteză din material
textil
(Ortotech, 2013)

a) Orteză statică de gleznă-
picior, cu suport peroneal

b) Orteze dinamice de gleznă-picior

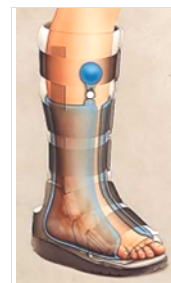
Figura 1.3. Orteze de gleznă-picior statice și dinamice

Trebuie menționat că o orteză poate avea caracteristici statice pentru o articulație și caracteristici dinamice pentru altă articulație.

Ortezele progresive reprezintă o categorie specială, ale căror caracteristici biomecanice se modifică progresiv, în funcție de stadiul procesului de vindecare sau acomodare al pacientului (Hsu et al., 2008).



a) Vedere exterioră



b) Sistemul pneumatic

Figura 1.4. Orteza Equalizer® Air Walker

Clasificarea după modul de acționare

Din punctul de vedere al modului de acționare al ortezelor dinamice pot fi considerate două tipuri principale de orteze de gleznă și picior:

- **orteze pasive:** prezintă un design care urmărește să îmbunătățească capacitatea de mers a persoanelor cu tulburări neuromusculare pe baza unui control pasiv (un arc) care oferă niveluri variabile de sprijin în timpul fazei de sprijin a ciclului de mers (Faustini et al., 2008).
- **orteze active** (Active Ankle Foot Orthosis AAFO): reprezintă o nouă generație de orteze dinamice alimentate de un dispozitiv de acționare. Acționarea oferă o forță controlată pentru a compensa deficiențele musculare din jurul gleznei. Această forță este calculată de către un controller care primește atât feedback biologic (EMG) cât și fizic (reacțiunea solului, unghiul din articulație). Indiferent de tipul actuatorului, acesta trebuie să fie în măsură să ofere o forță suficientă pentru mișcare și să aibă proprietățile cerute de mușchi (impedanță mică, frecare redusă, etc) (Esfandiari, 2008). Impedanța articulației ortetice poate fi modulată de-a lungul ciclului de mers. În timpul flexiei plantare controlate, se aplică un control biomimetic prin arc de torsiune în cazul în care rigiditatea articulației ortetice este ajustată activ pentru a minimiza coliziunea piciorului cu solul (figura 1.5) (Blaya & Herr, 2004).

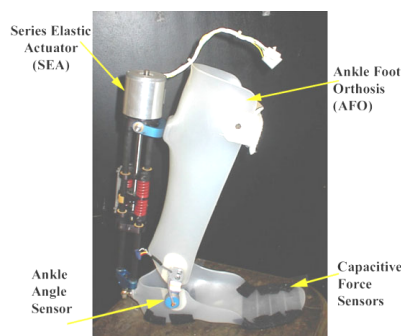


Figura 1.5. Orteză de gleznă-picior dinamică activă (Blaya & Herr, 2004)

În funcție de patologia gleznei sau piciorului sunt recomandate a fi utilizate diverse tipuri de orteze de gleznă-picior. În literatura de specialitate sunt raportate mai multe clasificări, luând în considerare diferite aspecte (Pașca et al., 2011):

- **Modul de fabricație:**
 - o **Tipizate**, disponibile în diferite mărimi, sunt utilizate direct;
 - o **Pre-fabricate** (custom-fitted), orteze tipizate, ajustate/modificate personalizat pentru a fi utilizate pentru un anumit pacient, asigurându-se că dispozitivul ortetic este fixat în mod corespunzător și se adresează nevoilor pacientului.
 - o **Personalizate** (custom-made), executate special, individualizat, pentru un anumit pacient. Un dispozitiv ortetic personalizat este fabricat pe baza unui model (fizic sau computerizat) al segmentului anatomic afectat al pacientului. Modelul poate fi un model fizic (un mulaj) ce se obține prin turnare folosind ca material un gips special. Modelul fizic reprezintă negativul ortezei, dimensiunile sale fiind determinate pe baza unui protocol de măsurare a dimensiunilor specifice segmentului anatomic. Modelul computerizat se obține folosind scanere speciale

(digitizare prin contact sau scanere optice) care construiesc cu mare fidelitate modelul 3D al segmentului anatomic supus ortezării.

- **Scopul utilizării:** profilactic, tratament (funcțional), de reabilitare, sau sport;
- **Rigiditatea ortezei:** rigide (funcția de control) (figura 1.2.b), semi-rigide (asigură echilibrul dinamic), flexibile (absorb șocul, cresc echilibrul și reduc presiunea);
- **Funcționalitatea** (Kirby, 1997), (DiGiovanni & Greisberg, 2007):
 - o **Funcționale:** corectează funcționarea anormală a piciorului (Kirby, 2011). "Ortezele funcționale au rolul de a facilita integritatea structurală a articulațiilor picioarelor și membrilor inferioare prin modificarea forțelor de reacțiune ale suprafeței de sprijin care cauzează producerea mișcărilor anormale ale sistemului osos în timpul fazei de sprijin a mersului" (Petcu et al., 2010). Ortezele funcționale sunt cel mai des utilizate în cazul picioarelor nerigide (nu este alterată semnificativ mobilitatea articulară, respectiv elasticitatea țesuturilor) și lucrează pentru a modifica (îmbunătăți) modul în care piciorul calcă pe sol. Aceste orteze sunt fabricate din materiale semirigide sau rigide, care pot răspunde destinației ortezei.
 - o **Acomodative:** reduc durerea, încearcă să controleze funcționarea anormală a piciorului (LEEDer, 2011). Ortezele acomodative sunt folosite în cazul deformărilor mai rigide. În principal, scopul acestor orteze este de a redistribui presiunile ce acționează în zonele afectate ale piciorului aflat sub sarcină (de a diminua presiunea în zona proeminențelor osoase) și nu de a încerca să modifice alinierea piciorului. Aceste orteze sunt fabricate din materiale cu bune caracteristici de elasticitate.
 - o **Funcțional-acomodative** proiectate atât pentru rolul lor funcțional, cât și pentru cel acomodativ.

Alte criterii de clasificare a ortezelor de gleznă-picior au în vedere următoarele aspecte:

- **Performanțele ortezelor:** orteze **conventionale** sau **contemporane**;
- **Perioada** în care sunt purtate: **ziua** sau **noaptea**
- **Durata perioadei de purtare:** **temporare** sau **permanente**;
- **Modul de purtare:** **în pantof** sau **peste pantof**.

Ortezele de picior sunt în general orteze corectoare pentru postura (statica) piciorului, având caracteristici diferite pentru diferite patologii (susținători plantari, Pes var/valg, Hallux - Valgus, etc.), care necesită corectarea deformațiilor încă reductibile, echilibrarea piciorului printr-o repartizare corespunzătoare a presiunilor statice (Petcu et al., 2010) și apariția osteoartritei. Acestea asigură o hipercorecție dinamică menținând piciorul într-o poziție hipercorectoare.

Ortezele de picior pot fi purtate peste încălțăminte (sau în loc de încălțăminte, sub formă de ghete) sau în încălțăminte. Ortezele care sunt purtate noaptea se aplica pe piciorul pacientului fără să mai fie introduse în încălțăminte.

În figura 1.6 sunt prezentate două exemple de orteze corectoare de statică a piciorului, pentru patologia Hallux - Valgus, una din orteze fiind recomandată pentru zi, cealaltă pentru noapte (Ortoprofil, 2013). Orteza de noapte (figura 1.6.a) este o orteză fixă care constă într-o piesă cu rol de sprijin interdigital lateral, confecționată din material plastic termoformabil, o căptușeală din multiform și un contrasprrijin din piele (la baza halucelui, medial). Corecția (poziționarea halucelui în direcție medială) se realizează printr-o curea textilă cu închidere Velcro. Orteza de zi

1.4. - Principalele tipuri de orteze pentru gleznă și picior 39

(figura 1.6.b) este o orteză mobilă realizată din material textil elastic, cu închidere prin Velcro care se poate purta în orice tip de încălțăminte, în timpul mersului.

Susținătorii plantari sunt indicați în următoarele afecțiuni: Picior plat, Talus - Valgus, Picior varus, Metatarsus varus, Piteni calcaneeni, Picior diabetic, Prăbușire de boltă transversă, Duriloane, Picior cavus, Sindrom Morton, Tulburări de statică a piciorului.

Susținătorii plantari pot fi folosiți și în scop profilactic sau pentru îmbunătățirea confortului piciorului. La fel ca și celelalte orteze, susținătorii plantari pot fi tipizați, pre-fabricați și personalizați.



a) Orteză fixă

b) Orteză mobilă

Figura 1.6. Orteze corectoare de statică a piciorului - Hallux - Valgus (Ortoprofil, 2013)

În general, susținătorii plantari sunt realizați din mai multe straturi: un strat a cărui suprafață superioară asigură contactul cu suprafața plantară; un strat al cărui capăt proximal susține călcâiul și capăt distal susține regiunea de mijloc a plantei piciorului. Dispozitivul ortetic cuprinde, de asemenea, o regiune convexă în plan sagital și o regiune concavă în plan frontal (Miller et al., 2009).

Există mai multe metode pentru realizarea măsurărilor necesare fabricării susținătorilor plantari. Tabelul 1.3 prezintă o analiză comparativă a acestor metode (DiGiovanni & Greisberg, 2007), (Custom Orthopedic, 2013).

Susținătorii plantari individualizați se obțin pe baza unei analize plantare computerizate și amprentări tridimensionale. Analiza plantară computerizată reprezintă o tehnică modernă, performantă, care oferă informații despre zonele de presiune, centrul de greutate/presiune, distribuția greutății pe fiecare membru inferior, etc. Înregistrările se realizează folosind o platformă cu senzori de presiune, atât în regim static cât și dinamic. Folosind software-uri specializate, în funcție de configurația hardware a sistemului de măsurare, se pot realiza analize complexe referitoare la presiunile plantare, parametrii cinematici și dinamici ai mersului, postura generală a pacientului, etc.

Amprentarea tridimensională este o tehnică de măsurare pentru realizarea susținătorilor plantari, care permite poziționarea piciorului în poziție corectivă sau hipercorectivă, sub propria greutate a pacientului.

40 Stadiul actual al cercetărilor referitoare la ortezarea gleznei și piciorului – 1

Tabelul 1.3. Analiza comparativă a măsurărilor pentru realizarea susținătorilor plantari

Metoda	Descriere	Avantaje	Dezavantaje
Înregistrarea Mersului	De obicei sunt realizate câteva înregistrări bidimensionale de presiune, în timpul mersului subiectului pe o platformă. Ortezele sunt prefabricate și adaptate la subiect pe baza unor modificări personalizate.	Timp redus, curată, de design adecvat, stocare digitală a informațiilor	<ul style="list-style-type: none"> - Subiectul poate să nu meargă pe platformă corect, ceea ce conduce la înregistrări eronate; - Înregistrările bidimensionale nu oferă date suficiente pentru măsurarea cu exactitate a înălțimii arcului plantar.
Amprentarea tridimensională	Sunt realizate scanări tridimensionale cu laser ale piciorului sau o mapare a suprafeței de contact, controlată de computer	Informații exacte referitoare la zonele de presiune, ariile suprafețelor de sprijin, postură, etc. Rezultate repetabile, accesibile medicilor și tehnicienilor, timp redus, stocare digitală a scanărilor.	<ul style="list-style-type: none"> - Dacă poziția de scanare este eronată, modelul rezultat este afectat de erori. - Sunt necesare corecții suplimentare
Mulaj folosind fașă gipsată	Piciorul este menținut în poziție neutră, se înfășoară pe picior fașă gipsată și se determină mulajul 3D negativ al piciorului.	Metoda este larg răspândită și cunoscută de practicieni	<ul style="list-style-type: none"> - Mulajul nu se obține într-o poziție care implică suportarea greutateții. - Prin uscare, mulajul tinde să se contracte. Mulajul trebuie verificat pentru a se potrivi configurației neutre a pacientului. - Pot apare erori de fabricație.
Caseta cu Spumă	Piciorul este menținut în poziție neutră, în timp ce susține greutatea corporală	Rezultate repetabile, cost redus, timp redus, curat	<ul style="list-style-type: none"> - Când este susținută greutatea corporală, tehnicianul ortoped trebuie să aplice o corecție pentru a asigura poziția neutră a piciorului. În caz contrar, va fi capturată o poziție nefuncțională. - Amprenta se poate distruge ușor

În figura 1.7 sunt prezentate câteva exemple de susținători plantari concepuți și produși de VASYLI Medical (Vasyli Medical, 2011), (Vasyli Medical & Fast Therapy, 2012), una din cele mai apreciate companii de profil din lume.

- VASYLI - Armstrong Sensitive Feet Orthotic - Susținător pentru piciorul diabetic urmărește reducerea forțelor de frecare (tehnologia Glidesoft) și de presiune (sistemul Plastazote) (figura 1.6.a);
- VASYLI Howard Dananberg Orthotic - Susținător pentru funcția primului metatars facilitează flexia plantară a primului metatars, reducând astfel forța necesară dorsiflexiei halucelui pacienților diagnosticați cu Functional Hallux Limitus (figura 1.6.b);
- VASYLI - McConnell Slimfit Device for heeled shoes - Susținător pentru pantofii cu toc înalt permite corecția piciorului în diferite tipologii de pantofi cu toc înalt (figura 1.6.c);

1.4. - Principalele tipuri de orteze pentru gleznă și picior 41

- VASYLI Customs - Low Density - Susținător indicat pentru pacienți ce necesită considerații speciale (vârstnici, pacienți cu artrită sau diabet, facilitează corecții ușoare ale posturii piciorului (figura 1.6.d);
- VASYLI Customs - Medium Density - Susținător indicat pentru pacienți ce necesită corecții generale, oferă control biomecanic al piciorului (figura 1.6.e);
- VASYLI Customs - High Density - Susținător indicat pentru atleți, pacienți supraponderali și obezi sau pacienți cu uzură funcțională mare a piciorului, oferă durabilitate și control biomecanic al piciorului (figura 1.6.f);
- VASYLI Prior Sports Orthotic - Susținător plantar cu profil redus pentru pantoful sport îmbunătățește funcția primului metatars și a flexiei plantare (figura 1.6.g);
- VASYLI Heel Pain Orthotic - Susținător pentru călcâi dureros, poate fi introdus în pantofi duri sau strâmți pentru a diminua durerea în condiții ale călcâiului dureros (figura 1.6.h);
- VASYLI Orthotic Additions - Accesorii ortetice pentru diferite patologii ale piciorului: varus/valgus de antepicior, varus de retropicior, accesoriu pentru ridicarea călcâiului, accesoriu pentru ridicarea metatarsului (susținător pentru domul metatarsian) (figura 1.6.i).

Susținătorul plantar din figura 1.7.a este „Unicul susținător plantar termoformabil cu proprietăți brevetate de prevenție și reducere a ulcerelor plantare, demonstrat clinic și bazat pe evidențe științifice medicale, destinat pacienților cu hipersensibilitatea piciorului, ulcerelor diabetice, neuropatie periferică, artrită reumatoidă, piciorul reumatic, etc..” (Fast Therapy, 2013).



1.5. Materiale și tehnologii de fabricație a ortezelor pentru gleznă și picior

În general, materialele folosite în fabricarea ortezelor de gleznă-picior trebuie să îndeplinească mai multe caracteristici, cum ar fi (Rusu & Toth-Tașcău, 2012), (Stoia, 2012):

- rezistență la compresiune, încovoiere și alte solicitări externe specifice sau accidentale,
- rigiditate sau flexibilitate, după cum orteza este statică sau dinamică;
- greutate redusă;
- durabilitate, având în vedere solicitările ciclice specifice activităților zilnice ale pacientului;

1.5. - Materiale și tehnologii de fabricație a ortezelor pentru gleznă și picior 43

- rezistență la șoc, pentru solicitări externe accidentale;
- biocompatibilitate;
- rezistență la coroziune, având în vedere contactul direct cu pielea pacientului (transpirația) sau cu diferiți agenți din mediu;
- antiperspirante, antibacteriale, hipo-alergenice, antialunecare, confortabile;
- ușor de fabricat pentru a se adapta segmentului anatomic al pacientului.

Alegerea materialelor pentru fabricația dispozitivelor ortetice se realizează în concordanță cu design-ul dispozitivului, respectiv cu tipul ortezei (funcțională/acomodativă, rigidă/semirigidă/flexibilă, suport/protecție, etc.). Proprietățile fizice și estetice ale materialelor influențează în mod direct caracteristicile dispozitivului ortetic, atât pe cele funcționale, cât și costul și gradul de acceptare de către pacient (Edelstein & Bruckner, 2002), (Kennedy, 2008).

1.5.1. Materiale utilizate pentru fabricația ortezelor de gleznă și picior

Există o gamă foarte variată de materiale utilizate pentru fabricația ortezelor de gleznă-picior: materiale metalice, materiale plastice, piele, cauciuc, material textil, etc. (Pașca et al., 2011). Ortezele corectoare de statica piciorului (susținătoare plantare, talonete, brățuri) sunt confecționate din materiale cu caracteristici diferite (elasticitate și rezistență) precum materiale plastice, piele sau plută.

Materialele metalice (pure sau diferite aliaje) sunt folosite pentru rezistența mecanică ridicată, rigiditate, durabilitate (rezistența la oboseală). În general, materialele metalice sunt folosite pentru fabricația componentelor care conferă rezistență, respectiv rigiditate dispozitivului ortetic (articulații, atele, etc.). Dintre materialele metalice, se folosesc pentru fabricația unor componente ale dispozitivelor ortetice oțelurile inoxidabile (caracteristici mecanice bune), aluminiul (maleabil și ușor), titanul (ușor și rezistent la coroziune). Aluminiul nu este recomandat pentru componentele ortezelor articulate. Titanul este scump, deci este folosit mai rar.

Materialele termoplastice sunt acele materiale care devin plastice sub influența căldurii și a presiunii (se înmoaie când sunt încălzite) și se întăresc atunci când sunt răcite, păstrându-și forma. Prin încălzire, materialele termoplastice li se pot atribui formele dorite. Materialele termoplastice nu-și modifică structura când sunt încălzite până la înmuiere și apoi răcite, respectiv nu-și modifică proprietățile la acțiunea repetată a temperaturilor înalte. Există mai multe grupuri de materiale termoplastice utilizate în industria ortetică, disponibile în diferite grosimi și culori, respectiv având diferite rezistențe.

Materialele termorezistente sunt rezistente la temperaturi înalte sau la presiune, nu-și modifică proprietățile și nu se deformează sub acțiunea căldurii.

Polipropilena este un material plastic cu o greutate specifică redusă și rigiditate mare. Combinația acestor caracteristici recomandă polipropilena pentru fabricația de orteze de gleznă-picior flexibile sau chiar rigide, deși orice umflătură sau adâncitură la nivelul stratului de material poate crea un concentrator de tensiune, care, la rândul său poate provoca fisurarea materialului. Polipropilena prezintă o bună durabilitate, dar este greu de obținut (de obicei prin injectare).

Polietilena este un polimer termoplastic semicristalin. În fabricația dispozitivelor medicale, în general, se folosește de obicei polietilena înalt densificată cu masă moleculară foarte ridicată (PE-HD-UHMV). Principalele caracteristici sunt: ușor prelucrabilă, are o bună flexibilitate, este ușoară, rezistentă la oboseală și o

excelentă rezistență chimică. Polietilena poate fi folosită pentru fabricația, prin injectare a componentei principale a unei orteze de gleznă-picior, oferind pe de o parte rigiditatea și stabilitatea necesare pentru stabilizarea articulației, iar pe de altă parte flexibilitatea necesară pentru asistarea mișcării dorite a piciorului.

Materialele acrilice (Rohadur, Polydur, Plexidur), fabricate din polimeri de metacrilat de metil, au fost printre primele materiale sintetice utilizate pentru ortezele rigide (rigiditate bună), deși există predispoziția la fisurare.

Materialele cu structură compozită din fibră de carbon sunt materiale rigide care **rezultă ca** o combinație de material plastic acrilic cu fibre de carbon, disponibile sub formă de foi, cunoscute sub diferite denumiri comerciale, cum ar fi Carboplast, grafit, etc. (figura 1.8.a) (Carbon Express, 2010). **Structura compozită din fibră de carbon** este recomandată pentru ortezele subțiri, funcționale, este foarte ușoară și durabilă (raport excelent rezistență - greutate redusă și mobilitate), dar dificil de prelucrat.

Gipsul ortopedic cu fibră de sticlă este o rășină sintetică (fibră de sticlă) cu timp de întărire scurt. Este disponibil sub formă de benzi cu o țesătură multi-direcțională care asigură adaptabilitatea la forma piciorului (în special în zona articulațiilor) (figura 1.8.b) (Lian, 2007), (JMS Plastics, 2011).

Kevlar-ul este o poliamidă cu proprietăți mecanice deosebite, fibrele de Kevlar fiind de 5 ori mai rezistente decât sârma de oțel (la aceeași greutate), dar mult mai ușoare. Kevlarul este o marcă înregistrată a companiei DuPont. Principalele proprietăți ale acestui material sunt: greutate redusă, alungire mică la rupere, rezistență la întindere și modul de elasticitate mare, rezistență chimică mare, stabilitate termică, stabilitate dimensională.



a) Orteză din fibră de carbon (Carbon Express, 2010)



b) Orteză din fibră de sticlă (Lian, 2007)

Figura 1.8. Exemple de orteze de gleznă fabricate din fibră de sticlă și fibră de carbon

Spumele compresibile sunt utilizate frecvent în fabricația componentelor dispozitivelor ortetice, fiind adăugate de obicei pentru suplimentarea țesutului moale, în cazul ortezelor de gleznă-picior. Aceste spume sunt disponibile cu diferite structuri și densități, în strânsă concordanță cu cerințele de confort dorite, precum și cu gradul de control și nivelul de activitate al pacientului.

Spumele cu densitate mică sau medie sunt folosite ca un strat suplimentar (căptușeală) peste componenta care definește forma specifică a piciorului unui pacient, pentru a reduce comprimarea țesutului, în special unde există anumite proeminente. Conform principiului presiunii, efectul de căptușeală este mărit prin distribuirea sarcinii de compresiune pe o suprafață mai mare de contact cu piciorul. Acest lucru este de preferat la materiale de umplutură plate sau cu forme prefabricate utilizate în încălțăminte (Biomec. Serv., 2011).

1.5. - Materiale și tehnologii de fabricație a ortezelor pentru gleznă și picior 45

Spumele cu celule deschise (open-cell-structured foams) conțin pori (celule) care sunt interconectați și care formează o rețea, rezultând un material de amortizare, relativ moale. Celulele sunt delimitate de membranele celulare, care constituie pereții acestora (figura 1.9.a) (MDI, 2011). Când aceste membrane se rup, spumele cu celule deschise se pot umple cu orice material cu care vin în contact. Dacă celulele se umplu cu aer se obține un material izolator relativ bun, dar în cazul în care celulele deschise se umplu cu apă, proprietățile de izolare sunt reduse. Spuma de cauciuc este un material de tip spumă cu celule deschise (Cox Orthotics, 2013).

Spuma cu celule deschise cea mai utilizată la fabricarea dispozitivelor ortetice este Poron®. Această spumă de uretan a fost utilizată pe scară largă timp de câteva decenii pentru a reduce forțele repetitive de compresie la nivelul plantei piciorului. Poron® este rezistent la compresiune, la infecții micotice și respirabil (Biomec. Serv., 2011).

Spumele cu celule închise (closed-cell-structured foams) nu conțin pori (celule) interconectați (figura 1.9.b) (MDI, 2011). Datorită structurilor lor, spumele cu celule închise au, în mod normal, o rezistență la compresiune mai mare. Aceasta depinde de densitatea materialului folosit pentru a înconjura celulele, de dimensiunea celulei și de compresiunea necesară pentru a păstra aer sau alte gaze în interiorul membranei celulelor (Biomec. Serv., 2011).

Celulele sau bulele de aer din spumă, care nu sunt dizolvate inițial, seamănă cu baloane umflate, grupate împreună într-o configurație compactă. Acest lucru face ca materialul să fie mai rigid, deoarece bulele sunt suficient de puternice pentru a rezista la presiune (Biomec. Serv., 2011).

Astfel, spumele cu celule închise sunt, în general, mai dense, necesită mai mult material, și, ca o consecință sunt mult mai scumpe. Celulele închise pot fi umplute cu un gaz special pentru a oferi o izolare îmbunătățită. Aceste spume au o stabilitate dimensională mai mare, coeficienți scăzuți de absorbție a umidității, precum și rezistență mai mare în comparație cu spumele cu celule deschise (Cox Orthotics, 2013).

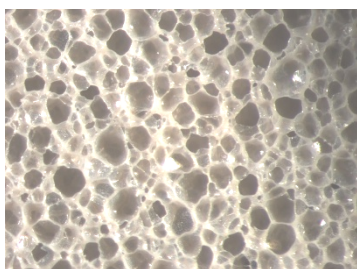
Spumele din polietilenă reprezintă o categorie de materiale utilizate pe scară largă. Polietilena reticulată include mărci comerciale precum Plastazote®, Pelito, Aliplast®, Dermoplast®, XPE și Nickelplast™. Aceste spume cu celule închise sunt ideale pentru realizarea unui contact bun și reducerea presiunii.

În tabelul 1.4 sunt prezentate câteva exemple de spume cu celule închise, caracteristicile acestora și denumirile comerciale (Biomec. Serv., 2011).

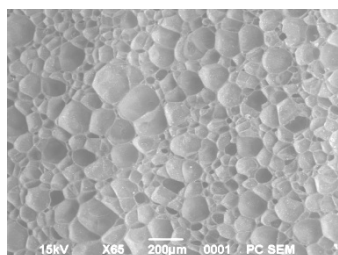
Tabelul 1.4. Exemple de spume cu celule închise (Biomec. Serv., 2011)

Material	Caracteristici	Denumiri comerciale
Poliiolefin	ușor, simplu de format, ușor de spălat	Polyfoam® Plastazote®
Cauciuc sintetic	substitut pentru cauciucul natural, versatil	Neolon®
Uretan	biocompatibil, nu conține PVC, latex și solvenți, oferă un confort de durată și durabilitate	Ultra Cloud®
Silicon	densitate stabilă, disponibil și ca spumă cu celule deschise	Silipos®

Copolimerul etilenă-acetat de vinil (EVA) este ușor și are bune caracteristici de absorbție a șocurilor. EVA este folosită în cazul ortezelor acomodative, respectiv pentru fabricația tălpilor încălțăminte ortetice.



a) Spumă cu celule deschise



b) Spumă cu celule închise

Figura 1.9. Spume cu celule deschise și închise (MDI, 2011)

Sușinătorii plantari termoformabili sunt realizați din materiale biocompatibile precum **aglomeratul flexibil de poliuretan termoformabil**, care este un produs antibacterian, antistatic, cu elasticitate mare și cu proprietatea de a menține nealterată temperatura în interiorul încălțămintei (figura 1.10) (Biangi, 2007).



Figura 1.10. Sușinătorii plantari din poliuretan termoformabil (Biangi, 2007)

Siliconul este folosit pentru fabricația sușinătorilor plantari datorită caracteristicilor sale. Siliconul este un material cu vâsco-elasticitate ridicată, care amortizează impactul în timpul mersului, la contactul plantei cu suprafața de sprijin, atât la nivelul plantei, cât și la nivelul articulațiilor gleznei, genunchiului și șoldului. Datorită densităților diferite, sușinătorul plantar poate avea zone diferite, mai moi sau mai tari, care reduc presiunea și determină o adaptare optimă la particularitățile anatomice ale piciorului (figura 1.11) (Ortopedica - 2, 2013). În figura 1.11, zona albastră este foarte moale, oferind astfel o amortizare mai bună. Siliconul este moale și neted când atinge pielea, fiind astfel plăcut la purtat, se adaptează la forma piciorului fără să alunece și revine la forma sa inițială după purtare. În plus, siliconul este hipo-alergenic, ne-toxic și fără miros (Orthotics Online, 2011).



Figura 1.11. Sușinătorii plantari din silicon Gama Sofy – Plant (Ortopedica - 2, 2013)

1.5. - Materiale și tehnologii de fabricație a ortezelor pentru gleznă și picior 47

Cea mai bună combinație pentru o orteză de statică a piciorului sau pentru susținători plantari constă în suprapunerea unui strat moale de spumă cu celule închise peste stratul din spumă cu celule deschise. Acest lucru oferă o căptușeală mai moale (confort mai bun pentru piciorul utilizatorului), care, sub compresia greutății se va adapta la forma piciorului, respectiv o spumă cu densitate medie, care își menține forma. Cercetările au arătat că materialele de densitate medie sunt mai bune pentru distribuirea sarcinilor de compresie deoarece acestea nu sunt stabile ca materiale mai moi și nu creează puncte de iritație la fel de ușor ca și materiale mai dure. Stratificarea spumelor cu caracteristici diferite combină materiale care se adaptează la forma piciorului, îmbunătățește distribuția sarcinilor de compresie și oferă, în final, un material cu densitate medie, mai receptiv față de pantof. Ca exemple de astfel de combinații pot fi menționate următoarele: **Poron/Neolon** – cea mai bună combinație pentru atleți și pacienți activi; Poron / Penoplast – o combinație bună pentru activitățile zilnice (Biomec. Serv., 2011).

Materialul textil este sub formă de țesătură elastică (sau material textil tricotat tridimensional cu elasticitate foarte mare transversală și longitudinală - lycra) ce asigură o adaptare optimă la forma anatomică, asigură compresia necesară (există diferite clase de compresii) în jurul articulației gleznei și permite acțiunea mușchilor ce dezvoltă mișcările din articulațiile ortezate. Unele țesături sunt realizate din microfibre (spre exemplu, Sympress™), acestea absorbind umezeala mult mai bine decât fibrele de bumbac. Microfibrele conduc umiditatea spre exterior, astfel încât pielea care vine în contact cu ele rămâne uscată. Unele orteze din material textile prezintă diferite întărituri din materiale mai rigide (inele, pernițe, tije sau atele de silicon). De asemenea, în unele cazuri, materialul textil este folosit pe post de căptușeală (hipoalergenică și plăcută la atingere) a ortezei.

Pluta este un material natural, cu o structură celulară, care poate fi combinat cu lianți de cauciuc pentru a crea un excelent material termoformabil sub formă de plăci subțiri (Silva, 2005).

Pielea naturală a fost primul material folosit pentru fabricația susținătorilor plantari ("arch supports"). Materialele laminate din piele sunt folosite pentru fabricația susținătorilor plantari care sunt purtați sub formă de branțuri în orice tip de încălțăminte.

Acești susținători plantari sunt realizați stratificat (spre exemplu, partea superioară din piele naturală, iar partea inferioară din spumă elastică din latex, cu inserție de cărbuni pentru a elimina mirosurile (MedExpert, 2013)), se adaptează perfect la morfologia piciorului, asigurând un suport anatomic ideal pentru picioare. Pe lângă tratamentul anumitor patologii ale piciorului (rol de orteză corectoare de statică a piciorului - înălțarea și susținerea bolții plantare transversale și longitudinale, piteni calcanieni, picior plat), aceștia sunt recomandați să fie purtați preventiv, în cazul persoanelor care execută locomotie îndelungată sau activități sportive (figura 1.12) (OrtoProfil, 2012).



Figura 1.12. Susținători plantari din piele. Tacco Anatomic (OrtoProfil, 2012)

Structura stratificată a susținătorilor plantari (figura 1.13) este formată dintr-o bază antișoc, pentru amortizarea impactului cu suprafața de sprijin, pe care se poziționează elemente ortopedice diferite ca dimensiune, formă și material, pentru a produce corecțiile specifice diferitelor zone și patologii ale piciorului. Stratul superior este compus dintr-un material antialergic, antibacterian, antiperspirant și antialunecare, confortabil și plăcut la atingere (piele naturală sau microfibră) (Posturotest, 2013).



Figura 1.13. Susținătorul plantar Posturotest (Posturotest, 2013)

Produsele companiei SofSole - Sof Sole® Insole (Airr®, Airr® Arch, Airr® Orthotic,) sunt realizate din diverse materiale de înaltă calitate. Aceste materiale high-tech includ (figura 1.14) (Sofsole, 2013):

- **Sof Gel®** - gel, greutate redusă, proprietăți excelente pentru absorbția șocurilor;
- **Skydex®** - capsule de aer care convertesc impactul în energie cinetică;
- **IMPLUS®** - spumă cu micro-celule deschise care permite aerului să circule în jurul piciorului, oferind respirabilitate excepțională (asigură difuzia umezelii) și menținând piciorul uscat;
- **Polyurethane footbed** - poliuretan pentru talpa interioară, oferă confort pentru întregul picior.



Figura 1.14. Materiale high-tech folosite de SOF Sole (Sofsole -1, 2013)

Sistemele de prindere și fixare a mai multor tipuri de orteze folosesc sistemele marca Velcro®, formate din benzi țesute sau tricotate, plușate sau nu, din poliamidă, formate din două componente de asamblare: hook (partea cu carlige) și loop (partea cu bucle). Banda țesută "hook" este compusă din cârlige minuscule, flexibile care se asamblează cu partea formată din bucle foarte mici și moi ("loop"). Prin presarea celor două componente se obține o închidere reglabilă și foarte sigură. Există mai multe tipuri de Velcro: Velcro® standard hook & loop, gama adezivă, one-wrap® Material, one-wrap® Strap, etc. (Velcro, 2013).

Printre cele mai cunoscute brand-uri de dispozitive ortetice pot fi menționate următoarele (Pelto, 2012): Dr. Scholl's, Superfee, Footmindes, Foot Levelers, Lynco, WalkFit, Shields O&P, Spenco, Foot Orthotics, Aetrex, ACOR, Vasyli, Orthaheel, Adidas, K-Swiss.

1.5.2. Tehnologii specifice pentru fabricația ortezelor de gleznă și picior

În general, tehnologiile de fabricație sunt specifice tipului de dispozitiv ortetic (orteză de gleznă-picior, orteză corectoare de statică a piciorului, susținători plantari) și materialelor utilizate. De asemenea, fabricația ortezelor de gleznă și picior prezintă aspecte particulare în funcție de gradul de tipizare sau individualizare.

Ortezele de gleznă-picior pot fi fabricate din mai multe tipuri diferite de materiale, fiind, de obicei, modificate pentru a se potrivi pacientului (cu excepția cazului în care este deja custom-made). În timpul procesului de fabricație, se realizează mai multe operațiuni, folosind componente pre-fabricate, cum ar fi tăiere, îndoire, fasonare, laminare, coasere, etc..

Realizarea unei orteze începe cu diagnosticarea și prescrierea unui anumit dispozitiv ortetic, care trebuie să țină seama și de profilul pacientului. Etapele principale ale fabricației ortezelor individualizate de gleznă - picior sunt (Hsu et al., 2008), (Virginia Prosthetics, 2013), (Amfit, 2013), (NSOP, 2005), (Rakuhoku-1, 2005), (Rakuhoku-2, 2005), (ICRC, 2010), (Petcu et al., 2010), (Stoia, 2012):

- Măsurarea mărimilor caracteristice ortezei și specifice pacientului. Determinarea formei piciorului se poate realiza prin mai multe metode - prelevarea mulajului ("modelul negativ") folosind fașă gipsată sau casetă cu spumă, scanarea 3D a suprafeței piciorului folosind scannere de contact sau optice, sau digitizoare pentru amprenta plantară. Determinarea formei piciorului/amprentei plantare se realizează, de la caz la caz, cu subiectul în sprijin ortostatic bilateral, în poziție sezând sau cu piciorul în poziție suspendată. De asemenea, piciorul trebuie ținut în poziția corectată.
- Realizarea "modelului pozitiv" prin turnare de gips în mulajul obținut anterior. Gipsul turnat se întărește în mulaj și ia forma piciorului pacientului. După obținerea "modelului pozitiv", "modelul negativ" este înlăturat.
- Finisarea "modelului pozitiv" prin operații de tăiere, pilire sau șlefuire manuală cu hârtie abrazivă pentru a modela cât mai fidel forma piciorului pacientului.
- Mularea/turnarea materialului plastic termoformabil, încălzit în cuptor la 180°, pe "modelul pozitiv".
- Realizarea eventualelor decupări din "modelul pozitiv".
- Prelucrarea componentelor metalice pentru articulații sau a componentelor pentru atele din material plastic rigid.
- Execuția sistemului de fixare și prindere, de obicei folosind sistemele Velcro.
- Asamblarea și ajustarea dispozitivului ortotic.

Datorită preciziei limitate a unor procese de fabricație manuale, cu care se pot obține atât modelul, cât și orteza propriu-zisă, o atenție deosebită este acordată sistemelor CAD/CAM. În prezent există dezvoltate și utilizate mai multe sisteme CAD/CAM pentru proiectarea și fabricația ortezelor. Dintre companiile care au dezvoltat astfel de sisteme de fabricație pot fi menționate următoarele: delcam – Divizia Delcam Healthcare, Amfit, BioSculptor Corporation, WillowWood OMEGA, etc.

Scanarea piciorului și procedura de procesare folosesc un scanner de picior (FotoScan 3D Hand Held) și un software specializat (FotoView) care transformă datele în format CAD/CAM (CADCAM Orthotics, 2011).

Compania **Amfit** Inc. produce orteze personalizate de picior din anul 1977. Tehnologia 3D Amfit de contact oferă instrumente inovatoare, user-friendly pentru a crea dispozitivul ortetic dorit. *Amfit Digitizer* măsoară cu precizie întreaga suprafață plantară. *Footprinter Foam Box* obține amprenta plantară, iar *Impress Foam*

Scanner digitizează și convertește amprente în format 3D Amfit. Sistemul de fabricație CAD/CAM Mill este compatibil cu sistemele de scanare a piciorului creează orteze personalizate (Amfit, 2013), (Stoia, 2012).

Compania **Delcam** este recunoscută pentru produsele CAD/CAM care asigură procesele de proiectare și fabricație eficientă și profit. Sistemul Delcam Orthotic CAD/CAM Solution este un sistem deschis de fabricație a susținătorilor plantari, care înlocuiește metodele tradiționale de design și fabricație cu un proces complet computerizat. Sistemul integrează, folosind Managing Workflow – OrderManager, tehnologii performante de scanare cu laser a piciorului sau amprente (iQube Foot Scanner – figura 1.15.a), design 3D al ortezelor de picior, cu facilități pentru aplicarea corecțiilor necesare diferitelor patologii (Custom Orthotic Insole Design – OrthoMODEL - figura 1.15.b), fabricație flexibilă, care oferă controlul asupra modului în care sunt prelucrate ortezele, permițând totodată alegerea unor strategii diferite de prelucrare în funcție de necesități (Custom Orthotic Insole Manufacturing - OrthoMill - figura 1.15.c) și mașini de tăiat/decupat (figura 1.15.d) (Delcam, 2010), (Delcam, 2013), (Stoia, 2012).

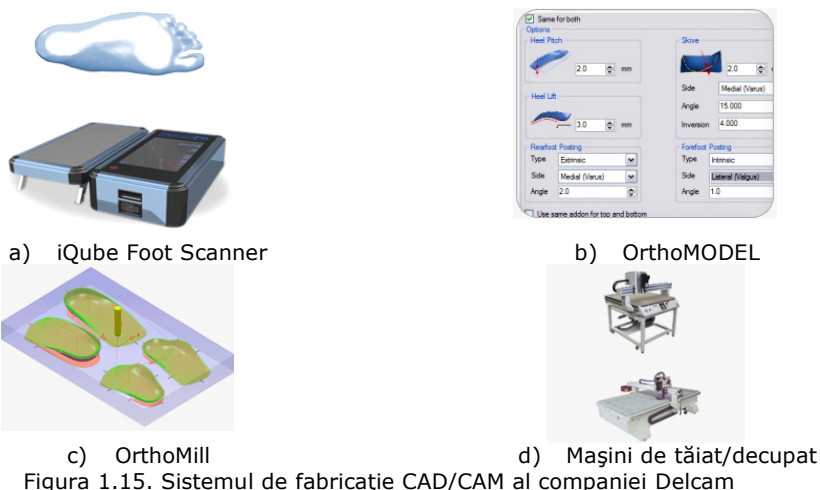


Figura 1.15. Sistemul de fabricație CAD/CAM al companiei Delcam

Compania **BioSculptor Corporation** a dezvoltat un sistem inovator de scanare și CAD/CAM pentru fabricația protezelor și ortezelor (BioSculptor, 2013), (Stoia, 2012). Sistemul BioSculptor[®] Fabrication include un sistem de scanare cu laser, non-contact cu patru axe tip CNC - BioScanner[™] (figura 1.16.a), software de vizualizare / modificare BioShape și o mașină de frezat CNC cu 4.5 axe BioMill 4.5^{XF}[™] (figura 1.16.c).

BioScanner[™] scanează direct orice parte a corpului, fără limitări dimensionale. BioScanner[™] este capabil să creeze atât modele negative, cât și pozitive, în funcție de aplicația specifică pacientului. Tehnologia de scanare prin sticlă (scan-through-glass technology) permite scanarea pacientului în poziție orizontală, cu piciorul suspendat (non - weightbearing) sau în sprijin (weightbearing) folosind o masă specială. Pentru cazul ortezelor de gleznă-picior (AFO) BioScanner[™] operează împreună cu **BioScanner[™] AFO Tools** (figura 1.16.b). AFO Gel Kit în combinație cu AFO Scanning Sock contribuie la obținerea unei suprafețe netede, inclusiv în zonele în care piciorul prezintă proeminențe. AFO Scanning Table permite scanarea ambelor suprafețe ale piciorului, atât plantar, cât

și dorsal. AFO Vacuum Box este folosit în cazul scanărilor weightbearing (piciorul este supus solicitării greutății corporale), pentru o precizie de scanare superioară.

Orteza propriu-zisă este proiectată folosind **BioShape Manipulation Software**, considerat cel mai puternic software CAD disponibil pentru design-ul ortezelor și protezelor (BioSculptor, 2013).

Sistemul de fabricație **BioMill 4.5^{XF}**™ (figura 1.16.c) permite obținerea suprafețelor finale dintr-o singură trecere, cu mare acuratețe pentru toate detaliile modelului. Cele patru axe ale centrului de prelucrare cu comandă numerică permit frezarea după mai multe direcții sus/jos, in / out și dintr-o parte în alta în timp ce se rotește modelul. Jumătatea de axă permite poziționarea manuală a instrumentului de tăiere la 45 ° în sus sau în jos, ceea ce conferă sistemului o acuratețe deosebită.

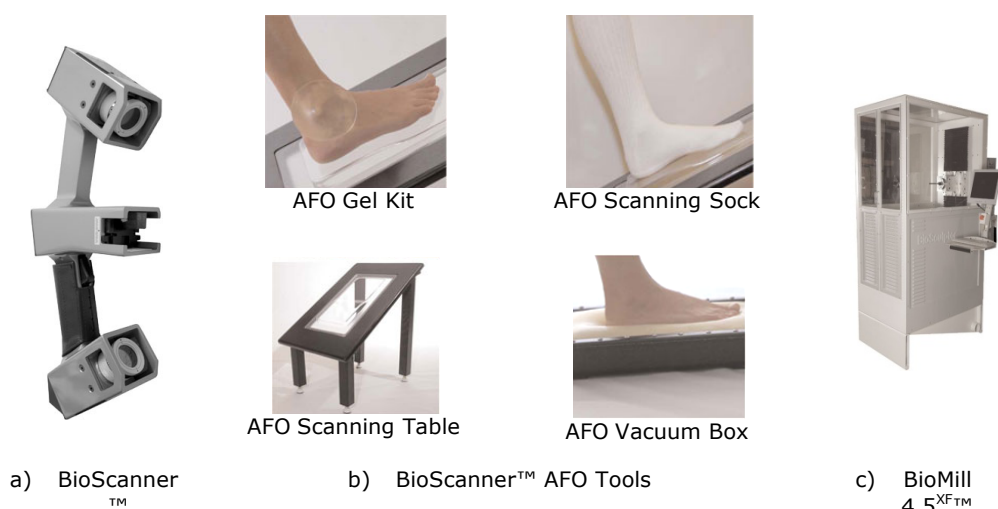


Figura 1.16. Sistemul de fabricație CAD/CAM al companiei BioSculptor Corporation

Indiferent de tipul ortezii, o importanță deosebită în fabricația acestora o constituie determinarea formei segmentului anatomic, în general, respectiv formei piciorului sau amprentei plantare, în cazul ortezelor de gleznă și picior. Analiza computerizată a piciorului în timpul mersului contribuie la dezvoltarea unor orteze mai precise, care reflectă dinamica mersului.

Cercetările în domeniul fabricației ortezelor sunt orientate spre dezvoltarea unor sisteme de scanare computerizate cu sau fără contact și sisteme CAD/CAM. Acuratețea cu care este determinat modelul 3D al segmentului anatomic este de o importanță esențială pentru fabricația ulterioară a ortezii.

Marile companii care dezvoltă sistemele CAD/CAM pentru domeniile Orteticii și Proteticii, furnizează soluții integrate scanare – modelare – design – fabricație.

1.6. Concluzii

Capitolul 1 reprezintă o sinteză bibliografică a stadiului actual al cercetărilor referitoare la ortezarea gleznei și piciorului, care atinge aspectele importante ale acestui domeniu: conceptul de ortezare, standarde referitoare la terminologie, cerințele funcționale ale unei ortezii, caracteristici de design, materiale, tehnologii de fabricație, principalele tipuri de orteze de gleznă și picior.

Pe baza documentării efectuate și a altor studii anterioare, se conturează un **ghid general** pentru **dezvoltarea unor noi tipuri de orteze de gleznă și picior**.

Principalele aspecte care trebuie luate în considerare sunt:

- **Anatomia și fiziopatologia** gleznei și piciorului (traumatismele gleznei și piciorului: entorse de gleznă, fracturi stabile ale piciorului și gleznei, traumatisme ale ligamentelor și tendoanelor, etc.; procese inflamatorii; deformații osteoarticulare, etc.);
- **Biomecanica** complexului articulației gleznei și articulațiilor piciorului;
- Metodele de **examinare clinică** (determinarea amprente plantare, respectiv a formei piciorului folosind diferite metode și tehnici: imagistică medicală, scanare 2D/3D folosind scannere generale sau speciale, pedobarografie, etc.) și **radiografică** (determinarea mărimilor caracteristice cu influență asupra patologiei piciorului: indicele arcului plantar, înălțimea naviculară normalizată, unghiul de înclinare calcaneană, unghiul calcaneu-primul metatarsian, unghiul de acoperire talo-navicular, unghiul talus-al doilea metatarsian);
- Metodele de **examinare biomecanică** a posturii (distribuția presiunii plantare în regim static și dinamic; variația reacțiunii solului în timpul mersului, deplasarea centrului de presiune, etc.) și mobilității articulare (analiza parametrilor spațio-temporali și cinematici ai mersului) ale piciorului;
- Metodele de **modelare geometrică și biomecanică**: modelarea piciorului folosind reconstrucții 3D ale imaginilor CT/IRM, modelarea dinamică (directă/inversă) a segmentului anatomic gleznă-picior, modelarea/proiectarea ortezelor prin tehnici CAD;
- **Criterii de prescriere** a ortezelor în funcție de diagnostic și profilul pacientului, respectiv în funcție de obiectivele urmărite (terapie, prevenție, confort, performanță sportivă) și modul de fabricație (tipizate, pre-fabricate, individualizate);
- **Tipurile de dispozitive ortetice** disponibile comercial (sau realizate de colective de cercetare), indicațiile terapeutice (sau prevenție, confort, performanță sportivă), avantajele și dezavantajele acestora;
- **Obiective clinice** ale tratamentului ortetic și cerințele funcționale ale ortezei;
- **Principiile biomecanice** ale design-ului dispozitivelor ortetice;
- Studiul **materialelor** și tehnologiilor de **fabricație** a dispozitivelor ortetice;
- **Conceptia** dispozitivelor ortetice: modelare, design, materiale, fabricație;
- **Predicția comportamentului biomecanic** al dispozitivului ortetic: simulări folosind software CAD, analiza numerică folosind software bazat pe Metoda Elementului Finit;
- **Testarea în laborator** a comportamentului biomecanic al dispozitivului ortetic: rezistență la compresiune, încovoiere și alte solicitări externe specifice sau accidentale, rigiditate sau flexibilitate, după cum orteza este statică sau dinamică, durabilitate, rezistență la șoc, pentru solicitări externe accidentale, rezistență la coroziune, biocompatibilitate, etc.;
- **Testarea clinică** a dispozitivului ortetic în vederea validării, respectiv certificării produsului.

Cu toate avantajele oferite de tehnicile de modelare și simulare, de proprietățile materialelor și facilitățile sistemelor de fabricație CAD/CAM, elementul esențial, chiar critic, în crearea unei orteze de gleznă sau picior cu bună funcționalitate, îl constituie raționamentul medicului specialist în prescrierea unui anumit tip de dispozitiv ortetic în funcție de diagnostic și profilul pacientului (Hsu et al., 2008).

CAPITOLUL 2

DETERMINAREA MĂRIMILOR CARACTERISTICE ALE SISTEMULUI ANATOMIC GLEZNĂ-PICIOR

Conceperea dispozitivelor ortetice pentru corectarea afecțiunilor articulației gleznei și piciorului se bazează pe cunoașterea noțiunilor fundamentale de anatomie, patologie și biomecanică ale gleznei și piciorului.

Obiectivele acestui capitol constau în:

- Realizarea unor sinteze referitoare la:
 - anatomia gleznei și piciorului;
 - patologiile gleznei și piciorului;
 - noțiunile fundamentale de biomecanică ale sistemului anatomic gleznă – picior;
 - metode de diagnosticare clinică și radiografică ale patologiei piciorului;
 - metode de calcul ale indicelui arcului plantar;
 - parametrii determinați prin examinarea radiografică a piciorului;
- Determinarea indicelui arcului plantar pe baza unor studii experimentale, atât pentru subiecți asimptomatici, cât și pentru cei cu picior plat;
- Determinarea unor parametri adiționali și realizarea unei analize comparative referitoare la determinarea ariilor suprafețelor plantare;
- Determinarea parametrilor piciorului pe baza examinării radiografice și reconstrucției 3D;
- Elaborarea unui protocol de examinare clinică și radiografică pentru evaluarea posturii piciorului.

2.1. Aspecte anatomice ale gleznei și piciorului

Piciorul reprezintă, după coapsă și gambă, a treia pârghie principală a membrului inferior, structurată și adaptată funcțiilor complexe care îi revin. Fiind o pârghie terminală, reprezintă punctul de legătură dintre corpul omenesc și sol în timpul acțiunilor biomecanice (statică, mers, alergare) (Baciu, 1981).

Funcțional, piciorul este o structură complexă, alcătuită din diferite formațiuni anatomice interdependente. Glezna este articulația formată din talus și tibie-peroneu iar tot ce se află în afara acestei zone formează piciorul. Construcția gleznei face ca articulația acesteia să fie una foarte stabilă. Articulația trebuie să suporte 1,5 din greutatea corpului în timpul mersului și până la de 8 ori greutatea corpului în timpul alergatului (Baciu, 1981), (eOrthopod,2003), (Papilian, 1974).

2.1.1. Oasele și articulațiile gleznei și piciorului

2.1.1.1. Oasele gleznei și piciorului

Scheletul piciorului este format din 26 de oase scurte care se îmbină între ele, fiind legate prin ligamente sau formațiuni fibroase scurte, dar puternice (figura 2.1). Diversele segmente osoase primesc inserțiile celor 11 mușchi ai gambei și ale celor

54 Determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă–picior – 2

20 de mușchi proprii ai piciorului. Cele 26 de oase ale scheletului piciorului sunt dispuse în trei grupe distincte: 7 oase tarsiene, 5 oase metatarsiene și 14 falange (Baciu, 1981), (Orthopod, 2003).

Oasele tarsiene sunt dispuse în două rânduri (Voiculescu & Petricu, 1971), (Baciu, 1981), (eOrthopod, 2003), (Papilian, 1974):

- rândul posterior format din două oase suprapuse: talusul și calcaneul;
- rândul anterior format din celelalte cinci oase: scafoidul, cuboidul și trei cuneiforme.

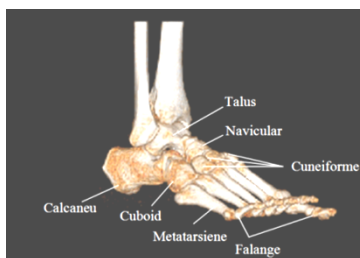


Figura 2.1. Oasele gleznei și piciorului

Talusul (figura 2.1) este osul situat în vârful masivului tarsian, sub extremitățile inferioare ale tibiei și fibulei și deasupra calcaneului, având o formă neregulată. Talusul funcționează ca o balamă permițând atât mișcarea de dorsiflexie cât și pe cea de flexie plantară.

Calcaneul (figura 2.1) este cel mai mare os tarsal, are o formă cuboidă și formează posterior scheletul călcâiului, iar anterior se articulează cu osul cuboid. În partea posterioară acesta prezintă o îngroșare, tuberculul calcaneului, pe care se inserează tendonul lui Achile.

Cuboidul (figura 2.1) este un os scurt, cu formă neregulată cuboidală situat înaintea calcaneului, între acesta și bazele ultimelor două metatarsiene.

Navicularul (figura 2.1) este un os scurt, turtit, situat între capul talusului, cuboid și cele trei oase cuneiforme. Fața posterioară a acestuia se articulează cu capul talusului, cea anterioară se articulează cu cele trei cuneiforme, iar fața laterală se articulează cu cuboidul.

Cuneiformele (figura 2.1) sunt în număr de trei (medial, intermediar și lateral) și au o formă prismatic - triunghiulară. Ele se articulează posterior cu navicularul și anterior cu bazele primelor trei metatarsiene (Baciu, 1981), (eOrthopod, 2003), (Papilian, 1974).

Metatarsul (figura 2.1) este alcătuit din cinci oase, oasele metatarsiene. Fiecare os metatarsian este format din bază (se articulează cu osul tarsian corespunzător și metatarsienii învecinați), corpul (are o formă prismatică triunghiulară) și capul turtit transversal (se articulează cu falanga proximală) (Voiculescu & Petricu, 1971), (Papilian, 1974).

Falangele, în număr de 14 (figura 2.1) sunt oasele care formează degetele și sunt alcătuite din bază (extremitate proximală), corp și cap (extremitate distală).

Degetele sunt în număr de cinci, numerotate de la I la V, de la marginea medială la cea laterală a piciorului. Degetul I se numește haluce, iar degetul V poartă numele de deget mic.

Fiecare deget este alcătuit din trei falange, mai puțin haluce care are două falange (Baciu, 1981), (Drake et al., 2010).

2.1.1.2. Articulațiile gleznei și piciorului

Segmentul terminal al membrului inferior prezintă un număr de 32 de articulații, care se pot grupa în: articulația glezei, articulațiile intertarsiene, articulațiile tarsometatarsiene, articulațiile intermetatarsiene, articulațiile metatarsofalangiene și articulațiile interfalangiene (Baciu, 1981).

Articulația gleznei (figura 2.2) (eOrthopod, 2009) este o articulația trohleană reprezentată de talus, tibie și fibulă (Drake et al., 2010). Articulația prezintă o capsulă articulară, care se inserează în partea de sus pe suprafața articulară, formată de tibie și fibulă, iar în partea de jos pe talus. Baza talusului este fixată pe osul călcâiului, os denumit calcaneu. În această articulație se efectuează mișcări de dorsiflexie - flexie plantară, de adducție - abducție și mișcări de rotație ale piciorului (Baciu, 1981), (Voiculescu & Petricu, 1971).

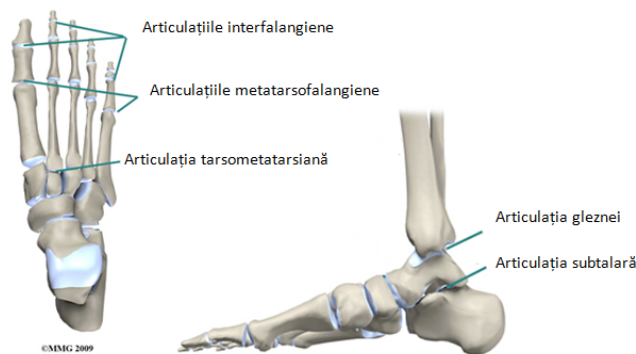


Figura 2.2. Articulațiile gleznei și piciorului (eOrthopod, 2009)

În interiorul tuturor articulațiilor, oasele sunt acoperite cu un înveliș neted denumit cartilaj articular.

Articulația subtalară (figura 2.2) se află între talus și calcaneu, cuprinde trei fațete articulare: anterioară, posterioară și medială. Aceste trei fațete articulare funcționează ca o singură articulație și permit mișcarea complexă (în trei plane) de pronatie și supinație (Dungan & Bhat, 2005).

Articulațiile intertarsiene sunt articulațiile dintre oasele tarsiene și se împart în trei grupe: articulația astragalocalcaneană, articulația mediotarsiană și articulațiile celor cinci oase ale tarsului anterior (Voiculescu & Petricu, 1971).

Articulația tarsometatarsiană (figura 2.2) (eOrthopod, 2009) unește cuboidul și cele trei oase cuneiforme cu bazele celor cinci metatarsiene. În articulațiile tarsometatarsiene se produc numai mișcări de alunecare (Baciu, 1981), (Voiculescu & Petricu, 1971).

Articulațiile intermetatarsiene unesc ultimele patru metatarsiene între ele (Baciu, 1981).

Articulațiile metatarsofalangiene (figura 2.2) (eOrthopod, 2009) sunt formate între capetele oaselor metatarsiene și bazele falangelor proximale. În aceste articulații se produc mișcări de flexie, extensie, adducție, abducție și rotație. (Baciu, 1981), (Voiculescu & Petricu, 1971).

Articulațiile interfalangiene (figura 2.2) (eOrthopod, 2009) se realizează între extremitățile proximale și distale ale falangelor. Mișcările principale care se

efectuează în aceste articulații sunt dorsiflexia - flexia plantară, adducția - abducția și rotația (Voiculescu & Petricu, 1971).

2.1.2. Ligamentele și tendoanele gleznei

Ligamentele sunt țesuturi moi care fixează oasele între ele, iar tendoanele fixează mușchii de oase. Ambele structuri sunt realizate din fibre mici de țesut colagen (eOrthopod-1, 2003). Tendoanele și ligamentele sunt de diferite mărimi, grosimea acestora determinând rezistența lor. Ligamentele de pe ambele părți ale articulației gleznei ajută la menținerea împreună a oaselor.

Ligamentul talofibular interior, ligamentul calcaneofibular și ligamentul talofibular exterior formează pe partea exterioară a gleznei ligamentul lateral complex. Ligamentul deltoid este un ligament solid care susține glezna medială (partea interioară a gleznei), are formă triunghiulară și este fixat prin vârf pe maleola medială, iar prin bază pe astragal și pe navicular (figura 2.3) (eOrthopod, 2011).

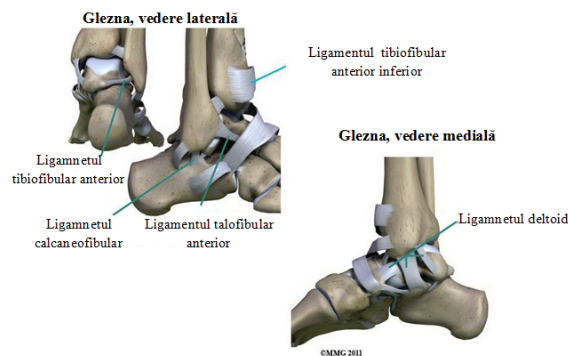


Figura 2.3. Ligamentele gleznei (eOrthopod, 2011)

Tendonul este un organ de culoare alb-sidefie, foarte rezistent și inextensibil, are formă cilindrică sau asemănătoare unui cordon turtit (Voiculescu & Petricu, 1971), (Papilian, 1974). Tendonul tibial posterior leagă unul din cei mai mici mușchi ai gambei de partea inferioară a piciorului. Acest tendon ajută la susținerea boltei plantare și permite mișcarea piciorului în interior, în timp ce tendonul tibial anterior permite ridicarea piciorului (figura 2.4) (eOrthopod-2, 2003).

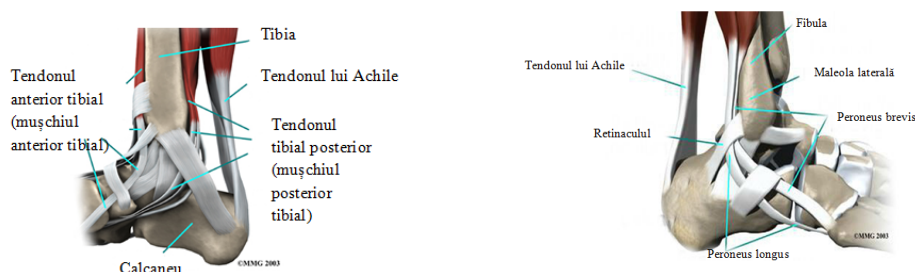


Figura 2.4. Tendoanele gleznei (eOrthopod-2, 2003)

Tendoanele maleolare laterale, denumite și tendoanele peroneale ajută la rotirea piciorului în jos și în afară (figura 2.4) (eOrthopod-2, 2003). Tendonul lui Achile (figura 2.4) este cel mai mare tendon al corpului format din fascicule cuaternale, ajută la mers, alergat și sărit. Acest tendon leagă mușchii gambei de calcaneu și permite ridicarea pe vârfuri (eOrthopod-2, 2003).

2.1.3. Mușchii care activează articulația gleznei

Mușchii piciorului sunt situați pe fața dorsală și plantară a piciorului (Voiculescu & Petricu, 1971), (Papilian, 1974). *Mușchii regiunii dorsale a piciorului* sunt prezentați în tabelul 2.1 (Papilian, 1974). *Mușchii regiunii plantar a piciorului* sunt grupați în trei regiuni: medială, laterală și mijlocie. Tabelul 2.2 (Papilian, 1974), (Drake et al., 2010) prezintă mușchii plantari ai piciorului.

În tabelul 2.3 (Voiculescu & Petricu, 1971), (Drake et al., 2010) sunt prezentați mușchii gambei și ai piciorului. Aceștia au rol important în realizarea mișcărilor la nivelul gleznei și piciorului.

Tabelul 2.1. Mușchii regiunii dorsale a piciorului (Papilian, 1974)

Mușchiul	Insertii	Funcții
Extensor scurt al degetelor	Fața superioară a calcaneului și retinaculum inferior al extensorilor	Extensia primelor patru degete
Extensor scurt al halucelui	Fața dorsală a primei falange a halucelui și fața anterioară a calcaneului	Extinde prima falanga a halucelui

Tabelul 2.2. Mușchii regiunii plantare ai piciorului (Papilian, 1974), (Drake et al., 2010)

Grupă mușchi	Mușchiul	Insertii	Funcții
Grupa medială	Abductor al halucelui	Prima flangă a halucelui, calcaneu și aponevroza plantară	Abducția și flexia articulației metatarsofalangiene
	Flexorul scurt al halucelui	Baza primei falange a halucelui, cuboid și cuneiformul lateral	Slab flexor al halucelui cu funcție statică în menținerea boltii plantare.
	Adductorul halucelui	Fața laterală a bazei falangei proximale a halucelui, cuboid și metatarsienele II-III-IV	Adducția halucelui la nivelul articulației metatarsofalangiene
Grupa laterală	Abductorul degetului mic	Fața laterală a bazei falangei proximale a degetului mic și calcaneu	Abductor și flexor al degetului mic
	Flexorul scurt al degetului mic	Falanga celui de-al cincelea metatarsian și teaca lungului peroneer lateral	Flexia degetului mic la nivelul articulației metatarsofalangiene
Grupa mijlocie	Flexor scurt al degetelor	Pe marginile falangei mijlocii ale celor patru degete, calcaneu și aponevroza plantară	Flexia degetelor la nivelul articulațiilor interfalangiene
	Pătratul plantar	Partea laterală a tendonului flexorului lung al degetelor în porțiunea proximală a plantei	Ajuta la flexia degetelor II-V
	Lombricali	Baza primei falange a II-V, tendoanele extensorului comun al degetelor II-V și tendoanele flexorului comun al degetelor II-V	Flexia primei falange și extensia celorlalte două falange
	Interosoși plantari (trei)	Falangele proximale ale degetelor III-IV-V și metatarsienele III-IV-V	Extensia falangelor II și III ale degetelor II-III-IV-V
	Interosoși dorsali (patru)	Falangele proximale ale degetelor II- IV	Flexia falangelor proximale

Tabelul 2.3. Mușchii gambei și piciorului (Voiculescu & Petricu, 1971), (Drake et al., 2010)

Mușchiul	Insertiile	Funcțiile
Tibial anterior	Primul metatarsian și primul cuneiform	Dorsiflexia, inversia gleznei, abducția piciorului și supinația acestuia
Tibial posterior	Tuberozitatea navicularului, cuneiformul medial și metatarsienele II-V	Inversia și flexia plantară a piciorului și susține arcul plantar în timpul mersului
Extensor lung al halucelui	Suprafața dorsală a bazei falangei distale a halucelui	Extensia halucelui și ajută la dorsiflexia piciorului
Extensor lung al degetelor	Baza falangelor mijlocie și distală a degetelor II-V	Extensia degetelor II-V și dorsiflexia piciorului
Peronier scurt	Baza metatarsianului V	Eversia și dorsiflexia piciorului
Peronier lung	Baza metatarsianului I și primul cuneiform	Eversia și flexia plantară a piciorului și susține arcurile piciorului
Peronierul al treilea	Baza metatarsianului V pe fața dorsală	Dorsiflexia și eversia piciorului
Popliteu	Fața posterioară a tibiei	Rotește medial gamba și flectează genunchiul
Plantar	Suprafața posterioară a calcaneului	Flexia plantară a piciorului
Flexor lung al degetelor	Baza falangelor II-V	Flexia degetelor II-V
Flexor lung al halucelui	Suprafața platară a falangei distale a halucelui	Flexia halucelui

O mare parte din mișcările gleznei sunt realizate de către mușchii situați la baza piciorului a căror tendoane trec prin gleznă și se îmbină la nivelul piciorului. Contractia mușchilor la nivelul membrului inferior este principalul mod de mișcare al gleznei în timpul mersului, alergatului și săritului.

2.2. Principalele patologii ale gleznei și piciorului

Principalele categorii ale afecțiunilor gleznei și piciorului sunt cele traumatiche și cele reprezentate de deformațiile congenitale sau dobândite ale piciorului.

2.2.1. Traumatismele gleznei și piciorului

Afecțiunile traumatiche ale gleznei și piciorului care pot lăsa sechele imediate sau tardive la nivelul structurilor anatomice ale piciorului sunt: entorsele, contuziile, luxațiile, fracturile și diferite alte plăgi.

Entorsele gleznei pot fi acute sau cronice. Acestea se produc cel mai frecvent prin inversia forțată a piciorului în flexie plantară. Entorsa ușoară are la bază doar o întindere a ligamentelor și eventual ruperea câtorva fibre, în timp ce, în cazul entorselor grave ligamentul se rupe complet sau aproape complet (Swiontkowski & Stovitz, 2006), (Neale & Adams, 1985), (Suciu, 2010).

În funcție de gravitatea lor entorsele prin inversie forțată se împart conform tabelului 2.4 (Jaivin & Ferkel, 1994). Entosele gleznei prin eversie forțată sunt mai rare. De cele mai multe ori acestea apar prin pronația și eversia piciorului combinată cu rotația internă a tibiei (Hopkinson et al., 1990), (Suciu, 2010).

Tabelul 2.4. Entorse prin inversie forțată (Jaivin & Ferkel, 1994)

Gradul entorselor	Ligamentul afectat
Entorse gradul I	Ligamentul tibiofibular anterior sau calcaneofibular
Entorse gradul II	Lezarea completă a ligamentului tibiofibular anterior fără afectarea ligamentului calcaneofibular
Entorse gradul III	Lezarea completă a ligamentului tibiofibular anterior cu afectarea ligamentului calcaneofibular

Luxațiile gleznei sunt traumatisme articulare închise care apar în urma acțiunii unui agent traumatic și care produc o deplasare permanentă în raporturile dintre epifizele care alcătuiesc această articulație (tabelul 2.5) (Denischi & Popovici, 1964), (Petrescu & Poenaru, 1982).

Tabelul 2.5. Luxațiile gleznei

Tip luxație	Mecanism de producere	
Tibio-tarsiană	posteroară	Mișcare violentă de rotație internă sau externă combinată cu mișcări forțate de abducție sau extensie
	anterioară	
	internă	
	externă	
Sub-tarsiană	intern	Mișcare violentă în flexie plantară cu inversie. Cele mai dese sunt cele interne
	extern	
	anterior	
	posterior	
Mediotarsiană	plantare	Direct prin turtirea bolții și dezinserția ligamentelor și tendoanelor Indirect prin căderea pe vârful piciorului sau răsuciri
	dorsale	
	parțiale	
Tarsometatarsiană	totale	În urma căderilor pe teren accidentat
	izolate	
	divergente	
Falange	Direct și indirect cele mai frecvente fiind luxațiile halucelui	

Ruptura tendonului Achilian se poate produce traumatic în urma unei mișcări violente, cel mai frecvent prin dosiflexia violentă a gleznei (David, 2005).

Fracturile gleznei și piciorului. Prin fractură se înțelege o întrerupere totală sau parțială a continuității unui os, în urma unui traumatism. În cazul fracturilor de gleznă apare riscul ca pe lângă fractura oaselor să existe și rupturi asociate ale ligamentelor. O fractură de gleznă poate varia de la o simplă fractură osoasă, care poate împiedica mersul într-o mică măsură, până la fracturile complexe, severe, care fac imposibil mersul (Duckworth & Blundell, 2010).

Numeroase fracturi de gleznă sunt asociate cu subluxația sau dislocarea suprafeței articulare. Există o amplă varietate a acestor tipuri de leziuni și de-a lungul timpului s-au efectuat mai multe clasificări ale acestora.

Cea mai des utilizată clasificarea a fracturilor de gleznă este cea realizată de Lauge- Hansen, în funcție de mecanismul de producere a acesteia (Duckworth & Blundell, 2010):

- fracturi prin pronație- rotație externă;
- fracturi prin pronație - abducție;
- fracturi prin supinație - rotație externă;
- fracturi prin supinație - abducție.

Un alt tip de clasificare ia în considerare poziția anatomică a fracturii. Fracturile ce apar la nivelul gleznei se clasifică conform tabelului 2.6 (Petrescu & Poenaru, 1982) (Arimoto & Forester, 1980), (Duckworth & Blundell, 2010).

Tabelul 2.6. Fracturile gleznei și piciorului

Tip fractură		Mecanism de producere		
Fracturi unimaleolare	externă	Supinație și rotație externă, varus forțat, pronație-abducție		
	internă	Mișcarea de supinație		
Fracturi bimaleolare	Fără depalsarea capetelor articulare	Prin ruperea ligamentelor, smulgeri osoase		
	Cu deplasarea capetelor articulare			
Fracturi trimaleolare: maleola peronieră, maleola tibială și maleola posterioară		Abducție sau rotație externă		
Fractura pilonului tibial		Căderi de la înălțime prin care talusul se dislocă din pilonul tibial		
Fracturile de talus	corpul talusului	cu depalsare	Cădere pe picioare de la mare înălțime sau flexia dorsală exagerată a talusului	
		fără deplasare		
	gâtul talusului	cu depalsare		
		fără deplasare		
	capul talusului	cu depalsare		
		fără deplasare		
	apofizele talusului			cu depalsare
	Fracturile calcaneului	articulare		Indirect, prin căderea de la înălțime și mai rar, direct
extraarticulare		marii tuberozități		
		apaofizei mari		
		apofizei mici		
Fracturile scafidului tarsian		Sunt rare, prin zdrobire în căderile cu piciorul în equin		
Fracturile cuboidului		Rare, prin căderea unui obiect contondent pe fața externă a piciorului		
Fracturile cuneiformelor		Direct prin caderea unui corp pe regiunea cuneiformelor		
Fracturile metatarsienelor		Mecanism direct, prin caderea unui corp pe regiunea metatarsienelor sau indirect, prin cădere de la înălțime pe regiunea metatarsienelor		
Fracturile falangelor		Prin traumatism direct prin căderea unui corp contondent pe falange		

2.2.2. Afecțiunile deformante ale gleznei și piciorului

Cele mai des întâlnite afecțiuni deformante congenitale sau dobândite ale piciorului sunt: piciorul plat, cav, Talus - Valgus, Var - Equin, Hallux - Valgus, Metatarsus Adductus și Grifa digitală.

Piciorul plat (platfus, Pes Planus) (figura 2.5) (NHS choices, 2013) se definește prin prăbușirea bolții plantare, astfel încât suprafața tălpii ia în întregime sau aproape în întregime contact cu solul.



Figura 2.5. Piciorul plat (platfus) (NHS choices, 2013)

Piciorul plat poate fi un picior plat fiziologic sau patologic. În cazul piciorului plat fiziologic, acesta apare în momentul în care toată greutatea corpului se lasă pe un singur picior. Piciorul plat patologic este caracterizat prin modificări de structură la nivelul elementelor anatomice.

Tratamentul diferă în funcție de vârstă și de cauza apariției. Până la 4 ani, vindecarea se poate realiza spontan, după vârsta de 4 ani, se recomandă purtarea unei încălțăminti adecvate cu taloneți corectivi și începerea gimnasticii medicale și a înotului. Pentru adolescenții și adulții având platfus ca afecțiune a piciorului, sunt recomandate ortezele și exercițiile structurate. Dacă condiția pacientului nu se ameliorează sau dacă simptomele sunt de natură cronică este indicată intervenția chirurgicală (Harris et al., 2004).

Piciorul cav (picior scobit) este opusul piciorului plat (figura 2.6) (Blanco & Scher, 2013), scobitura excesivă a boltei plantare dând acestuia un aspect cambrat. Piciorul cav poate fi provocat de o leziune neurologică cum ar fi o paralizie musculară, dar în majoritatea cazurilor, cauza apariției rămâne necunoscută. În primă fază, piciorul poate fi tratat cu ajutorul unor tălpi ortopedice și prin reeducare, iar în cazuri mai grave se intervine chirurgical prin scurtarea metatarsienelor și blocarea articulațiilor vârfului boltei plantare (Pasca, 2010).



Figura 2.6. Picior cav (Blanco & Scher, 2013)

Piciorul Talus – Valgus (figura 2.7) (Foot Health, 2013) apare în general la copii, dar și la adolescenți și adulți și se caracterizează prin aplatizarea arcului plantar, prin răsucirea gleznei spre interior (inversie) și prin eversia călcâiului. În cazul copiilor, piciorul Talus – Valgus este de regulă congenital, apare de la naștere, iar la adolescenți și adulți această afecțiune poate apărea din cauza unor factori ereditari.

Talus - Valgus este o deformare întâlnită la nivelul piciorului în care oasele talusului produc o angulație în exterior a acestuia (Mann & Haskell, 2007), (Stoia et al.-1, 2013).

În figura 2.7 este prezentată patologia Talus – Valgus, unde pe ambele picioare ale subiectului am trasat axa longitudinală care unește centrul articulației șoldului cu centrul articulației gleznei. Dreapta punctată urmărește deplasarea în exterior a piciorului subiectului. Unghiul format între aceasta și dreapta care unește articulațiile membrului inferior indică gradul de deplasare.

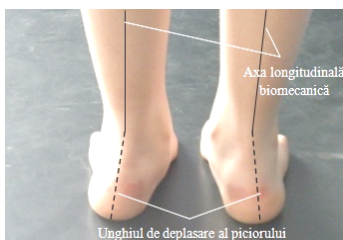


Figura 2.7. Picioare Talus - Valgus (Foot Health, 2013)

Picioare Talus - Valgus nu este mereu simptomatic, deși acesta este de regulă asociat cu diferite simptome cum ar fi oboseala apărută la nivelul picioarelor (în cazul copiilor), sau apariția durerilor la nivelul gleznei, călcâiului sau al genunchiului (în cazul adolescenților). Tratamentul poate fi realizat prin terapie fizică, masaj, imobilizare gipsată precoce (în cazul sugarilor), prin purtarea unor orteze de corecție de zi și de noapte (în cazul copiilor) sau prin tratament chirurgical (în cazuri severe) (Foot and Ankle Surgery, 2012).

Picioare Varus-Equin (figura 2.8) (Foot Education, 2012) este definit prin devierea spre interior a piciorului în raport cu gamba. Malformația poate fi congenitală, având un grad mare de incidență în cazul nou-născuților. Picioare Varus - Equin implică o rigidizare a piciorului, copilul călcând pe partea anterioară a piciorului sau chiar pe vârfuri deoarece tendonul lui Achile este scurtat.

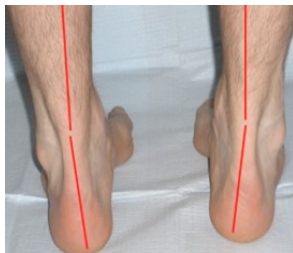


Figura 2.8. Picioare Varus - Equin (Foot Education, 2012)

Acest tip de picior poate apărea la unul sau la ambele picioare (unilateral sau bilateral). La sugari piciorul în Varus Equin este nedureros dar, dacă tratamentul nu pornește imediat, pot apărea probleme semnificative pe măsură ce copilul crește, cum ar fi rămânerea mai scurtă a membrului afectat comparativ cu cel sănătos. Tratamentul începe la scurt timp după naștere, prin imobilizarea în aparat gipsat, atele sau folosind o bandă adezivă specială. Dacă mai multe săptămâni de imobilizare nu produc nici o schimbare la poziția piciorului, specialistul poate recomanda intervenția chirurgicală (Popescu, 2008), (Staheli, 2010).

Picioare Hallux - Valgus (bunion, mont) (figura 2.9) (Oklahoma, 2013) face parte din tulburările de statică ale antepiciorului. Se definește prin proeminența capului primului metatarsian și deplasarea medială a halucelui spre interiorul piciorului. Patologia Hallux - Valgus poate apărea din cauza anumitor boli inflamatorii de tip poliartrită reumatoidă, din cauza traumatismelor care fragilizează structurile osteo - ligamentare sau datorită lipsei celui de-al doilea deget al piciorului. Hallux - Valgus este o afecțiune ce apare de regulă în cazul femeilor, genetic, moștenind această deformație de la mamă. Încălțăminte incomodă, strâmtă și tocurilor agravează această afecțiune. De asemenea, piciorul plat și obezitatea pot favoriza apariția acestei deformații.



Figura 2.9. Hallux - Valgus (Oklahoma, 2013)

Tratamentul constă în purtarea unor dispozitive ortetice textile sau siliconate și a unei încălțăminti adecvate. În cazuri mai grave, se recurge la un tratament chirurgical care presupune reaxarea halucelui cu primul metatarsian. Acest tratament chirurgical se realizează la orice vârstă. În urma intervenției chirurgicale, deformația nu mai recidivează, iar mersul poate fi reluat într-un timp relativ rapid, fără dureri (Giovani & Greisberg, 2007), (Logan, 1995), (Calais- Germain, 2007).

Metatarsus adductus (figura 2.10) (Ashberg Ortho, 2004) reprezintă cea mai comună malformație congenitală a piciorului. Apare datorită poziției intrauterine a fătului, frecvența de apariție a acestei malformații fiind de 1/1000 de nou născuți dintre care, la aproximativ 50% malformația este bilaterală. Antepiciorul este angulat către interior, uneori degetul mare mai mult decât celelalte în timp de retropiciorul rămâne în poziție normală.



Figura 2.10. Metatarsus adductus (Ashberg Ortho, 2004)

Deformația nu este una rigidă și se poate corecta prin manipulare dacă se începe tratamentul terapeutic precoce. Odată cu trecerea timpului malformația devine ireductibilă. Trebuie examinate și șoldurile copiilor deoarece copiii cu metatarsus adductus au șanse crescute de displazie de șold. Rareori se recurge la un tratament chirurgical, tratament recomandat doar copiilor peste 5 ani cu malformație în adducție simptomatică severă (e-medOnline, 2009).

Grifa digitală (degete în ciocan) (figura 2.11) (Hammer Toe, 2013) reprezintă o contractare sau o îndoire a uneia sau a ambelor articulații ale degetelor de la picioare, excepție făcând degetul mare.



Figura 2.11. Grifa digital (Hammer Toe, 2013)

Afecțiunea este provocată de o problemă a tendoanelor și a mușchilor ce provoacă îndoirea și chiar ieșirea din articulație a degetelor afectate. Ca simptome, apare durerea, iritarea sau apariția bătăturilor care sunt de obicei dureroase. Cea mai frecventă cauză de apariție a grifei digitale este purtarea de încălțăminte necorespunzătoare, acest lucru ducând la împingerea degetelor înainte și înghesuirea lor într-un loc prea mic pentru a sta întinse. Afecțiunea poate fi și genetică, apărând chiar dacă se poartă o încălțăminte adecvată.

Ca tratament, pentru un stadiu incipient al bolii, este recomandată schimbarea încălțăminteii la femei cu una suficient de largă și de comodă pentru a evita conflictul mecanic direct cu proeminențele specifice grifelor. Se pot încerca dispozitivele ortetice tubulare de tip textil silicon, acestea fiind strict limitate. De asemenea se poate recurge și la tăierea bătăturilor. Doctorul poate sugera și utilizarea unor pernute ortopedice, iar în unele cazuri mai grave, pacienților li se aplică o atelă pentru a îndrepta degetul îndoit. În cazuri mai grave se recurge la un tratament chirurgical care presupune îndepărtarea unei porțiuni de os din articulația afectată (Uscatu, 2012), (Dicționar medical, 2012).

2.3 Noțiuni fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă picior

Biomecanica este știința care studiază mișcările corpului (uman sau animal) sau ale unor segmente anatomice ale acestuia, ținând seama de caracteristicile anatomo-fiziologice și aplicând principiile și teoremele din Mecanica clasică. Biomecanica utilizează concepte fizice și ingineresti pentru a descrie mișcarea care apare în diferitele segmente ale corpului și forțele care acționează pe aceste segmente de corp în timpul activităților normale (Nordin & Frankel, 2001).

Biomecanica sistemului anatomic gleznă – picior poate fi abordată, în funcție de obiectivele studiului, ca o problemă de statică, cinematică sau dinamică. Biostatica (componenta statică a biomecanicii) se ocupă cu studiul sistemelor de forțe (forțe ce asigură posturile statice ale corpului uman sau ale unor segmente anatomice ale acestuia), cu modul în care se produc forțele musculare care acționează asupra scheletului osos și cu reacțiunile din articulații care au un rol important în menținerea poziției de echilibru a corpului. Biocinematica studiază mișcările segmentelor anatomice și din articulațiile acestora, atât sub aspect fiziologic, cât și patologic. Biodinamica (componenta dinamică a biomecanicii) se ocupă cu studiul mișcării corpului sub acțiunea forțelor variabile în timp (Donatelli, 1985), (Drăgulescu, 2005).

2.3.1. Mișcările din complexul articulației gleznei

Biomecanica gleznei și piciorului este o biomecanică complexă. Piciorul este o parte mecanică integrală a extremității inferioare, necesară pentru un mers regulat și stabil (Nordin & Frankel, 2001). Funcțional, glezna și piciorul se aseamănă cu un lanț cinematic închis. Steindler definește un lanț cinematic închis ca fiind "o combinație de articulații succesive constituind un complex motor unit, unde articulația terminală a lanțului întâlnește o rezistență considerabilă" (Donatelli, 1985).

Complexul articulației gleznei cuprinde articulațiile amplasate între suprafețele tibiei și fibulei și suprafața superioară a talusului. În acest complex articular se produc mișcări în toate cele trei plane anatomice: în plan sagital – **dorsiflexia** și **flexia plantară**, în plan transversal – **abducția** și **adducția** și în

2.3. - Noțiunile fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior 65

plan frontal – **inversia** și **eversia** (Dungan & Bhat, 2005), (Papilian, 1974). Axa biomecanică în jurul căreia se execută mișcările de dorsiflexie și flexie plantară face un unghi de 8° cu linia bimaleolară, astfel încât dacă piciorul se așează în flexie dorsală, vârful lui se duce în adducție (Baciu, 1981).

Societatea Internațională de Biomecanică propune pentru mișcările din planul transversal denumirile de **rotație internă** și **rotație externă** (ISB, 2002). De asemenea, și unele din sistemele de măsurare folosite pentru analiza mersului (precum sistemul Zebris CMS-HS folosit pentru determinările experimentale din capitolul 3) folosesc tot termenii de rotație internă/externă.

Mișcarea compusă, în toate cele trei plane este pronația/supinația, unde pronația este compusă din mișcarea de dorsiflexie (figura 2.12.a), eversie (figura 2.14.b) și abducție (figura 2.13.a), iar supinația este reprezentată de mișcarea de flexie plantară (figura 2.12.b), inversie (figura 2.14.a) și adducție (figura 2.13.b) (Kurtz, 2009), (Barg et al., 2012), (Vasyli medical, 2012).



a) Mișcarea de dorsiflexie



b) Mișcarea de flexie plantară

Figura 2.12. Mișcările articulației gleznei în plan sagital (Vasyli medical, 2012)



a) Mișcarea de abducție



b) Mișcarea de adducție

Figura 2.13. Mișcările articulației gleznei în plan transversal (Vasyli medical, 2012)



a) Mișcarea de inversie



b) Mișcarea de eversie

Figura 2.14. Mișcările articulației gleznei în plan frontal (Vasyli medical, 2012)

Referitor la mișcările de inversie/eversie, respectiv pronație/supinație, în ceea ce privește terminologia, există două convenții (Wilkerson, 2006): cea folosită de podologi (supinație = flexie plantară + inversie + adducție; pronație = flexie dorsală + eversie + abducție) și cea folosită de ortopezi (inversie = flexie plantară +

supinație + adducție; eversie = flexie dorsală + pronație + abducție). În această lucrare am folosit terminologia din Podiatrie.

Amplitudinile mișcărilor din articulații pot fi determinate în trei moduri:

- activ – când pacientul investigat execută singur mișcările;
- activ asistat – când pacientul prezintă afecțiuni musculoscheletale, iar pentru execuția mișcărilor este asistat (ajutat) de un kinetoterapeut;
- pasiv – când pacientul nu participă activ la mișcare.

Amplitudinile normale ale mișcărilor din complexul articulației gleznei, la fel ca și în cazul altor articulații din corpul uman prezintă valori diferite în funcție de vârstă, sex, înălțime, masă corporală, etc., dar și după cum au fost determinate din punct de vedere al metodei și sistemului de măsurare.

Dorsiflexia (figura 2.12.a) este mișcarea prin care fața dorsală a piciorului se apropie de gambă (rotație pozitivă). Intervalul normal al mișcării de dorsiflexie este cuprins între 10° și 20° (Papilian, 1974), (Baciu, 1981) sau, după alți autori, între 13° și 33° (Lundberg et al., 1989), (Laurin & Mathieu, 1975), (Castro, 2002).

Flexia plantară (figura 2.12.b) este mișcarea prin care fața dorsală a piciorului se depărtează de gambă (rotație negativă). Intervalul normal al mișcării de flexie plantară este cuprins între 25° și 35° (Papilian, 1974), (Baciu, 1981), sau, după alți autori, între 23° și 56° (Lundberg et al., 1989), (Laurin & Mathieu, 1975), (Castro, 2002).

Rotația externă (abducția) (figura 2.13.a) este mișcarea prin care piciorul se rotește în planul transversal spre exterior (lateral). Mișcarea de rotație externă este cuprinsă în intervalul 8° și 10° (Papilian, 1974), (Baciu, 1981).

Rotația internă (adducția) (figura 2.13.b) este mișcarea prin care piciorul se rotește în planul transversal spre interior (medial), intervalul normal de mișcare fiind cuprins între 16° și 20° (Papilian, 1974), (Baciu, 1981).

Eversia (figura 2.14.a) este mișcarea prin care planta piciorului se îndepărtează de planul medio-sagital al corpului (rotație negativă). Mișcarea de eversie este cuprinsă în intervalul 25°- 30° (Papilian, 1974), (Baciu, 1981).

Inversia (figura 2.14.b) este mișcarea prin care planta piciorului se rotește spre planul medio-sagital al corpului (rotație pozitivă). Intervalul normal de mișcare în cazul inversiei este cuprins între 35° și 45° (Papilian, 1974), (Baciu, 1981).

Toate mișcările gleznei care apar în timpul mersului normal și anume flexia plantară, dorsiflexia, inversia, eversia, supinația și pronația implică acțiunea mai multor articulații ale complexului gleznă-picior.

Amplitudinile normale de mișcare ale gleznei au variații semnificative în funcție de activitățile de zi cu zi ale oamenilor. În timpul activităților pe care o persoană le realizează pe parcursul unei zile, sunt necesare numai o parte din amplitudinile de mișcare și anume: pentru mersul pe o suprafață plană sunt necesare 10°-15° flexie plantară și 10° dorsiflexie, pentru urcatul scărilor sunt necesare 37° din totalul de grade de mișcare a gleznei, iar pentru coborâtul scărilor 56° (Barg et al., 2012).

2.3.2. Analiza mersului și a distribuției presiunii plantare

Mersul este o mișcare locomotorie ciclică, care se realizează prin poziționarea succesivă a unui membru inferior înaintea celuilalt. Mersul este o acțiune de translație compusă din pași, adică din timpi sucesivi (Dimulescu et al., 1973). Modul în care funcționează piciorul în timpul mersului este studiat de sute de ani, descoperindu-se astfel periodicitatea evenimentelor, magnitudinea forțelor și

2.3. - Noțiunile fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior 67

chiar sincronizarea mersului. În analiza mersului, piciorul este modelat ca un segment articulat rigid al extremității inferioare (Perry, 1992).

În timpul mersului, un membru inferior servește ca sursă mobilă de suport în timp ce membrul opus avansează pentru a deveni la rândul lui suport. Pentru ca transferul greutății corpului să se facă de pe un picior pe celălalt trebuie ca tălpile să fie în contact cu solul.

O singură secvență a acestor funcții îndeplinite de picior se numește ciclu de mișcare/mers (Perry, 1992). Un ciclu de mers pornește din momentul în care un picior atinge solul până în momentul în care același picior atinge solul din nou. Fiecare ciclu de mers este divizat în două faze principale, sprijin și balans. Faza de sprijin cuprinde 60% din ciclul de mers, iar cea de balans 40%. Faza de sprijin este definită ca fiind întreaga perioadă în care piciorul se află în contact cu solul, în timp ce faza de balans se definește ca totalitatea timpului în care piciorul se află în aer în timpul transferului greutății de pe un picior pe celălalt. Balansul începe o dată cu ridicarea vârfului piciorului de pe sol (Perry, 1992).

Faza de sprijin este formată din 5 sub-faze și anume: contactul inițial, încărcarea sarcinii, sprijin intermediar, sprijin final și pre-balansul (figura 2.15).

Faza de balans este formată din balans inițial (accelerare), balans intermediar și balans final (decelerare) (figura 2.15).

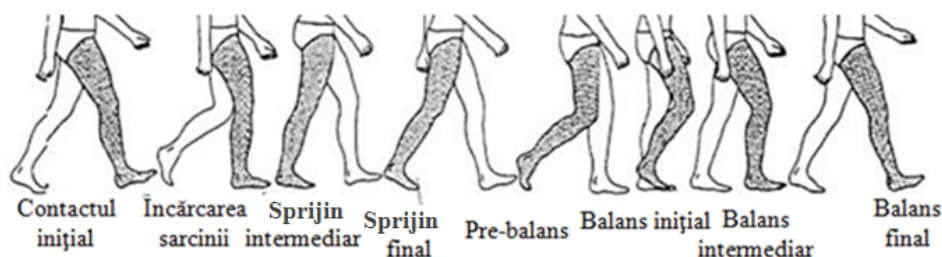


Figura 2.15. Fazele și sub-fazele ciclului de mers (Kirtley, 2006)

În literatura de specialitate, unii autori împart ciclul de mers în opt subfaze (figura 2.15) (Perry, 1992), (Ebrahim, 2008):

1. *Contactul inițial* cuprinde intervalul 0-2% al ciclului de mers. Contactul inițial începe în momentul în care călcâiul unui membru (membrul de referință) atinge solul.
2. *Încărcarea sarcinii* cuprinde intervalul 0-10% al unui ciclu de mers. Faza începe cu contactul inițial al piciorului pe sol și continuă până în momentul în care membrul opus se ridică de pe sol. Aceasta reprezintă prima perioadă de dublu sprijin.
3. *Sprijinul intermediar* cuprinde intervalul 10 - 30% al unui ciclu de mers. Faza începe în momentul ridicării degetelor membrului opus de pe sol și se termină în momentul în care centrul de greutate este amplasat pe piciorul de referință.
4. *Sprijinul final* cuprinde intervalul 30 - 50% al unui ciclu de mers. Faza începe cu ridicarea călcâiului membrului de referință de pe sol și continuă până când membrul opus atinge solul. În timpul acestei faze, greutatea corpului avansează în fața antepiciorului.
5. *Pre-balansul* cuprinde intervalul 50- 60% dintr-un ciclu de mers. Această fază reprezintă cea de-a doua fază de dublu sprijin a ciclului de mers. Începe cu

contactul inițial al celui de-al doilea membru și se termină cu ridicarea degetelor membrului de referință de pe sol.

6. *Balansul inițial* cuprinde intervalul 60 - 73% al unui ciclu de mers. Această fază începe în momentul în care degetele membrului de referință părăsesc solul și se termină în momentul în care acesta este opus membrului aflat în sprijin. În această fază greutatea corpului este suportată în totalitate de membrul inferior opus. Balansul inițial reprezintă aproximativ o treime din perioada de balans.
7. *Balansul intermediar* cuprinde intervalul 73 - 87% al unui ciclu de mers, începe în momentul în care membrul de referință aflat în balans este opus membrului aflat în sprijin și se termină în momentul în care membrul de referință depășește membrul opus aflat în sprijin.
8. *Balansul final* cuprinde intervalul 78 - 100% al unui ciclu de mers. Această fază finală a balansului începe în momentul în care membrul de referință depășește membrul opus aflat în sprijin și se termină în momentul în care acesta atinge solul.

În timpul unui ciclu de mers, glezna traversează patru faze de mișcare. De două ori în timpul unui ciclu de mers glezna realizează alternativ o mișcare de flexie plantară și de dorsiflexie. Primele trei faze ale mișcării gleznei se realizează în timpul fazei de sprijin, în timp ce în timpul fazei de balans, glezna realizează doar mișcarea de dorsiflexie (Perry, 1992), (Nordin & Frankel, 2001).

În faza de sprijin, centrul de presiune avansează pe toată lungimea plantei piciorului, de la călcâi la articulațiile metacarpofalangiene și falangele proximale. Acest lucru creează două alinieri ale centrului de presiune în asociere cu axa articulației gleznei. La începutul fazei de încărcare, centrul de presiune este în poziție posterioară față de axa gleznei. După primele 5% din ciclul de mers, centrul de greutate trece în poziție anterioară axei gleznei. Acest aliniament continuă de-a lungul întregii faze de sprijin.

La contactul inițial cu solul, greutatea este centrată pe călcâi. Acest lucru, face ca centrul de presiune să fie poziționat în spatele gleznei și este generat de un moment de torsiune al flexiei plantare. Momentul de torsiune al flexiei plantare este redus la zero, la jumătatea fazei de încărcare. Momentul de torsiune al dorsiflexiei dezvoltă o creștere pe măsură ce centrul de presiune avansează progresiv în fața articulației gleznei. Acest lucru continuă cu aceeași intensitate până când cel de-al doilea picior atinge solul (Perry, 1992).

În timpul unui ciclu de mers sunt identificați anumiți parametri spațio-temporali ai mersului (figura 2.16) (Dimulescu et al., 1973), (Perry, 1992), (Toth-Tașcău & Stoia, 2010):

- *Perioada de sprijin unilateral* - este perioada în care corpul ia contact cu solul fie cu un picior fie cu celălalt. De-a lungul acestei perioade, greutatea corpului este transmisă piciorului de sprijin în timp ce celălalt membru alcătuiește piciorul oscilant.
- *Perioada de dublu sprijin* - este acea perioadă în care greutatea se transmite la sol prin intermediul ambelor picioare. Sprijinul bilateral durează de cinci ori mai puțin decât perioada sprijinului unilateral. În timpul unei ore de mers, un om se sprijină 25 de minute pe membrul drept, 25 de minute pe cel stâng și numai 10 minute pe ambele membre.
- *Momentul verticalei* - când piciorul oscilant încrucișează piciorul de sprijin este momentul în care centrul de greutate al corpului se află cel mai aproape de sol. În această fază, șoldul, genunchiul și piciorul oscilant se află în ușoară flexie.

2.3. - Noțiunile fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior 69

- *Lungimea pasului simplu* - are în medie 0.63 m la bărbați și 0.50 m la femei și depinde și de lungimea membrelor inferioare. Lungimea pașilor scade când omul transportă o greutate.
- *Urmele plantei pe sol* în timpul mersului nu se află pe aceeași linie dreaptă ci sunt depărtate în medie cu 12 cm la bărbați și 13 cm la femei deoarece bazinul acestora este mai larg.
- *Unghiul pasului* este unghiul pe care îl formează axa piciorului față de linia de mers și are o valoare de aproximativ 15° .
- *Oscilațiile verticale* ale centrului de greutate în mers se produc din cauza faptului că trunchiul se sprijină când pe un picior când pe celălalt, oscilațiile variind între 4 - 6 cm.
- *Oscilațiile laterale* ale centrului de greutate în mers apar pentru a menține echilibrul în perioadele de alternanță ale sprijinului unilateral și măsoară aproximativ 2.5 cm la dreapta și la stânga liniei mediene.
- *Cadența pașilor* sau ritmul măsoară numărul de pași efectuați într-un minut. Cu cât cadența pașilor este mai mare, cu atât lungimea pașilor este mai mică.
- *Viteza mersului* este egală cu produsul dintre lungimea pasului și cadența și măsoară spațiul parcurs într-un minut. Deoarece omul execută aproximativ 140 de pași simpli pe minut, într-o oră el ajunge să parcurgă 5, până la 6 km.

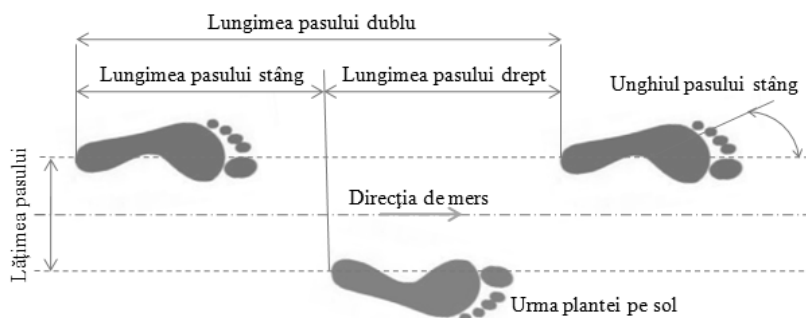
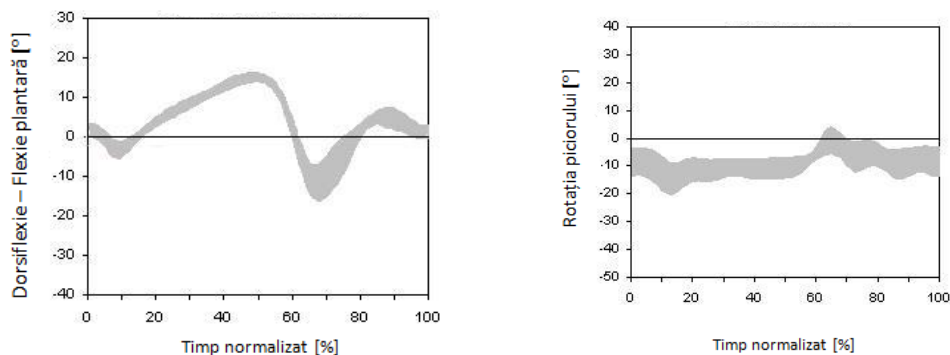


Figura 2.16. Parametrii spațio-temporali ai mersului

În timpul unui ciclu de mers, mișcările se produc la nivelul pelvisului, soldului, genunchiului, gleznei și articulațiilor piciorului. Pentru obiectivele studiilor realizate, mișcările de interes au fost considerate ca fiind cele realizate la nivelul complexului articulației gleznei: dorsiflexia-flexia plantară a gleznei și rotația piciorului. Variația unghiurilor mișcării de dorsiflexie - flexie plantară și rotație internă - externă pentru mersul normal al unui subiect sănătos este prezentată în figura 2.17 (Kirtley, 2006), (CGA, 2013).



a) Dorsiflexie- flexie plantară

b) Rotația internă – externă a piciorului

Figura 2.17. Reprezentările grafice ale mișcărilor realizate la nivelul gleznei și piciorului în cazul unui subiect sănătos (CGA, 2013)

Conform literaturii de specialitate, valorile normale ale dorsiflexiei- flexiei plantare în timpul mersului se încadrează între $10^{\circ} \div 15^{\circ}$ (dorsiflexie) și $-10 \div -20^{\circ}$ (flexie plantară) (Sammarco et al., 1973), (Castro, 2002), (Doan-Johnson, 2011).

O rotație înspre interior a piciorului atribuie unghiului de rotație o valoare pozitivă, iar o rotație spre exterior a piciorului determină o valoare negativă a unghiului (ISB, 2002). Convențiile pentru rotația piciorului diferă de la un grup de cercetători la altul (BMJ Group, 2013). Unghiul de rotație al piciorului servește la evaluarea echilibrului în timpul mersului (Wells&Sehgal, 2012), (Quigley et al., 2013). Variația unghiului mișcării de rotație a piciorului apărută în timpul executării unui mers normal pentru un subiect sănătos este prezentată în figura 2.17.b (CGA, 2013). Conform literaturii de specialitate, valorile normale ale unghiului de rotație al piciorului în timpul mersului se încadrează între 5° și -20° (CGA, 2013).

Presiunea plantară se exercită pe întreaga suprafață de contact a plantei piciorului cu suprafața de sprijin. Informațiile despre valorile și distribuția presiunii plantare sunt importante pentru stabilirea unei patologii, respectiv pentru evaluarea recuperării în urma unui tratament chirurgical sau conservator (spre exemplu, purtarea unei orteze), în cazul persoanelor cu diferite afecțiuni ale piciorului cum ar fi piciorul plat, Talus - Valgus, Var - Equin, picior diabetic, degete în ciocan, diformități asociate bolilor reumatice dar și al ortezelor pentru sportivi (Razak et al., 2012), (Rai & Aggrawl, 2006), (Fan et al., 2009).

Sistemele de măsurare a distribuției presiunii plantare pot înregistra date atât în regim static, cât și dinamic. Sistemele de măsurare a distribuției presiunii plantare în regim dinamic înregistrează date importante și pentru analiza mersului: durata pasului, durata perioadei de sprijin, durata perioadei de balans, lungimea pasului, cadența, viteza, reacțiunea solului, distanța dintre pași, etc..

În cazul analizei dinamice (în funcție de tipul platformei de forțe folosit) pot fi identificate reacțiunile normale, rezultate în timpul fazei de sprijin a piciorului pe sol. În timpul mersului, forțele variază în timp și spațiu atât în cazul aceleiași persoane, care nu poate executa doi pași identici, cât și între persoane diferite (Racic et al., 2009).

Variația reacțiunii normale (figura 2.18) este reprezentată grafic sub forma literei M, având două vârfuri maxime de forțe (F1 și F3) și un minim de forțe (F2) (Kirtley, 2006).

2.3. - Noțiunile fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior 71

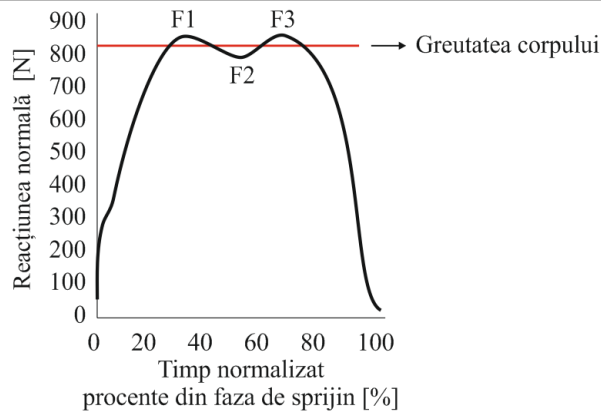


Figura 2.18. Variația reacțiunii normale în timpul fazei de sprijin a ciclului de mers

În figura 2.18, F1 reprezintă valoarea maximă a forțelor apărute în timpul fazei de încărcare a sarcinii, F2 este valoarea minimă apărută în timpul fazei de sprijin intermediar, iar F3 este a doua valoare maximă de forțe ,apărută în timpul fazei de sprijin terminal. Valorile forțelor F1 și F3 în timpul unui mers normal reprezintă aproximativ 110% din greutatea corpului persoanei investigate, iar valoarea forței F2 reprezintă aproximativ 80% din greutate (Burnett et al., 2011), (Leitner et al., 2011).

Amplitudinea reacțiunii normale este influențată de viteza de deplasare. În timpul unui mers lent se înregistrează o scădere a ambelor valori maxime ale forțelor F1 și F3 și o deviație a forței minime F2. Grafic (figura 2.19), acest lucru este reprezentat printr-o aplatizare la un nivel egal cu greutatea corporală. În timpul alergării se înregistrează un vârf de forțe a căror valoare este de aproximativ 2.5 ori mai mare decât greutatea (Perry, 1992), (Burnett et al., 2011), (Leitner et al., 2011).

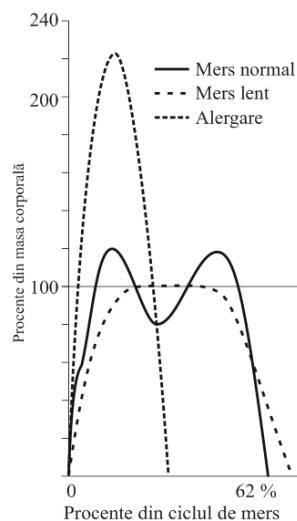
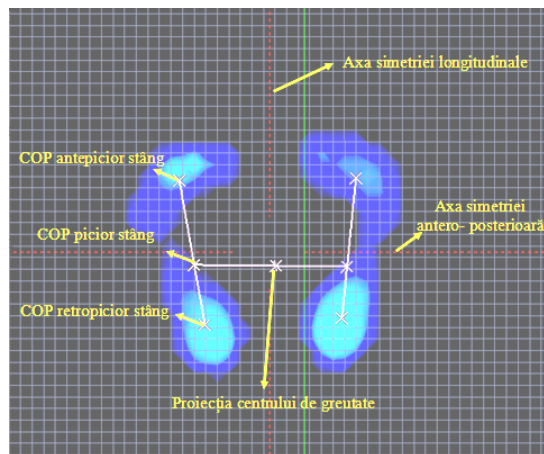


Figura 2.19. Variațiile reacțiunilor normale la modificarea vitezei de mers (Perry, 1992)

72 Determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă-picior – 2

Ampretele plantare determinate în regim static oferă informații atât despre distribuția presiunilor plantare și valorile maxime înregistrate, cât și despre poziția centrelor de presiune COP (figura 2.20).



2.20. Distribuția presiunii plantare în regim static

Poziția centrelor de presiune, respectiv a proiecției centrului de greutate în raport cu axele de simetrie longitudinală și antero-posterioară reflectă simetria distribuției sarcinii și echilibrul subiectului investigat.

Pentru evaluarea (cuantificarea) simetriei, Robinson, Herzog și Nigg (Robinson et al., 1987) au propus primii introducerea unui indice de simetrie a mersului - IS. Acest indice de simetrie IS a fost folosit de mai mulți autori pentru a evalua simetria dintre partea stângă și dreaptă a aceluiași subiect, simetria dintre un membru afectat de o patologie și membrul de control (asimptomatic/sănătos/normal), respectiv simetria dintre membrul dominant și cel nedominant (Kim & Eng, 2003), (Shorter et al., 2008), (Teichtahl et al., 2009), (Toth- Tașcău et al., 2013).

Relația de calcul a indicelui IS este următoarea:

$$IS [\%] = \frac{V_{stg} - V_{dr}}{\frac{V_{stg} + V_{dr}}{2}} \cdot 100 \quad (2.1)$$

$$IS [\%] = \frac{V_a - V_c}{\frac{V_a + V_c}{2}} \cdot 100$$

unde V_{stg} , respectiv V_{dr} reprezintă variabila considerată corespunzătoare membrului stâng, respectiv drept. Variabilele V_{stg} și V_{dr} pot fi, în funcție de obiectivele studiului V_a și V_c , reprezentând variabila corespunzătoare patologiei (afecțiunii) și variabila de control (Toth- Tașcău et al., 2013).

Valoarea zero a acestui indice reprezintă o simetrie perfectă. O valoare pozitivă $IS > 0$ semnifică o abatere mai mare a variabilei corespunzătoare membrului stâng V_{stg} , sau afectat V_a , iar o valoare negativă $IS < 0$ semnifică o abatere mai mare a variabilei corespunzătoare membrului drept V_{dr} , sau de control V_c (Toth- Tașcău et al., 2013).

2.4. Examinarea clinică și radiografică a piciorului

Pentru determinarea tipului de picior (normal, plat, cav) este necesară efectuarea unei examinări clinice, urmată dacă este cazul de o examinare radiografică.

Examinarea clinică constă într-o examinare primară a piciorului pacientului de către medic, în evaluarea amplitudinilor de mișcare și analiza amprentei plantare.

Examinarea piciorului începe cu observarea subiectului atât în momentul în care acesta se află în repaus în poziție ortostatică cât și în timpul mersului. Aceste observații ajută la diagnosticarea disfuncțiilor și a leziunilor apărute la nivelul gleznei și piciorului, oferind informații importante privind funcționarea complexului gleznă – picior. Postura și mersul subiectului investigat trebuie observate de către medicul ortoped și kinezoterapeut din față, spate și lateral fiind notate ezitățile, asimetriile, limitările și evitarea susținerii greutății pe picior (Young et al., 2005), (Gross, 1995).

Examinarea radiografică este utilizată în cazul patologiei piciorului pentru stabilirea unui diagnostic cât mai corect. Medicii radiologi utilizează diferite tehnologii imagistice cum ar fi RMN, CT, ultrasonografia, etc. (Jacobson et al., 2008).

Pentru stabilirea tipului de picior (plat, cav, normal), în urma examinării radiografice sunt determinate: înălțimea normalizată a navicularului, unghiul de înclinație calcanean, unghiul calcaneu – primul metatarsian, unghiul de acoperire talo – navicular, unghiul talus - al doilea metatarsian, etc.

2.4.1. Metode de calcul al indicelui arcului plantar

Indicele arcului plantar stabilește legătura dintre partea centrală și cea posterioară a amprentelor plantare (Hernandez et al., 2007).

Amprenta plantară, necesară pentru calcularea indicelui arcului plantar, se poate achiziționa cu ajutorul pulberii de grafit, a cernelii, sistemelor de măsurare a distribuției presiunii plantare, cu ajutorul pedobarografului sau al scannerelor 3D (Toth-Tașcău et al.-1, 2012).

Indicele arcului plantar este folosit pentru stabilirea tipului de picior. În cazul în care piciorul se încadrează într-o anumită patologie, medicul ortoped indică utilizarea ortezelor ortopedice.

Există mai multe metode de calcul ale indicelui arcului plantar (Toth-Tașcău et al., 2010), (Toth-Tașcău et al.-1, 2011), (Toth-Tașcău et al.-2, 2012). În literatura de specialitate cele mai des întâlnite sunt: metoda lui Stahelli, metoda lui Cighin, metoda lui Cavanagh și metoda lui Rao (figurile 2.21 – 2.24) (Pașca, 2012).

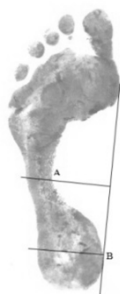


Figura 2.21. Metoda Stahelli



Figura 2.22. Metoda Cighin

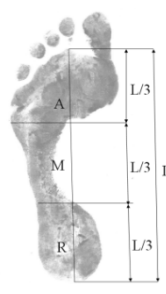


Figura 2.23. Metoda Cavanagh

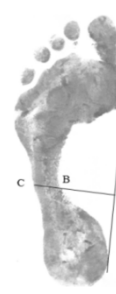


Figura 2.24. Metoda Rao

2.4.1.1. Calculul indicelui arcului plantar folosind metoda lui Stahelli

Se trasează o tangentă de la proeminența antepiciorului la proeminența reteropiciorului. După aceea se trasează o perpendiculară pe mijlocul tălpii piciorului și o altă perpendiculară pe mijlocul călcâiului (figura 2.21) (Hernandez et al., 2007). Indicele arcului pantar se calculează cu ajutorul ecuației:

$$IA = \frac{A}{B} \quad (2.2)$$

unde:

- IA - indicele arcului plantar;
- A - lungimea perpendicularei pe mijlocul tălpii, (mm);
- B - lungimea perpendicularei pe mijlocul călcâiului, (mm).

Astfel, în funcție de valorile obținute, piciorul se poate clasifica conform tabelului 2.7.

Tabelul 2.7. Clasificarea piciorului prin metoda lui Stahelli

	Picior normal	Picior plat	Picior aplatizat
Indicele arcului plantar - Stahelli	0-1	>2	1-2

2.4.1.2. Calculul indicelui arcului plantar folosind metoda lui Cighin

Se trasează o dreaptă (AB) pe toată lungimea tălpii, de la baza mijlocului celui de-al doilea deget la mijlocul călcâiului, după care se trasează o tangentă de la proeminența antepiciorului la proeminența reteropiciorului. E reprezintă mijlocul segmentului AB, marcat prin trasarea unei perpendiculare pe tangentă (figura 2.22) (Zavalisca, 2009). Indicele arcului pantar se calculează cu ajutorul ecuației:

$$IA = \frac{dE}{Ei} \quad (2.3)$$

unde:

- IA - indicele arcului plantar
- AB - linia care unește baza celui de al doilea deget, cu mijlocul călcâiului (mm);
- di - linia care trece perpendicular prin mijlocul dreptei longitudinale AB (mm).

În urma calculelor efectuate, piciorul se poate clasifica după cum se observă în tabelul 2.8:

Tabelul 2.8. Clasificarea piciorului prin metoda lui Cighin

	Picior normal	Picior plat	Picior aplatizat
Indicele arcului plantar - Cighin	0-1	>2	1-2

2.4.1.3. Calculul indicelui arcului plantar folosind metoda lui Cavanagh

Se determină axa piciorului prin trasarea unei drepte de la mijlocul celui de-al doilea deget până la mijlocul călcâiului. Linia care reprezintă lungimea piciorului, fără a lua în considerare degetele, este împărțită în trei părți egale prin trasarea unor drepte paralele, corespunzătoare regiunii antepiciorului, mijlocului piciorului și reteropiciorului (figura 2.23) (Nikolaidou&Boudolos, 2006), (Cavanagh&Rogers,1987). Indicele arcului pantar se calculează cu ajutorul ecuației:

$$IA = \frac{M}{A + M + R} \quad (2.4)$$

unde:

- IA - indicele arcului plantar;
- A - aria suprafeței antepiciorului;
- M - aria suprafeței mijlocului piciorului;
- R - aria suprafeței retropiciorului.

Piciorul se poate clasifica după cum se poate observa în tabelul 2.9.

Tabelul 2.9. Clasificarea piciorului prin metoda lui Cavanagh

	Picior normal	Picior plat	Picior scobit
Indicele arcului plantar - Cavanagh	$0.21 \leq I \leq 0.26$	>0.26	<0.21

2.4.1.4. Calculul indicelui arcului plantar prin metoda lui Rao

Se trasează o tangentă de la proeminența antepiciorului la proeminența retropiciorului, apoi o perpendiculară (AC) prin partea cea mai îngustă a mijlocului piciorului, după care se măsoară lungimea segmentului AB (B - punctul de intersecție al perpendicularei AC cu amprenta plantară) și cea a segmentului BC (figura 2.24) (Rao & Joseph, 1992). Piciorul se poate clasifica conform tabelului 2.10.

Tabelul 2.10. Clasificarea piciorului prin metoda Rao

	Picior normal	Picior plat	Picior scobit
Lungimi segmente [cm]	orice altă dimensiune a segmentelor	lungime AB < 1	lungime BC < 1

2.4.2. Examinarea radiografică a piciorului

Examinarea radiografică a piciorului se efectuează pe baza imaginilor obținute în două plane: vedere antero-posterioară (dorsală) și vedere laterală (Murley et al., 2009). În vederea laterală este evidențiată lungimea trunchiată a piciorului, înălțimea navicularului, unghiul de înclinație calcanean și unghiul calcaneu-primul metatarsian. În vederea dorsală, este evaluat unghiul de acoperire talo-navicular și unghiul talus-al doilea metatarsian.

Lungimea trunchiată a piciorului (figura 2.25) se măsoară de la suprafața posterioară a călcâiului la punctul de articulare al primului metatarsian cu falangele (Vicenzino et al., 2005).

Înălțimea navicularului (figura 2.25) este distanța măsurată de la proeminența medială a tuberozității navicularului la suprafața de suport (Menz et al., 2008), (Murley et al., 2009).

Înălțimea normalizată a navicularului se determină împărțind înălțimea navicularului la lungimea trunchiată a piciorului (Murley et al., 2009), (Menz & Munteanu, 2005). În urma calculării înălțimii normalizate a navicularului, piciorul se poate clasifica după cum se observă în Tabelul 2.11.

Tabelul 2.11. Clasificarea piciorului în funcție de înălțimea normalizată a navicularului

	Picior normal	Picior plat	Picior scobit
Înălțimea normalizată a navicularului	0.24-0.30	<0.24	>0.30

Unghiul de înclinație calcanean (figura 2.25) este unghiul format de tangenta la suprafața inferioară a calcaneului și suprafața de suport (Murley et al., 2009), (Yates, 2012). În urma determinării unghiului, piciorul se clasifică conform Tabelului 2.12.

Tabelul 2.12. Clasificarea piciorului în funcție de unghiul de înclinație calcanean

	Picior normal	Picior plat	Picior scobit
Unghiul de înclinație calcanean[°]	20-30	10-20	>30

Unghiul calcaneu - primul metatarsian (figura 2.25) este unghiul format de tangenta la suprafața inferioară a calcaneului și o linie trasată la o treime din lungimea primului metatarsian de-a lungul feței dorsale a acestuia (Murley et al., 2009). În funcție de mărimea unghiului, piciorul se poate clasifica după cum se observă în Tabelul 2.13.

Tabelul 2.13. Clasificarea piciorului în funcție de unghiul calcaneu-primul metatarsian

	Picior normal		Picior plat		Picior scobit	
	Bărbați	Femei	Bărbați	Femei	Bărbați	Femei
Unghiul calcaneu-primul metatarsian [°]	128.1-136.1	129.1-137.4	>136.1	>137.4	<128.1	<129.1

Unghiul de acoperire talo-navicular (figura 2.26) reprezintă gradul de deplasare al navicularului pe talus. Se trasează două drepte, una care unește marginile suprafeței articulare a talusului și o alta care unește marginile suprafeței articulare a navicularului. Unghiul format de aceste drepte formează unghiul de acoperire talo-navicular (Murley et al., 2009), (Escobedo et al., 2012). În funcție de mărimea unghiului, piciorul se clasifică conform Tabelului 2.14.

Tabelul 2.14. Clasificarea piciorului în funcție de unghiul calcaneu -primul metatarsian

	Picior normal		Picior plat		Picior scobit	
	Bărbați	Femei	Bărbați	Femei	Bărbați	Femei
Unghiul de acoperire talo-navicular [°]	1.8-19.3	6.7-21.7	>19.3	>21.7	<1.8	<6.7

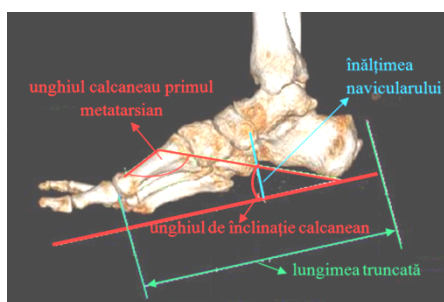


Figura 2.25. Examinare radiografică, vedere laterală

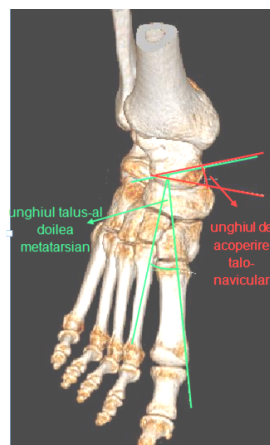


Figura 2.26. Examinare radiografică, vedere dorsală

Unghiul talus - al doilea metatarsian (figura 2.26) este format prin împărțirea în două a celui de-al doilea metatarsian și o dreaptă, trasată perpendicular pe o altă dreaptă ce unește extremitățile antero-mediale și antero-laterale ale capului talusului (Murley et al., 2009). În funcție de mărimea unghiului, piciorul se poate clasifica conform tabelului 2.15.

Tabelul 2.15. Clasificarea piciorului în funcție de unghiul talus - al doilea metatarsian

	Picior normal		Picior plat		Picior scobit	
	Bărbați	Femei	Bărbați	Femei	Bărbați	Femei
Unghiul talus - al doilea metatarsian[°]	5.5-20.5	8.4-18.8	>20.5	>18.8	<5.5	<8.4

2.5. Determinarea mărimilor caracteristice ale piciorului prin diferite metode

Pentru a putea încadra piciorul unui subiect în diferite grupe (normal, plat, scobit) ținând cont de patologia sa, este necesară calcularea mărimilor caracteristice ale acestuia precum: indicele arcului plantar, înălțimea naviculară normalizată, unghiul de înclinare calcaneană, unghiul calcaneu - primul metatarsian, unghiul de acoperire talo - navicular, unghiul talus - al doilea metatarsian.

2.5.1. Determinarea indicelui arcului plantar

Determinarea indicelui arcului plantar prin diferite metode și pentru diferite categorii de subiecți a constituit subiectul mai multor studii. În anul 2005 a fost realizat un studiu, pe copiii cu vârste cuprinse între 6 – 17 ani de sexe diferite, având ca scop analiza indicelui plantar și importanța acestuia în evoluția morfologiei piciorului. Calcularea indicelui s-a realizat prin două metode: Chipaux – Smirak și Cavanagh & Rogers. În urma rezultatelor obținute au apărut diferențe statistice între băieți și fete care indică o creștere sau o scădere a arcului plantar odată cu creșterea vârstei. Studiul realizat de Stavlas et al., demonstrează că apar modificări considerabile în ceea ce privește evoluția morfologiei piciorului din copilărie și până în adolescență (Stavlas et al., 2005).

Huang et al., în anul 2004, au realizat un studiu pe 23 de subiecți cu platfus flexibil și 23 de subiecți sănătoși. Scopul lucrării a fost acela de a descoperi legătura dintre piciorul plat flexibil și fascia plantară. După realizarea amprentelor plantare (la fiecare subiect în parte) acestea au fost analizate pentru a putea evalua condițiile piciorului și pentru calcularea indicelui arcului plantar. După determinarea amprenteii au fost comparate imaginile sonografice ale fasciei plantare ale grupei cu platfus flexibil cu cele ale subiecților sănătoși. În urma analizei întreprinse, 10 din cei 23 de subiecți cu platfus flexibil au prezentat și fascie plantară, în timp ce în grupa subiecților sănătoși, fascia apare doar la 2 subiecți din 23 (Huang et al., 2004).

În anul 2008, Onodera et al., au realizat un studiu pe 391 de copii preșcolari cu vârste cuprinse între 3 - 10 ani în vederea determinării și comparării arcului longitudinal utilizând metodele lui Cavanagh, Chipaux, Stahelli și a unghiului α de calcul al indicelui arcului plantar. În urma determinărilor a fost constatat faptul că mărimea arcului longitudinal progresa în timp. Comparând metodele de calcul ale arcului plantar longitudinal, s-a constatat că pentru copii, cea mai bună metodă de calcul este metoda Chipaux (Onodera et al., 2008).

2.5.1.1. Determinarea indicelui arcului plantar în cazul unui lot de subiecți asimptomatici

Prezentul studiu a avut la bază obținerea amprentelor plantare a 5 subiecți asimptomatici și calcularea indicelui arcului plantar utilizând metoda lui Cavanagh. Pentru determinarea indicelui arcului plantar au fost folosite două metode de estimare a suprafeței plantare: metoda pătratelor module și utilizarea unui program de procesare a imaginilor. Rezultatele obținute prin cele două metode au fost comparate între ele și au fost determinați anumiți coeficienți de corecție.

Achiziția și analiza amprentelor plantare s-a realizat în Laboratorul de Analiză a Mișcării al Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din cadrul Universității Politehnica din Timișoara. Cei 5 subiecți investigați de sex feminin cu vârsta de 22.2 ± 1.095 ani, greutatea de 55.2 ± 4.324 kg și înălțimea de 158.600 ± 5.459 cm au fost considerați asimptomatici deoarece nu au prezentat nici un semn clinic de patologie al piciorului. Au fost realizate măsurători antropometrice fără implicații radiologice (Toth-Tascau et al.-3, 2012).

Au fost obținute câte trei amprente plantare, pentru fiecare picior al celor cinci subiecți, utilizând pulbere de grafit. Ampretele obținute au fost scanate folosind 5 rezoluții (cuprinse între 300 - 1200 dpi) (Toth-Tascau et al.-3, 2012).

Pentru calcularea indicelui arcului plantar prin metoda Cavanagh & Rogers este necesar ca inițial să fie calculată aria suprafeței plantare.

Metoda lui Cavanagh de calcul al indicelui arcului plantar (Cavanagh & Rodgers, 1987), descrisă în capitolul 2.4, stabilește legături între cele trei zone importante ale plantei – antepicior (A), mijlocul piciorului (M) și retropicior (R) (figura 2.23).

Aria suprafeței plantare a fost calculată prin două metode.

Prima metodă de calcul a ariei suprafeței plantare se poate realiza cu ajutorul metodei pătratelor module. Prin această metodă, se numără pătratele întregi (N_i), de dimensiuni cunoscute și pătratele incomplete (N_p) ale suprafeței. Pentru transformarea unei suprafețe grafice în suprafață reală, se înmulțește aria acesteia cu un coeficient de scară. În cazul de față, coeficientul de scară va fi $C = 1$ (Mullan, 2004). Aria suprafeței de interes se va calcula cu ajutorul formulei:

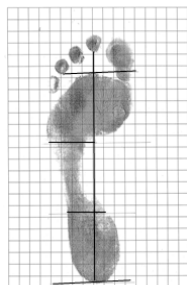
$$Aria = A_{pătrat} \cdot C \cdot \left(N_{(i)} + \frac{1}{2} N_{(p)} \right) [cm^2] \quad (2.5)$$

unde:

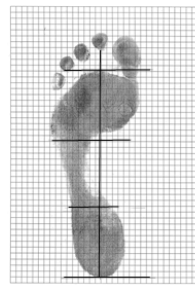
- $A_{pătrat}$ – aria unui pătrat;
- C – factorul de scară;
- $N_{(i)}$ – numărul de pătrate incluse integral în interiorul amprenteii;
- $N_{(p)}$ – numărul de pătrate conținute parțial în interiorul amprenteii.

Precizia metodei este invers proporțională cu mărimea laturilor rețelei pătratice (Mullan, 2004). Pentru calcularea ariei prin această metodă am utilizat ecuația (2.5) și două rețele pătratice de 1 cm (R) (figura 2.27.a) și de 0,5 cm (r) (figura 2.27.b). Rețelele pătratice au fost trasate automat pe amprenta plantară scanată la o rezoluție de 600 dpi (Toth-Tascau et al.-3, 2012).

Prin metoda pătratelor module a fost calculată atât aria totală a amprenteii plantare cât și aria retropiciorului, mijlocului piciorului și antepiciorului pentru cele două tipuri de rețele pătratice (figura 2.27 a și b). Ariile suprafețelor amprenteii plantare au fost ulterior utilizate pentru a putea calcula indicele arcului plantar prin metoda lui Cavanagh (relația (2.4)).



a) Rețeaua pătratică de 1 cm

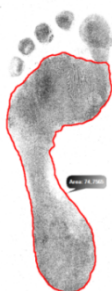


b) Rețeaua pătratică de 0,5 cm

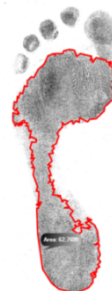
Figura 2.27. Determinarea ariilor amprentei plantare pentru cele două rețele

Metoda pătratelor module folosită în calcularea ariilor amprentelor plantare are rezultate mai precise atunci când se utilizează un număr mai mare de pătrate (suprafața unui pătrat este mai mică).

A doua metodă de calculare a ariilor amprentelor plantare a utilizat programul de măsurare Klonk Image Measurement Light (Softonic, 2013). Imaginile amprentelor plantare au fost importate pe rând în programul Klonk, după care programul a fost calibrat prin trasarea unei drepte de-a lungul lungimii amprentei plantare. Suprafețele amprentelor plantare au fost estimate manual (figura 2.28.a) deoarece generarea automată (figura 2.28.b) a acestora omite anumite regiuni. Tot manual, au fost delimitate și ariile antepiciorului, mijlocului piciorului și retropiciorului (figura 2.29) în vederea calculării ulterioare a indicelui arcului plantar.



a) Estimarea manuală



b) Generarea automată

Figura 2.28. Delimitarea suprafeței plantare în programul Klonk



Figura 2.29. Determinarea manuală a ariilor amprentei plantare în programul Klonk

Din cele două metode descrise anterior am considerat că cea mai bună estimare a ariei suprafețelor plantare a fost cea calculată cu ajutorul programului

Klonk. Aria calculată prin această metodă a fost stabilită ca fiind aria de referință a studiului.

Prin compararea valorilor medii s-au determinat anumiți coeficienți de corecție. Acești coeficienți au fost obținuți în cazul rețelei pătratice de 1 cm (R) și ai rețelei de 0.5 cm (r) prin împărțirea valorii ariilor calculate prin metoda pătratelor module la aria obținută prin metoda Klonk (K). În tabelul 2.16 sunt prezentați coeficienții de scalare determinați pentru calcularea ariei totale, ariei mijlocului amprenteii plantare și a indicelui arcului plantar prin metoda lui Cavanagh (Toth-Tascau et al.-3, 2012).

Tabelul 2.16. Coeficienții de scalare

Coeficienții de scalare a ariei totale AT		Coeficienții de scalare a ariei mijlocului amprenteii plantare AM		Coeficienții de scalare a indicelui arcului plantar IA	
rețeaua R	rețeaua r	rețeaua R	rețeaua r	rețeaua R	rețeaua r
$c_{TR} = \frac{AT_R}{AT_K}$	$c_{Tr} = \frac{AT_r}{AT_K}$	$c_{MR} = \frac{AM_R}{AM_K}$	$c_{Mr} = \frac{AM_r}{AM_K}$	$c_{IAR} = \frac{C_{MR}}{C_{TR}}$	$c_{IAr} = \frac{C_{Mr}}{C_{Tr}}$
= 0.9666	= 0.9799	= 0.9271	= 0.9611	= 0.9560	= 0.9807

Coeficienții de corecție sunt necesari deoarece prin aproximarea ariei suprafeței plantare valoarea indicelui arcului plantar este inflențată și poate încadra piciorul într-o grupă patologică eronată.

Metoda pătratelor module poate fi ușor aplicată pentru amprenteii plantare determinate în Laboratorul de Analiza Mișcării cu platforma Zebris FDM, care constă într-o matrice de senzori capacitivi distribuiți într-o rețea pătratică cu latura de 1 cm.

2.5.1.2. Calculul indicelui arcului plantar în cazul piciorului plat

În funcție de indicele arcului plantar, piciorul poate fi încadrat în trei mari categorii de bază: picior normal, picior cav (bolta accentuată) și picior plat (pronat) (Parrot, 2010). Persoanele cu picior plat (platfus) au un risc crescut de a dezvolta diferite leziuni la nivelul membrului inferior, inclusiv fracturi ale metatarsienelor (Chuckpaiwong et al., 2008).

Studiul a constatat în achiziționarea amprentelor plantare a 5 subiecți, având platfus ca patologie a piciorului (cu ajutorul cernelii și electronic utilizând platforma de forțe Zebris FDM) și în calcularea indicelui arcului plantar al acestora. Caracteristicile platformei de forțe Zebris FDM și protocolul de investigare folosit pentru acest echipament sunt prezentate în Capitolul 3, dedicat analizelor biomecanice experimentale. Înregistrările au fost realizate în Laboratorul de Analiză a Mișcării al Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din cadrul Universității Politehnica din Timișoara.

Achiziția amprentelor plantare s-a realizat simultan, pentru ambele picioare, folosind cele două metode. Indicele arcului plantar a fost determinat prin metoda lui Cavanagh (Cavanagh & Rogers, 1987).

Achiziția amprentelor a fost efectuată parcurgând următoarele etape (Pașca, 2012):

- subiectul investigat este rugat să se așeze pe scaun;
- se acoperă cu cerneală planta fiecărui picior al subiectului investigat;
- se așează două coli de hârtie albă pe platforma Zebris;
- subiectul este rugat să se ridice, să amplaseze și să apese piciorul supus investigării pe coala de hârtie (figura 2.30);

2.5. - Determinarea mărimilor caracteristice ale piciorului prin diferite metode 81

- poziția piciorului pe hârtie este controlată de un examinator pentru a preveni orice mișcare sau alunecare care poate invalida experimentul;
- subiectul este ajutat să își dezlipească piciorul de pe coala de hartie și să se reazeze pe scaun;
- testul este repetat de minim 3 ori pentru fiecare picior.



Figura 2.30. Achiziția simultană a amprentei plantare folosind cerneala și sistemul de măsurare a distribuției presiunii plantare Zebris FDM

În literatura de specialitate există doar câteva comparații ale caracteristicilor geometrice ale amprentelor plantare obținute simultan cu ajutorul cernelii și prin achiziția electronică a acestora (Urry & Wearing, 2001), (Urry & Wearing, 2005), (Papuga & Burke, 2011). Nu au fost însă găsite studii similare pentru determinarea amprentelor plantare utilizând simultan cerneala și platforma Zebris.

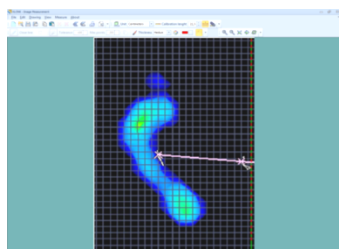
Pentru realizarea studiului au fost supuși investigației 5 tineri voluntari, 3 femei și 2 bărbați, având vârsta de 25.60 ± 2.88 ani, greutatea de 59.60 ± 8.41 kg și înălțimea de 169.60 ± 7.73 cm (Toth-Tașcău et al.-2, 2012). Conform propriilor declarații, toți subiecții au fost considerați ca având platfus ca patologie a piciorului.

Programul WinFDM al platformei Zebris nu determină automat ariile suprafețelor de contact, motiv pentru care amprentele plantare au fost importate într-un program specializat în calcularea ariilor unei imagini (Softonic, 2013) (figura 2.31.a). Ampretele plantare obținute cu ajutorul cernelii au fost mai întâi scanate, iar apoi importate în programul Klonk (figura 2.31.b).

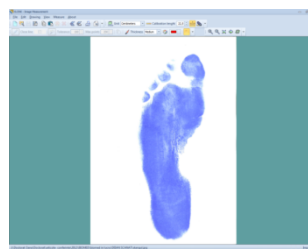
Conturul suprafețelor a fost estimat manual în cazul ambelor tipuri de amprente. În vederea comparării ariilor suprafețelor de contact ale celor două tipuri de amprente, amprentele electronice au fost scalate în funcție de lungimea amprentei obținute cu cerneală.

Deoarece indicele arcului plantar a fost determinat prin metoda lui Cavanagh, în programul Klonk au fost determinate ariile celor trei regiuni ale piciorului (antepicior, mijlocul piciorului și retropicior) pentru fiecare amprentă în parte (figura 2.32 a și b) (Toth-Tașcău et al.-2, 2012).

Valorile ariilor obținute au fost mediate pentru fiecare subiect în parte și pentru întreg lotul de studiu. Au fost comparate apoi valorile medii ale ariilor suprafețelor de contact și valorile medii ale indicelui arcului plantar obținute pentru cele două tipuri de amprente.

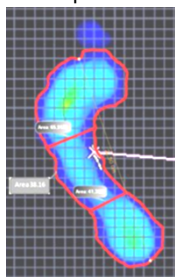


a) Amprenta electronică



b) Amprenta cu cerneală

Figura 2.31. Importarea amprentelor în programul KLONK Image Measurement



a) Amprenta electronică



b) Amprenta cu cerneală

Figura 2.32. Determinarea ariilor suprafețelor în programul Klonk

În tabelul 2.17 sunt prezentate mediile valorilor ariilor (antepicior, mijlocul piciorului, retropicior, arie totală), cât și valoarea indicelui arcului plantar rezultat în urma medierii valorilor pentru amprente obținute prin cele două metode - cu ajutorul cernelei (C) și electronic (E) (Toth-Tașcău et al.-2, 2012).

Tabelul 2.17. Valorile suprafețelor ariilor de contact ale celor două tipuri de amprente

Subiecți	Val. medie arie antepicior [cm ²]		Val. medie arie mijloc picior [cm ²]		Val. medie arie retropicior [cm ²]		Val. medie arie totală [cm ²]		Valoare medie indice arc plantar	
	C	E	C	E	C	E	C	E	C	E
S1	57.62	61.24	42.07	38.16	38.65	40.39	138.34	139.79	0.304089	0.272974
S2	41.45	41.54	29.22	26.10	34.12	35.82	104.79	103.46	0.278843	0.252271
S3	50.46	54.87	44.98	41.33	32.12	32.65	127.56	128.85	0.352609	0.320769
S4	34.12	34.35	22.78	21.20	25.12	25.96	82.02	81.52	0.277766	0.260110
S5	45.54	47.34	31.78	28.70	31.45	32.48	108.77	108.52	0.271526	0.284741
Medie lot	45.84	47.87	34.17	31.10	32.29	33.46	112.30	112.43	0.296967	0.278173

În urma comparării ariilor obținute pentru cele două tipuri de amprente, diferența maximă absolută de 3.07 cm² a fost obținută în cazul mediei ariei mijlocului piciorului.

Valorile medii ale indicelui arcului plantar evedențiază faptul că cei cinci subiecți au picior plat. Media valorilor indicelui arcului plantar al celor 5 subiecți investigați este de 0.296967 în cazul amprente cu cerneală și de 0.278173 în cazul amprente electronice. În cazul subiectului 2, pentru amprenta electronică indicele arcului plantar obținut nu se încadrează în intervalul menționat în literatura de specialitate ca aparținând piciorului plat. Această diferență poate fi explicată de

existența unei patologii incipiente, respectiv de corectitudinea înregistrării amprentelor electronice în cazul subiectului 2. Această corectitudine este influențată de modul în care subiectul stă în poziția ortostatică pe platformă.

Pentru a observa diferențele statistice, au fost comparate mediile ariilor antepiciorului, mijlocului piciorului, retropiciorului și indicelui arcului plantar ale amprentelor cu cerneală cu cele ale amprentelor electronice utilizând testul t. Valorile P determinate au fost: 0.3758 în cazul ariei antepiciorului, 0.2987 pentru aria mijlocului piciorului, 0.3631 pentru aria retropiciorului și 0.1788 în cazul indicelui arcului plantar. Luând în considerare valoarea de referință $P = 0.05$, se poate concluziona că nu există diferențe statistice semnificative între rezultatele obținute pentru cele două tipuri de amprente.

Rezultatele obținute sunt similare cu cele ale altor studii (Urry& Wearing, 2001), (Urry& Wearing, 2005), iar valorile obținute nu prezintă diferențe semnificative. Diferențele apărute pot fi explicate prin tehnica de achiziție a amprentelor electronice, prin tipul de platforme de forțe folosit, dar și prin precizia de determinare a ariilor.

Dezavantajul studiului a constat în estimarea manuală a conturului amprenteii plantare realizat în programul Klonk.

2.5.2. Analiza statică a piciorului unui subiect sănătos folosind sistemul de biometrie Postural Biomedicine

În ultimii ani, validarea și cuantificarea măsurărilor posturografice au reprezentat o provocare pentru cercetătorii din întreaga lume. Pe baza observațiilor și a metodelor de calcul, un număr semnificativ de studii au evidențiat ipoteza existenței unor conexiuni între parametrii posturali și diferite afecțiuni, pornind de la cele neuro-senzoriale până la osteoporoză și dureri de spate (Toth-Tașcău et al.-2, 2011), (Burke et al., 2010), (Harringe et al., 2008).

Cei mai frecvenți indicatori stabilometrici utilizați sunt centrul de masă (COM) și centrul de presiune (COP) (Toth-Tașcău et al.-2, 2011), (Burke et al., 2010), (Harringe et al., 2008).

Pentru determinarea unor parametri adiționali și realizarea unei analize comparative, unul din subiecții sănătoși investigați (sex feminin, vârsta 28 ani, masa corporală 54 kg, înălțime 159 cm) a fost investigat folosind și sistemul DIASU - Postural Biomedicine și software-ul Milletrix dezvoltate de compania Diagnostic Support. Echipamentele folosite se află în dotarea Laboratorului de Ergoinginerie al Departamentului de Mecatronică al Universității Politehnica din Timișoara. Aceste echipamente sunt: Baropodometrul Modular Electronic (figura 2.33), podoscopul PodoScanalyzer (figura 2.34) și termograful Flir B200 (figura 2.35).



Figura 2.33. Baropodometrul Modular Electronic



Figura 2.34. Podoscopul PodoScanalyzer



Figura 2.35. Termograful Flir B 200

84 Determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă–picior – 2

Baropodometrul Modular Electronic Multisenzor Postural este format dintr-o platformă de presiune cu 6400 de senzori activi și cu o lungime de 40 cm (DIASU, 2006), (DIASU, 2013). Acest sistem analizează presiunea bipodală ortostatică (analiză statică) și balansul (analiză de stabilometrie). Analiza statică se realizează într-un interval de timp de 5 secunde, cu subiectul într-o poziție relaxată și naturală. De asemenea, Baropodometrul Modular Electronic poate fi folosit și pentru analiza dinamică, pentru determinarea parametrilor spațio-temporali ai mersului, ariilor suprafețelor de contact și valorilor presiunilor. Pentru efectuarea analizei dinamice subiectul trebuie să parcurgă platforma de câteva ori.

Podoscopul computerizat PodoScanalyzer scanează piciorul în vederea analizării structurii acestuia. Imaginea rezultată identifică anumite afecțiuni ale piciorului precum deformațiile degetelor și arcul plantar. Cu ajutorul podoscopului sunt determinate următoarele mărimi caracteristice ale piciorului: lungimea, lățimea anumitor zone ale piciorului, unghiuri, etc., ce pot fi combinate cu imagini morfologice radiografice și cu parametri înregistrați prin baropodometrie (DIASU, 2006).

La începutul sesiunii, subiectul asimptomatic a fost analizat cu ajutorul termografului Flir B200, pentru a confirma faptul că picioarele nu prezintă afecțiuni. Imaginile obținute cu ajutorul acestuia indică un picior sănătos fără dureri la nivelul plantei (figura 2.36).



Figura 2.36. Termografia membrelor inferioare ale subiectului asimptomatic

Folosind Baropodometrul Modular Electronic s-a realizat o analiză statică a subiectului investigat. Raportul generat pentru **analiza statică** (figura 2.37) oferă informații despre suprafața totală a amprentelor plantare și suprafața pe regiuni a amprentelor (ariile suprafețelor [cm²]), presiunea maximă și presiunea medie [g/cm²], unghiul axei piciorului, sarcina ce acționează asupra plantei fiecărui picior, respectiv regiune a acesteia, etc.

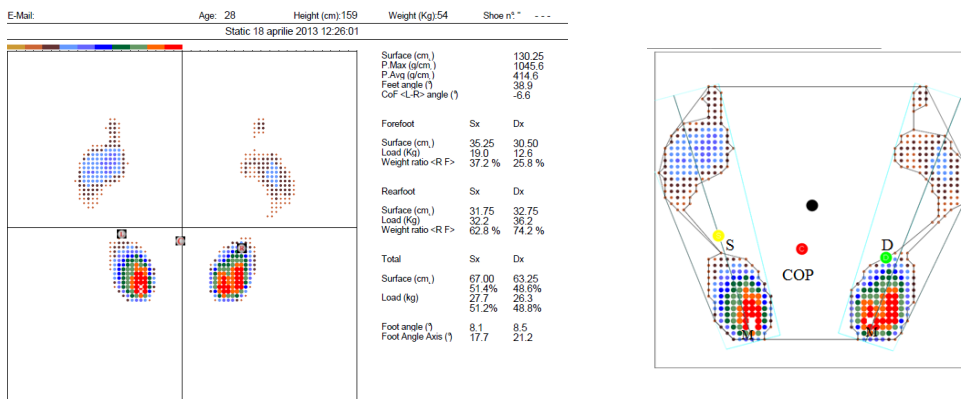


Figura 2.37. Raportul de analiză statică

2.5. - Determinarea mărimilor caracteristice ale piciorului prin diferite metode 85

Aria totală a amprentelor ambelor picioare ale subiectului investigat are o valoare de 130.25 cm². Aria antepiciorului stâng este de 30.25 cm², iar cea a antepiciorului drept de 30.50 cm². Aria antepiciorului include și suprafața degetului mare, suprafață ce nu a fost luată în considerare în calculul ariilor prin celelalte metode descrise anterior. Aria retropiciorului stâng este de 31.75 cm², iar cea a retropiciorului drept este de 32.75 cm². Raportul generat în urma analizei statice afișează și aria totală a amprentei piciorului stâng care are o valoare de 67 cm² și reprezintă 51.4% din aria totală a amprentelor ambelor picioare. Aria amprentei piciorului drept este de 63.25 cm² și reprezintă 48.6 % din aria totală a ambelor picioare.

Inconvenientul, din punct de vedere al determinării indicelui arcului plantar prin metoda Cavanagh constă în faptul că nu este determinată și aria de mijloc a amprentei piciorului.

Centrul de presiune COP (notat cu litera C), este situat central în interiorul poligonului de sprijin, în conformitate cu valorile fiziologice. Poziția COP este mai apropiată de latura posterioară a poligonului ceea ce evidențiază că sprijinul se realizează preponderent pe retropicior. Centrul de presiune al fiecărui picior COF este notat cu literele S pentru piciorul stâng și D pentru piciorul drept. Pozițiile acestor centre de presiune evidențiază o aliniere necorespunzătoare în raport cu COP (COF al piciorului stâng este poziționat anterior lui COP, iar COF al piciorului drept este poziționat posterior), dar care este în limitele fiziologice.

Punctul de presiune maximă (P.Max., notat cu litera M) este detectat, în funcție de valorile normale, în zona retropiciorului. Distribuția sarcinii pe fiecare picior evidențiază o bună distribuție a greutății corpului între piciorul stâng și cel drept. Punctele de presiune maximă sunt situate în zona retropiciorului și sunt marcate cu roșu.

Suprafețele picioarelor prezintă o bună distribuție a ariilor amprentelor. Este evidențiată o diferență moderată a ariilor suprafețelor antepiciorului, mai mult pe antepiciorul stâng, respectiv o diferență mică a ariilor suprafețelor retropiciorului, mai mult pe retropiciorul drept.

Prin analiza efectuată cu ajutorul podoscopului PodoScanalyzer s-au determinat parametrii cartografici și geometrici caracteristici morfologiei piciorului, utilizați pentru evaluarea tipului piciorului. Morfologia picioarelor subiectului investigat este prezentată în figura 2.38. S-au determinat astfel următorii parametri: lungimea piciorului, lățimea călcâiului, lungimea mijlocului piciorului, lățimea metatarsienelor, unghiul piciorului și lățimea laterală.



Figura 2.38. Morfologia picioarelor înregistrată cu podoscopul PodoScanalyzer

Din raportul de analiză generat de podoscopul PodoScanalyzer, amprentele plantare au fost importate în programul Klonk, unde au fost determinate manual ariile totale ale acestora.

Valorile ariilor totale ale suprafețelor amprentelor, determinate prin diferite metode (metoda pătratelor module, programul Klonk aplicat pentru amprenta obținută cu ajutorul pulberii de grafit), au fost comparate cu cele determinate prin analiza statică și cu ajutorul podoscopului PodoScanalyzer. Valorile acestor arii sunt prezentate în tabelul 2.18.

Tabelul 2.18. Valorile ariilor totale determinate prin diferite metode

Arie totală rețea R [cm ²]	Arie totală rețea r [cm ²]	Arie totală Klonk [cm ²]	Arie totală analiza statică [cm ²]	Arie totală podoscop-Klonk [cm ²]
picior stâng				
72	71.75	74.75	67	76.34
[% arie podoscop]				
94.31%	93.99%	97.92%	87.77%	
picior drept				
75	70.75	75.53	63.25	75.91
[% arie podoscop]				
98.80%	93.20%	99.50%	83.32%	

Aria totală rezultată prin înregistrarea în regim static pe Baropodometrul Modular Electronic este mai mică datorită faptului că aceasta nu cuprinde suprafața medie a amprentei piciorului.

Aria totală determinată în programul Klonk pe amprenta obținută cu ajutorul podoscopului poate fi considerată cea mai exactă deoarece podoscopul determină cu o bună exactitate parametrii geometrici caracteristici morfologiei piciorului, ceea ce recomandă utilizarea acestuia pentru realizarea ortezelor de picior. Prin comparație cu valorile determinate pe baza amprentelor înregistrate cu podoscopul, toate celelalte valori sunt mai mici.

2.5.3. Determinarea mărimilor caracteristice utilizând investigarea radiografică și reconstrucția 3D

Tomografia computerizată (CT) este o tehnică de imagistică medicală, neinvazivă, care utilizează razele X pentru a investiga diferite părți sau organe ale corpului. Investigația se bazează pe o procesare computerizată ce permite obținerea unor imagini detaliate ale structurilor anatomice (Prokop et al., 2003).

Investigarea radiologică detaliată a mărimilor caracteristice ale sistemului gleznă-picior nu este frecvent utilizată în practica clinică. Pentru conceperea unor orteze (în special ortezele personalizate) sunt necesare informații atât despre forma și dimensiunile exterioare ale piciorului, cât și despre anumiți parametri care au semnificație pentru patologia piciorului.

Studiul întreprins a urmărit elaborarea unui protocol de screening radiologic pentru evaluarea posturii piciorului, pe baza unor mărimi caracteristice. Pentru determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului gleznă-picior utilizând investigarea radiologică s-au folosit imaginile achiziționate pentru piciorul drept al unui subiect sănătos, de sex masculin, examinat în cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgențe Timișoara cu ajutorul Computer Tomografului Philips Brilliance 16 Slice.

Computer Tomograful Phillips Brilliance 16 Slice este un sistem de înaltă performanță care execută tomografiile obișnuite și avansate. CT-ul are un număr mare de setări automate care permit o înregistrare rapidă a datelor pacienților și prezintă o serie de caracteristici necesare pentru minimizarea dozelor de radiații. CT-

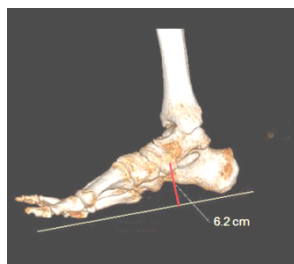
2.5. - Determinarea mărimilor caracteristice ale piciorului prin diferite metode 87

ul Philips Brilliance 16 Slice efectuează scanări în spirală și scanări axiale (Philips, 2013). Folosind stația de post-procesare a CT-ului și programele proprii de reconstrucție (3-D Shaded Surface Display, 3-D Small Volume Analysis), se poate realiza o reconstrucție rapidă 3D a imaginii scanate care cuprinde țesuturile moi și oasele.

În timpul reconstrucției 3D a segmentului anatomic gleznă-picior au fost eliminate treptat țesuturile moi deoarece determinarea (măsurarea) parametrilor caracteristici ia în considerare doar structurile osoase.

Măsurările au fost efectuate atât pe imaginile 3D, cât și pe imaginile din secțiunea axială și sagitală. Parametrii determinați au fost: înălțimea navicularului, lungimea trunchiată a piciorului, unghiul de înclinație calcanean, unghiul calcaneu - primul metatarsian, unghiul de acoperite talo - navicular și unghiul talus - cel de-al doilea metatarsian.

Înălțimea navicularului a fost determinată folosind reconstrucția 3D în vedere medială (figura 2.39.a). Pentru determinarea înălțimii navicularului se trasează suprafața de sprijin și o perpendiculară pe suprafața de sprijin pe punctul de plecare de la baza tuberculului navicularului. Lungimea acestei perpendiculare reprezintă înălțimea navicularului. În imaginea 2D, măsurarea s-a efectuat în plan sagital de reconstrucție, angulat pe linia ce unește extremitatea călcâiului și vârful halucelui (figura 2.39.b). Înălțimea navicularului în reconstrucția 3D este de 6.2 cm, iar în imaginea 2D de 6.8 cm.



a) Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială



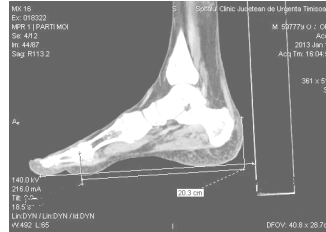
b) Reconstrucție 2-D, plan sagital

Figura 2.39. Determinarea înălțimii navicularului

Lungimea trunchiată a piciorului în reconstrucție 3D (figura 2.40.a) s-a determinat pe imaginea obținută, în vedere medială. Pentru determinarea acestei lungimi se trasează o perpendiculară pe suprafața de sprijin tangentă la suprafața posterioară a călcâiului (în reconstrucția 3D considerăm părțile moi de aproximativ 12 mm) și o altă perpendiculară pe suprafața de sprijin, din centrul articulației metatarso-falangiene. Lungimea trunchiată a piciorului este distanța dintre cele două perpendiculare. Lungimea trunchiată a piciorului pe reconstrucția 2D în plan sagital este prezentată în figura 2.40.b. Lungimea trunchiată 3D a avut o valoare de 19.6 cm, iar lungimea trunchiată 2D a avut o valoare de 20.3 cm.



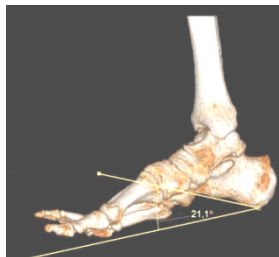
a) Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială



b) Reconstrucție 2-D, plan sagital

Figura 2.40. Determinarea lungimii truncate a piciorului

Unghiul de înclinație calcanean în reconstrucție 3D (figura 2.41.a) s-a determinat pe imaginile obținute în vedere medială. Se trasează o tangentă la suprafața inferioară a calcaneului și se determină unghiul dintre tangenta la suprafața inferioară a calcaneului și suprafața suport. Similar se procedează și pentru imaginea 2D, în plan oblic - sagital (figura 3.41.b). Unghiul de înclinație calcanean obținut prin cele două metode a fost de: 21.1° în 3D și de 20.6° în 2D.



a) Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială



b) Reconstrucție 2-D plan oblic - sagital

Figura 2.41. Determinarea unghiului de înclinație calcanean

Unghiul calcaneu - primul metatarsian în reconstrucție 3D (figura 2.42.a) s-a determinat pe imaginile obținute în vedere medială. Se trasează o tangentă la calcaneu cu punct de plecare de la nivelul 1/3 proximal al metatarsianului 1 și o tangentă la suprafața dorsală a metatarsianului 1, după care se calculează unghiul obtuz dintre ele. Unghiul calcaneu - primul metatarsian reconstrucție 2D (figura 2.42.b) s-a determinat în plan sagital. În reprezentarea 3D valoarea unghiului calcaneu - primul metatarsian a fost de 131.2° , iar în 2D de 132° .



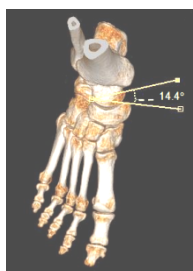
a) Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere medială



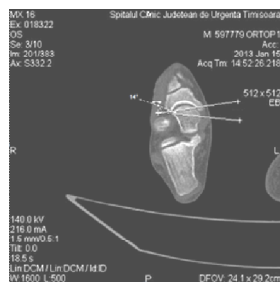
b) Reconstrucție 2-D în plan sagital

Figura 2.42. Determinarea unghiului calcaneu - primul metatarsian

Unghiul de acoperire talo - navicular a fost calculat în reconstrucție 3D, în vedere dorsală (figura 2.43.a). Se trasează o dreaptă luând ca puncte de reper extremitatea medială și extremitatea laterală ale suprafeței talare a articulației talo - naviculare și o altă dreaptă care unește extremitatea laterală și medială a suprafeței naviculare a articulației talo - naviculare. Se calculează unghiul ascuțit format la intersecția celor două drepte. Unghiul de acoperire talo - navicular a fost determinat și în achiziția de bază, în plan transversal (figura 2.43.b). Unghiul de acoperire talo - navicular în reconstrucție 3D a fost de 14.4° , iar în achiziția de bază, de 14° .



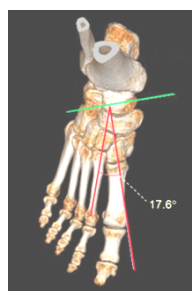
a) Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere dorsală



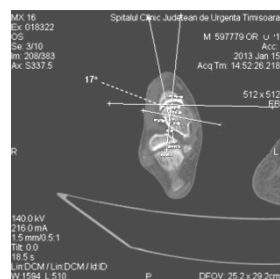
b) Reconstrucție 2-D, plan transversal

Figura 2.43. Determinarea unghiului de acoperire talo - navicular

Unghiul talus - al doilea metatarsian a fost determinat în reconstrucție 3D în vedere dorsală (figura 2.44.a). Se trasează o dreaptă care unește extremitățile antero - laterală și antero - medială ale capului talusului. Se împarte lungimea dorsală a celui de-al doilea metatarsian în două și se stabilește unghiul cuprins între această dreaptă și o dreaptă perpendiculară pe dreapta care unește extremitățile capului talusului (antero - laterală și antero - medială). Unghiul talus - al doilea metatarsian a fost determinat și pe imaginile CT în plan transversal (figura 2.44.b). În această secțiune se vizualizează cel de-al doilea metatarsian și se trasează o dreaptă ce împarte lungimea lui în 2 părți egale. Se stabilește unghiul format de această dreaptă cu orizontala (103°). Se schimbă planul de secțiune pentru a vizualiza bine capul talusului și se trasează dreapta ce unește extremitățile antero - laterală și antero - medială ale acestuia. Se trasează o perpendiculară pe dreapta metatarsianului mai sus amintită (103°) și se determină unghiul dintre aceste două drepte. Valoarea unghiului talus - al doilea metatarsian în reconstrucție 3D a fost de 17.6° , iar în achiziția de bază, valoarea unghiului a fost de 17° .



a) Reconstrucție 3-D Volume Rendering, vedere dorsală



b) Reconstrucție 2-D, plan transversal

Figura 2.44. Determinarea unghiului talus - al doilea metatarsian

Micile diferențe apărute pentru unul și același parametru se pot datora: variațiilor de luminozitate din încăperea, ecranului PC, persoanei care efectuează măsurările, variațiilor care pot apărea în mediul înconjurător (factori perturbanți - zgomot, distragerea atenției), dimensiunilor gap-uri, grosimii țesuturilor moi, etc. Imaginile de reconstrucție 3D prezintă o valoare estetică, de ansamblu, dar mai fidele din punctul de vedere al stabilirii diagnosticului sunt considerate imaginile CT propriu-zise cu secțiunile în cele 3 axe.

Conform studiilor realizate de mai mulți cercetători (Murley et al., 2009), (Menz & Munteanu, 2005), (Yates, 2012), (Escobedo et al., 2012), valorile corespunzătoare unui picior normal sunt următoarele (tabelul 2.19):

Tabelul 2.19. Valorile normale ale parametrilor investigați

Parametrul	Picior normal	
	Masculin	Feminin
Înălțimea normalizată a navicularului	0.24 - 0.30	
Unghiul de înclinație calcanean [°]	20 - 30	
Unghiul calcaneu - primul metatarsian [°]	128.1 - 136.1	129.1 - 137.4
Unghiul de acoperire talo - navicular [°]	1.8 - 19.3	6.7 - 21.7
Unghiul talus - al doilea metatarsian [°]	5.5 - 20.5	8.4 - 18.8

Comparând valorile rezultate în urma efectuării reconstrucțiilor 2D și 3D ale sistemului gleznă-picior ale subiectului investigat cu valorile din literatura de specialitate, se poate concluziona că postura piciorului subiectului este una normală.

Singura valoare diferită de cea a unui picior sănătos este înălțimea normalizată a navicularului, care în cazul de față are o valoare de 0.31 în reconstrucția 3D și 0.33 în reconstrucția 2D, în plan sagital. Valorile obținute în cazul înălțimii navicularului ar încadra piciorul subiectului în categoria piciorului scobit (înălțimea normalizată a navicularului > 0.30), dar aceste valori diferite se pot datora erorilor apărute în timpul procesării imaginilor.

Utilizând reconstrucția 3D a sistemului gleznă-picior pot fi determinate unghiurile mai sus menționate care pot ajuta la evaluarea piciorului subiectului investigat și la realizarea ortezelor de gleznă-picior.

2.6. Protocol de evaluare clinică și radiografică a posturii piciorului

Pentru sustenabilitatea investigației clinice și radiografice a posturii piciorului este recomandat să existe un anumit protocol, bazat pe dotarea existentă și pe valorile normale ale parametrilor măsurați, preluate din studiile publicate și unanim acceptate. Ca în cazul oricărui alt protocol, sunt posibile evaluări cantitative și obiective, care permit analize comparative (Murley et al., 2009), (Menz & Munteanu, 2005).

Pe baza studiilor prezentate în subcapitolele anterioare, a fost elaborat un protocol de evaluare clinică și radiografică a posturii piciorului (figura 2.45).

Examinarea clinică ia în considerare trei aspecte: examinare observațională, calcularea indicelui arcului plantar și determinarea înălțimii normalizate a navicularului. Examinarea observațională presupune analiza vizuală și palparea piciorului. Calculul indicelui arcului plantar necesită determinarea amprentei plantare a subiectului investigat și aplicarea uneia din metodele unanim

2.6. - Protocol de evaluare clinică și radiografică a posturii piciorului 91

recunoscute. În cazul protocolului din figura 2.45 au fost propuse metodele lui Stahelli, Chigin și Cavanagh. Înălțimea normalizată a navicularului se determină în funcție de înălțimea navicularului și lungimea piciorului.





Examinare clinică									
Observațional		Determinare amprentă plantară ↓ Calcul indice arc plantar				Înălțime normalizată navicular			
		Metoda de calcul	Picior normal	Picior plat	Picior applatizat	Picior cav	Picior normal	Picior plat	Picior cav
Vizual	Palpare	Metoda Stahelli 	0 - 1	> 2	1 - 2	-	0.24 - 0.30	< 0.24	> 0.30
		Metoda Chigin 	0 - 1	> 2	1 - 2	-			
		Metoda Cavanagh 	0.21 - 0.26	> 0.26	-	< 0.21			
↓									
Picior normal?									
DA					NU				
↓									
Examinare radiografică									
Parametrul	Picior normal		Picior plat		Picior cav				
	M	F	M	F	M	F			
Înălțimea normalizată a navicularului	0.24 - 0.30		< 0.24		< 0.30				
Unghiul de înclinație calcanean	20 - 30		10 - 20		> 30				
Unghiul calcaneu - primul metatarsian	128.1 - 136.1	129.1 - 137.4	> 136.1	> 137.4	< 128.1	< 129.1			
Unghiul de acoperite talo - navicular	1.8 - 19.3	6.7 - 21.7	> 19.3	> 21.7	< 1.8	< 6.7			
Unghiul talus - al doilea metatarsian	5.5 - 20.5	8.4 - 18.8	> 20.5	> 18.8	< 5.5	< 8.4			
Picior normal?									
DA					NU				
↓									
Concluziile celor două metode de examinare corespund unui picior normal?									
DA					NU				
									

Figura 2.45. Protocolul de examinare clinică și radiografică a posturii piciorului

Examinarea radiografică determină înălțimea normalizată a navicularului, unghiul de înclinație calcanean, unghiul calcaneu – primul metatarsian, unghiul de acoperire talo – navicular, unghiul talus – al doilea metatarsian. Valorile unghiului calcaneu – primul metatarsian, unghiului de acoperire talo – navicular și unghiului talus – al doilea metatarsian diferă în funcție de sexul subiectului. Înălțimea normalizată a navicularului va fi comparată cu cea obținută în urma investigației clinice.

Dacă în urma examinării clinice și radiografice, valorile obținute se încadrează în limitele corespunzătoare piciorului normal, subiecții nu necesită corecții ale piciorului. Eventual, subiecții investigați sunt îndrumați spre alte investigații.

În cazul în care valorile obținute sunt diferite de cele normale, se stabilește cărei grupe îi corespunde piciorul subiectului investigat (plat, aplatizat sau cav). După stabilirea tipului piciorului, medicul ortoped decide tipul ortozei care este necesară pentru corectarea afecțiunii.

2.7. Concluzii

Determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă – picior are o importanță deosebită pentru stabilirea diagnosticului, evaluarea recuperării și conceperea dispozitivelor ortopedice de corectare a afecțiunilor articulației gleznei și piciorului. Pentru determinarea acestor mărimi sunt necesare cunoștințe despre anatomia, patologia și biomecanica gleznei și piciorului.

Investigarea detaliată a posturii, respectiv patologiei gleznei și piciorului impune existența unor protocoale de investigare avansată, bazate atât pe evaluarea clinică, cât și pe cea radiografică.

Indicele arcului plantar reprezintă o mărime ce caracterizează tipul piciorului (normal, plat sau cav). Calculul indicelui arcului plantar se poate face prin mai multe metode, fiecare dintre acestea necesitând însă determinarea amprentei plantare. Astfel, precizia determinării indicelui arcului plantar depinde de calitatea amprentei plantare și de precizia cu care sunt determinate mărimile de calcul al acestui indice.

Sistemele moderne de măsurare și analiză precum podoscoapele permit determinarea parametrilor cartografici și geometrici caracteristici morfologiei piciorului, necesari pentru evaluarea tipului piciorului.

Deși este nocivă, investigarea radiografică oferă informații importante despre forma și dimensiunile interioare și exterioare ale piciorului. Radiografia și reconstrucția 3D ajută la determinarea mărimilor caracteristice care contribuie la stabilirea patologiei piciorului.

Evaluarea biomecanică experimentală a sistemului anatomic gleznă – picior aduce informații suplimentare și deosebit de valoroase pentru o investigare detaliată. Studiile experimentale de analiză a mersului și distribuției presiunii plantare atât pentru loturi de subiecți sănătoși, cât și pentru pacienți cu diferite patologii constituie subiectul capitolului următor.

Limitările majore ale acestor studii constau în următoarele aspecte:

- valorile considerate normale diferă de la un individ la altul, astfel încât evaluarea unei patologii ar trebui realizată comparativ cu mărimile de control ale aceluiași subiect;
- rapoartele publicate oferă date diferite ce depind de metodele aplicate, respectiv de sistemele de măsurare utilizate;
- nu există o standardizare a terminologiei utilizate, ceea ce conduce la erori de interpretare și îngreunează analizele comparative.

CAPITOLUL 3

ANALIZA BIOMECHANICĂ A SISTEMULUI ANATOMIC GLEZNĂ-PICIOR

Analiza mersului poate fi realizată observațional sau cu echipamente de laborator, (analiza cantitativă), care permit determinarea pattern-urilor de mișcare și care oferă informații despre parametrii spațio-temporali, cinematici și dinamici ai mersului, respectiv despre distribuția presiunii plantare (Toth-Tașcău & Stoia, 2010).

Piciorul și glezna, datorită poziției acestora, formează un lanț dinamic între corp și sol. Mișcările realizate de gleznă și picior au o contribuție importantă atât pentru mers, cât și pentru alte mișcări frecvent întâlnite în viața de zi cu zi (Rodgers, 1988).

Analiza biomecanică experimentală a mersului este o analiză clinică importantă necesară pentru evaluarea mersului normal și diagnosticarea mersului patologic. În urma unei astfel de analize, medicul specialist poate extrage concluzii pentru stabilirea diagnosticului, poate face recomandări cu privire la tratamentul piciorului patologic, sau poate evalua recuperarea unui pacient (Kadaba et al., 1990).

Sistemele de analiză a mișcării (Motion Analysis) sunt folosite din ce în ce mai mult atât în cercetare, cât și în clinici pentru achiziția unor informații adiționale pentru diagnostic sau pentru evaluarea procesului de reabilitare. Dezvoltarea acestor sisteme de analiză înregistrează un progres continuu, acestea fiind din ce în ce mai complexe, ceea ce oferă specialiștilor informații multiple și precise.

Există mai multe tehnici și sisteme utilizate pentru analiza experimentală a mișcărilor. Dintre cele mai cunoscute sisteme de analiza mișcării și a distribuției presiunii plantare sunt menționate următoarele (Toth-Tașcău & Stoia, 2010):

- sisteme optoelectronice - exemplu sistemele companiei Motion Analysis Corporation;
- sisteme bazate pe captura video a mișcării - exemple Vicon Systems, Simi Motion, Visual 3DTM, APAS Systems, Qualisys Systems;
- sisteme bazate pe ultrasunete - exemplu sistemele companiei Zebris Medical GmbH;
- platforme pentru analiza mersului și a distribuției presiunii plantare - exemple Kistler Systems, Zebris FDM Systems.

În acest capitol, pentru realizarea analizelor biomecanice experimentale (analiza mișcării și a distribuției presiunii plantare) sunt prezentate și utilizate sistemele Zebris CMS și FDM ale companiei Zebris Medical GmbH.

Obiectivele cercetărilor prezentate în acest capitol au constat în:

- Conceperea unui protocol avansat de investigare a sistemului articulația gleznei - picior și procesare a datelor obținute cu ajutorul sistemelor de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM;
- Realizarea unui studiu de analiză experimentală a mersului și distribuției presiunii plantare pentru subiecți având Talus - Valgus ca afecțiune a piciorului;

- Realizarea unui studiu de analiză experimentală a mersului și a distribuției presiunii plantare în cazul subiecților cu patologia piciorului Hallux - Valgus, pe 3 loturi de subiecți, în funcție de vârsta acestora;
- Realizarea unui studiu de analiză experimentală în vederea determinării amplitudinilor mișcărilor din articulația gleznei în cazul unor subiecți sănătoși în timpul pedalării;
- Determinarea torsorului din articulația gleznei folosind rezultatele analizei biomecanice experimentale și medii avansate de simulare.

3.1. Caracteristicile sistemelor de măsurare Zebris CMS- HS și Zebris FDM

Pentru analiza mersului și a distribuției presiunii plantare au fost utilizate sistemul de analiză a mersului Zebris CMS-HS și sistemul de analiză a distribuției presiunii plantare Zebris FDM în regim static și dinamic, sisteme aflate în Laboratorul de Analiză a Mersului al Centrului de Cercetare în Inigenierie Medicală din cadrul Universității Politehnica din Timișoara.

3.1.1. Sistemul de analiză a mersului Zebris CMS-HS

Sistemul Zebris CMS-HS este un sistem de analiză a mersului care are la bază emisia respectiv recepția ultrasunetelor. Echipamentul de analiză a mersului cuprinde următoarele componente (Zebris CMS, 2006):

- unitatea centrală CMS - HS care se conectează la un calculator printr-un port paralel;
- emițătorii de ultrasunete;
- adaptorul pentru cabluri;
- markeri ultrasonici (se amplasează pe corpul subiectului ce urmează a fi investigat),
- pointer;
- software-ul Zebris WinGait versiunea 3.15 (Zebris, 2003).

Unitatea centrală CMS - HS (figura 3.1) prezintă un număr de opt canale analogice de intrare prin care datele sunt transmise sistemului de măsurare, două canale auxiliare de intrare la care se conectează adaptorul pentru cabluri și o ieșire pentru portul paralel al calculatorului (Zebris CMS, 2006).

Emițătorul de ultrasunete - unitatea de măsurare MA-HS (figura 3.2) este așezat pe un trepied cu roți, funcția sa este aceea de a emite impulsuri ultrasonice către receptori. Pentru analiza mersului este necesară utilizarea a doi emițători de ultrasunete pentru a putea înregistra simultan ambele membre inferioare. Banda de frecvență a emițătoarelor este de 40 ± 1 kHz. Emițătorul de ultrasunete se conectează la unitatea centrală printr-un cablu (Zebris CMS, 2006).

Adaptorul pentru cabluri KA-GaitHS (figura 3.3) face legătura printr-un calbu între markerii aplicați pe subiect și unitatea centrală. Se atașează cu ușurință în zona lombară cu ajutorul unei curele cu sistem Velcro (Zebris CMS, 2006).



Figura 3.1. Unitatea centrală



Figura 3.2. Emițătorii de ultrasunete



Figura 3.3. Adaptor cabluri

Markerii ultrasonici GS-DHS (figura 3.4) se poziționează pe membrul inferior la nivelul coapselor și piciorului. Aceștia au încorporate câte trei microfoane ultrasonice dispuse la 120° . Markerii recepționează ultrasunetele de 40 ± 5 kHz transmise de emițătorul de ultrasunete (Zebris CMS, 2006).

Palpatorul (pointerul PS33-HS) (figura 3.5) are ca funcție principală aceea de a marca punctele anatomiche necesare obținerii modelului geometric al piciorului. Este compus dintr-un vârf metallic cu bilă și două microfoane necesare pentru recepția ultrasunetelor (Zebris CMS, 2006).

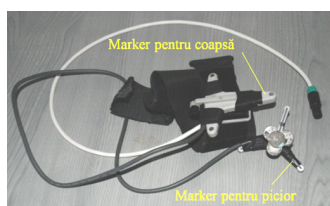


Figura 3.4. Markerii

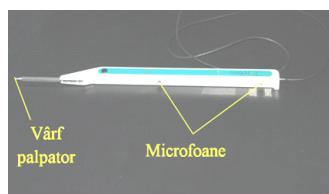


Figura 3.5. Palpator

3.1.2. Sistemul de măsurare a distribuției presiunii plantare Zebris FDM

Platforma Zebris FDM permite analiza distribuției plantare atât în regim static, cât și în regim dinamic. Platforma ZebrisFDM (figura 3.6) pentru determinarea distribuției plantare, este formată din 11648 senzori capacitivi, distribuiți sub forma unei matrice pe o suprafață de 208×56 cm² (Zebris FDM, 2006).



Figura 3.6. Platforma de forțe Zebris FDM

Dispozitivul este conectat prin intermediul unei interfețe USB standard la un PC și măsoară forțe cu valori cuprinse între $1 - 120$ N/cm² (Zebris FDM, 2006). Înregistrările sunt procesate de către un computer, utilizând programul Zebris Win FDM versiunea 0.0.32 (Zebris, 2005).

3.2. Protocolul general de înregistrare a datelor

Indiferent de tipul analizei biomecanice experimentale ce se realizează și de principiile care stau la baza funcționării sistemului de măsurare este necesar ca investigațiile să se realizeze urmărind protocoale specifice și bine elaborate. Importanța acestor protocoale este justificată de necesitatea obținerii unei bune repetabilități a măsurărilor, de reducerea timpului de analiză și, mai ales, de necesitatea comparării rezultatelor pentru același subiect și pentru mai mulți subiecți, atunci când studiile investighează loturi de subiecți.

3.2.1. Protocolul de înregistrare a datelor pentru sistemul Zebris CMS-HS

Etapele parcurse pentru înregistrarea datelor cu ajutorul sistemului Zebris CMS-HS (Zebris CMS, 2006) sunt următoarele:

- Poziționarea markerilor pe membrele inferioare ale subiectului ce urmează a fi investigat. Markerii se conectează la adaptor care este la rândul lui conectat la unitatea centrală.
- Conectarea emițătorilor de ultrasunete la unitatea centrală.
- Selectarea tipului de analiză dorit (pentru analiza mersului se alege opțiunea 12 Markeri, varianta Standard) din programul de bază WinGait.
- Calibrarea echipamentului cu ajutorul palpatorului prin marcarea a patru puncte de pe sol.
- Marcarea punctelor anatomice de interes cu ajutorul palpatorului (figura 3.7) (articulația șoldului 1, condilul lateral al articulației genunchiului 2, condilul medial al articulației genunchiului 3, maleola laterală a articulației gleznei 4, maleola medială a articulației gleznei 5, vârful degetului mare 6 și extremitatea călcâiului 7). Marcarea punctelor anatomice se efectuează prima dată pentru membrul stâng, apoi pentru cel drept.
- Calibrarea subiectului în poziție ortostatică, neutră, prin amplasarea acestuia între cele două emițătoare.
- Executarea unui număr minim de înregistrări pentru acomodarea subiectului cu condițiile de înregistrare.
- Achiziția datelor în timp ce subiectul execută un număr de minim trei serii valide de înregistrări, fiecare conținând 2-3 cicluri de mers.

Achiziția datelor este influențată de stabilirea frecvenței de eșantionare, poziționarea markerilor, stabilirea nivelului de amplificare al markerilor, stabilirea distanței dintre centrele articulației șoldului, stabilirea distanței dintre emițători.



Figura 3.7. Marcarea punctelor anatomice cu palpatorul

3.2.2. Protocolul de înregistrare a datelor pentru sistemul Zebris FDM

Etapele parcurse pentru înregistrarea datelor cu ajutorul Sistemului Zebris FDM (Zebris FDM, 2006) sunt:

- Selectarea din programul de bază WinFDM a tipului de analiză dorit, în regim dinamic (Gait Analysis) sau static (Stance Analysis).
- Calibrarea platformei în stare liberă (subiectul să nu fie pe platformă).
- Achiziția datelor: în regim dinamic, subiectul trebuie să pășească pe platformă și să parcurgă întreaga lungime a acesteia; în regim static, datele se achiziționează cu subiectul stând nemișcat în poziție ortostatică cât mai aproape de centrul platformei.

Pentru fiecare tip de analiză (Gait și Stance Analysis) sunt realizate minim 2-3 înregistrări. Achiziția datelor, în regim dinamic este influențată de tipul de analiză dorit (FDM only, FDM + EMG, FDM + EMG + Video, FDM + Video). Dacă este selectată opțiunea FDM only achiziția este influențată de frecvența de eșantionare și modul de achiziție a măsurătorilor care poate fi static, rapid sau direct. Achiziția datelor în regim static este influențată de: tipul de analiză dorit (Static sau Static + Video). Dacă este selectată opțiunea Static, achiziția este influențată de frecvența de eșantionare și durata de achiziție a datelor.

3.3. Protocol de investigare a articulației gleznei, selectare a parametrilor și procesare a datelor pentru sistemele Zebris CMS-HS și FDM

Protocolul de analiză a mersului se realizează cu scopul de a defini complexitatea mișcării umane și pentru a îndeplini anumite cerințe cum ar fi simplitatea, fezabilitatea măsurătorilor și repetabilitatea. Protocolul definește modelul biomecanic al segmentelor corpului și al articulațiilor precum și toate procedurile de colectare a datelor, procesare, analizare și interpretare a rezultatelor (Ferrari et al., 2008), (Benedetti et al., 2011).

Lenardi și colaboratorii au elaborat un protocol de analiză a mersului la copii având ca scop reducerea perioadei de timp în care se efectuează înregistrările și pentru ca aceștia să poată colabora mai ușor cu personalul care achiziționează datele. Protocolul a fost realizat pe un număr de 10 copii cu vârsta medie de 9.7 ani pentru a analiza mișcările ce apar la nivelul pelvisului și al membrului inferior. Pentru realizarea acestui protocol au fost atașați un set de 22 de markeri, s-a realizat calibrarea a 6 repere anatomice cu ajutorul unui pointer și a fost identificat prin palpate centrul articulației șoldului. Protocolul permite măsurătorile anatomice 3D ale segmentelor și ale mișcărilor articulațiilor (Leardini & al., 2007).

Benedetti și colaboratorii au efectuat un studiu utilizând protocolul Total 3Dgait și setul de markeri Vicon Plug-in-Gait pe un număr de 15 subiecți cu picior Varus Equin înainte și după operația chirurgicală. Datele obținute referitoare la cinematica gleznei au fost comparate cu cele ale unui grup de control. Protocolul Total 3Dgait oferă date referitoare la mișcarea din articulații atât în plan transversal, cât și coronal. Acest protocol oferă date importante în legătură cu măsurătorile 3D ale piciorului în timpul mersului (Benedetti et al., 2011).

În anul 2008 a fost realizat un studiu de Ferrari și colaboratorii privind analiza mersului utilizând cinci protocoale diferite, reprezentative la nivel mondial. Analiza cinematică și dinamică a fost efectuată pentru trunchi, pelvis și membrele

inferioare pentru același ciclu de mers. Studiul a fost realizat pe doi subiecți sănătoși și unul având o proteză de genunchi cu două grade de libertate. La acest studiu au participat cinci cercetători, fiecare colectând și analizând datele în conformitate cu propriile proceduri. Datele obținute au fost analizate pentru fiecare protocol în parte și comparate între ele. În urma comparării s-au observat mici diferențe între procedurile folosite (Ferrari et al., 2008).

Cousins și colaboratorii au analizat în anul 2012 presiunile ce apar în timpul mersului pe un număr de 45 de subiecți cu o vârstă cuprinsă între 7 și 11 ani utilizând platforma de măsurare a distribuției presiunii plantare MatScan. Subiecții au fost testați în două sesiuni distincte, la un interval de o săptămână între ele. Protocolul presupune înregistrarea a trei încercări experimentale pentru fiecare subiect în parte. Au fost analizați următorii parametri: presiunea maximă, reacțiunea maximă, variația presiunii funcție de timp și variația reacțiunii funcție de timp, piciorul fiind împărțit în șapte zone: călcâiul lateral, călcâiul medial, zona de mijloc a piciorului, articulația metatarsiană a primei falange, articulația metatarsiană a falangelor 2-5, degetul mare și degetele mici de la picior. Rezultatele obținute în urma elaborării acestui protocol au condus la o mai bună repetabilitate a măsurărilor în toate zonele piciorului exceptând degetele mici (Cousins et al., 2012).

3.3.1. Protocolul general de investigare a articulației gleznei

Acest protocol a fost creat pentru a fi folosit atât în analiza mersului, cât și a distribuției presiunii plantare. Protocolul general, considerat de nivel 1, are ca scop identificarea unor parametri biomecanici nou definiți care vor fi utilizați în diagnostic și în evaluarea reabilitării diverselor patologii ale piciorului.

Protocolul general (figura 3.8) (Stoia et al.-1, 2013) cuprinde 6 stagii (procoloale secundare).

Primul stagi (nivel) al protocolului se referă la tipul de investigație: *sistemul 1* pentru analiza mersului prin utilizarea sistemului Zebris CMS-HS; *sistemul 2 - dinamic* de analiză a mersului și distribuției presiunii plantare cu sistemele de măsurare Zebris FDM și CMS-HS; *sistemul 2 - static* de analiză a distribuției presiunii plantare cu sistemul de măsurare Zebris FDM (Stoia et al.-1, 2013). Procedurile întreprinse pentru înregistrarea subiecților au fost descrise anterior, pentru sistemul Zebris CMS-HS în capitolul 3.2.1, iar pentru sistemul Zebris FDM, în capitolul 3.2.2.

Al doilea stagi al protocolului se referă la influența setărilor celor două sisteme, setări care au fost, de asemenea, descrise anterior în capitolele 3.2.1 și 3.2.2.

Al treilea stagi al protocolului identifică și codifică parametrii biomecanici obținuți pentru fiecare sistem în parte. *Sistemul 1* de analiză a mersului oferă date referitoare la mișcările ce apar în articulațiile șoldului, genunchiului și gleznei, respectiv oblicitatea și rotația pelvisului. În lucrarea de față am analizat doar mișcările ce apar în complexul articulației gleznei (Stoia et al.-1, 2013).

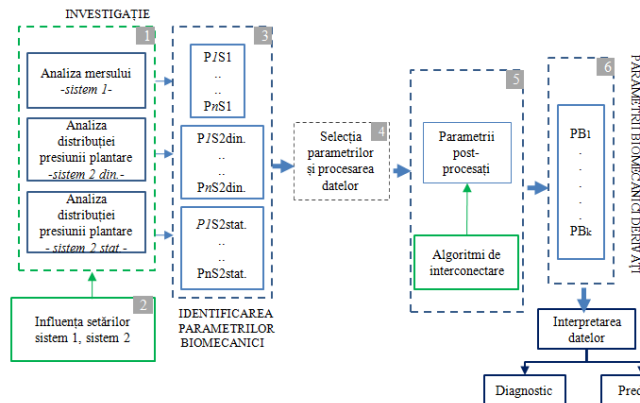


Figura 3.8. Protocolul general de investigare (Stoia et al.-1, 2013)

Pentru *sistemul 1*, parametrii biomecanici (spațio-temporali și cinematici) rezultați în urma analizei mersului sunt prezentați în figura 3.9.a, unde:

- $P1S1$ – durata fazei de balans [% din ciclul de mers];
- $P2S1$ – durata totală a fazei de sprijin [% din ciclul de mers];
- $P3S1$ – durata fazei de dublu suport [sec];
- $P4S1$ – lungimea pasului [m];
- $P5S1$ – lungimea ciclului de mers [m];
- $P6S1$ – cadența [pași/min];
- $P7S1$ – viteza de deplasare [m/sec];
- $P8S1$ – unghiul mișcării de dorsiflexie-flexie plantară în gleznă [°];
- $P9S1$ – unghiul mișcării de rotație internă-externă a piciorului [°].

Pentru *sistemul 2 - dinamic*, parametrii biomecanici rezultați în urma analizei distribuției presiunii plantare în timpul mersului sunt prezentați în figura 3.9.b, unde:

- $P1S2din$ – forța de reacțiune plantară – reacțiunea normală dinamică RNd [N];
- $P2S2din$ – durata pasului [sec];
- $P3S2din$ – durata fazei de balans [%];
- $P4S2din$ – durata totală a fazei de sprijin [%];
- $P5S2din$ – durata fazei de încărcare [%];
- $P6S2din$ – durata fazei de suport unilateral [%];
- $P7S2din$ – durata fazei de pre-balans [%];
- $P8S2din$ – lungimea pasului [cm];
- $P9S2din$ – lungimea ciclului de mers [cm];
- $P10S2din$ – timpul ciclului de mers [sec];
- $P11S2din$ – cadența [pași/min];
- $P12S2din$ – viteza de deplasare [cm/sec];
- $P13S2din$ – variabilitatea vitezei [%].

Suplimentar, lista parametrilor pentru *sistemul 2 - dinamic* poate fi extinsă cu următorii parametrii adiționali:

- Lungimea liniei de mers [mm];
- Lungimea liniei de suport unilateral [mm];
- Poziția antero-posterioară [mm];
- Variabilitatea poziției antero-posterioare [mm];
- Simetria laterală [mm];
- Variabilitatea laterală [mm].

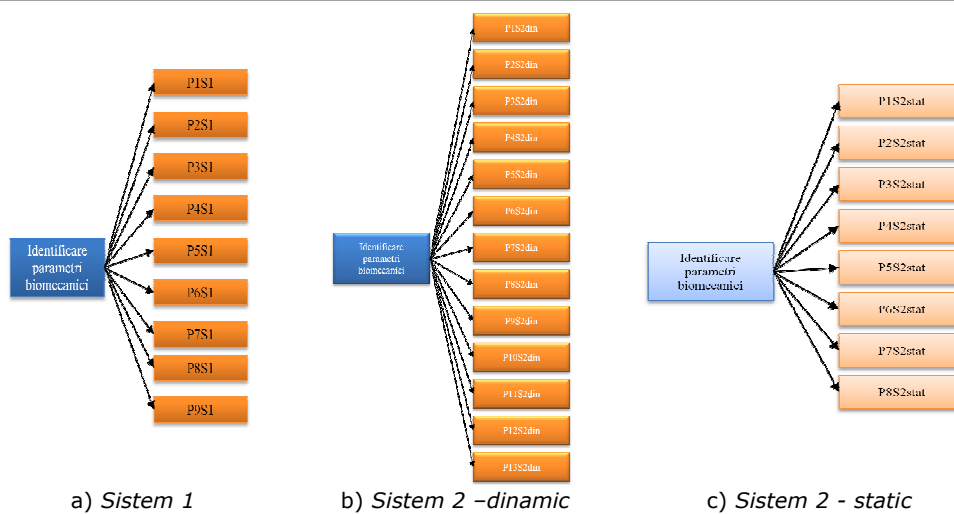


Figura 3.9. Parametrii biomecanici rezultați

Pentru *sistemul 2 - static*, parametrii biomecanici rezultați în urma analizei distribuției presiunii plantare sunt prezentați în figura 3.9.c, unde:

- $P1S2stat$ - forța de reacțiune plantară [N];
- $P2S2stat$ - lățimea elipsei de încredere [mm];
- $P3S2stat$ - înălțimea elipsei de încredere [mm];
- $P4S2stat$ - unghiul elipsei de încredere [$^{\circ}$];
- $P5S2stat$ - aria elipsei de încredere [mm^2];
- $P6S2stat$ - excursia totală a centrului forțelor (CF) [mm];
- $P7S2stat$ - deviația transversală a CF [mm];
- $P8S2stat$ - deviația longitudinală a CF [mm].

În **stagiul patru** are loc procesarea datelor înregistrate în timpul analizei mersului și a distribuției presiunii plantare. Operațiile executate în acest stagiul, pentru ambele sisteme de analiză, vor fi descrise pe larg în capitolele următoare.

În **stagiul cinci** al protocolului general, sunt stabiliți algoritmi de interconectare care sunt aplicați parametrilor biomecanici regăsiți în cele 2 sisteme. O parte din parametrii biomecanici rezultați în urma analizei mersului și a distribuției presiunii plantare se repetă și din această cauză sunt mediați, iar asupra celorlalți parametri sunt aplicați algoritmi de interconectare.

Stagiul al șaselea prezintă parametrii biomecanici nou derivați, obținuți în urma aplicării algoritmilor de interconectare. Acești noi parametri pot fi utilizați ulterior în diagnostic, predicție și evaluarea reabilitării diferitelor patologii ale piciorului (Stoia et al.-1, 2013).

Validarea protocolului s-a realizat pe baza analizelor unor loturi de subiecți sănătoși, precum și cu diferite patologii (Stoia et al.-1, 2013), (Stoia et al.-2, 2013).

3.3.2. Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru *sistemul 1*

Sistemul 1 este reprezentat de sistemul Zebris de analiză a mersului, sistem cu ajutorul căruia sunt obținuți parametrii unghiulari ai articulațiilor membrului inferior în timpul mersului. În figura 3.10 (Stoia et al.-1, 2013) este prezentat detaliat stagiul 4 - *stagiul de selectare și procesare a datelor*.

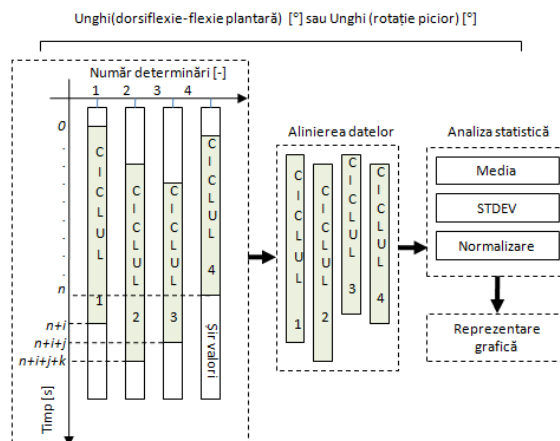


Figura 3.10. Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru sistemul 1

Datele obținute permit determinarea variațiilor unghiulare ce apar la nivelul articulațiilor membrului inferior: oblicitatea și rotația pelvisului, flexia/extensia, abducția/adducția și rotația internă/externă în articulația șoldului, flexia/extensia și abducția/adducția în articulația genunchiului, dorsiflexia/flexia plantară în articulația gleznei și rotația internă/externă a piciorului. Din totalitatea unghiurilor obținute, de interes pentru lucrarea de față sunt dorsiflexia-flexia plantară a gleznei și rotația piciorului.

Datele înregistrate în urma măsurărilor sunt exportate în format ASCII și importate în Microsoft Office Excel sau alt program ce permite prelucrarea și analiza statistică.

Valorile corespunzătoare unui ciclu de mers sunt identificate din programul de bază (WinGait), prin identificarea momentului în care piciorul subiectului ia contact cu solul și a următorului contact cu solul al aceluiași picior. Din șirurile de date de interes importate în Excel, sunt selectate și marcate valorile corespunzătoare ciclurilor de mers identificate în programul de bază. Numărul de valori înregistrate diferă de la un ciclu de mers la altul deoarece viteza de depășire a subiectului se modifică, în timp ce frecvența de eșantionare este constantă.

Parametrii corespunzători ciclurilor de mers sunt aliniați și mai apoi mediați pentru a putea fi analizați și reprezentați grafic. După alinierea ciclurilor de mers, poate fi calculată și deviația standard care poate fi reprezentată în grafic. Deoarece timpul necesar parcurgerii ciclurilor de mers diferă, graficul trebuie reprezentat normalizat, în procente din ciclul de mers, și nu în funcție de timp (Stoia et al.-1, 2013).

3.3.3. Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru sistemul 2 – dinamic

Sistemul 2 – dinamic este reprezentat de sistemul Zebris de analiză a distribuției presiunii plantare în regim dinamic. În figura 3.11 (Stoia et al.-2, 2013) este prezentat stagiul al patrulea al protocolului general, de procesare a datelor acestui sistem. Scopul protocolului este de a extrage datele ce apar în timpul fazei de sprijin a ciclului de mers în vederea obținerii reacțiilor normale (RNd) care vor fi reprezentate grafic funcție de timp. Protocolul cuprinde două etape: achiziția datelor și procesarea acestora.

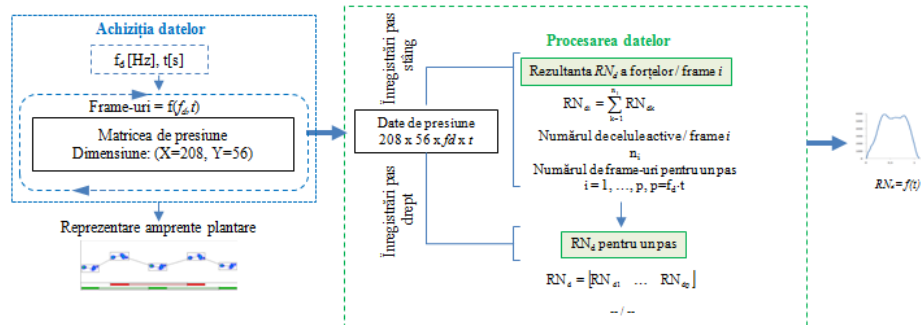


Figura 3.11. Protocolul de investigare și procesare a datelor pentru *sistemul 2 – dinamic*

Pentru achiziția datelor, subiectul supus investigației trebuie să parcurgă întreaga lungime a platformei de forțe (matricea de presiune de 208 x 56). Pentru a putea achiziționa datele, presiunile plantare sunt delimitate pentru fiecare pas și picior în parte, delimitarea făcându-se în așa fel încât dreapta care delimitează pașii să nu se intersecteze cu aceștia (figura 3.12). Datele sunt înregistrate în mai multe frame-uri. Numărul de frame-uri al unei înregistrări este influențat de frecvența (f_d) și timpul (t) de înregistrare (variază în funcție de viteza fiecărui subiect).

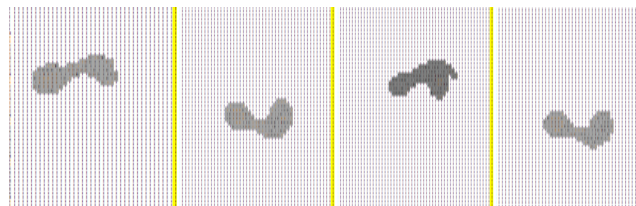


Figura 3.12. Delimitarea pașilor în matrice

Procesarea datelor se realizează după delimitarea pașilor. Pentru fiecare pas delimitat se calculează suma valorilor forțelor (reacțiunilor normale RN_d). Forța rezultantă este calculată prin însumarea valorilor forțelor corespunzătoare fiecărei celule active. Forța rezultantă se calculează frame după frame, până în momentul în care subiectul execută un pas (din momentul în care călcăiul acestuia ia contact cu solul și până când își dezlipește degetele de pe sol). În final, valorile rezultate formează reacțiunile normale ale unui pas. Această operațiune se execută pentru fiecare pas în parte.

Valorile reacțiunilor normale corespunzătoare tuturor pașilor unui membru inferior se mediază și se obține o reacțiune normală medie a acestora. Același lucru se realizează și în cazul reacțiunilor normale ale membrului opus. Se poate calcula și deviația standard din șirurile de date inițiale ale reacțiunilor normale. Graficul reacțiunilor normale se poate reprezenta în funcție de timp $RN_d = f(t)$ (Stoia et al.-2, 2013).

3.3.4. Protocolul de selectare și procesare a datelor pentru *sistemul 2 – static*

Sistemul 2 – static se ocupă cu analiza statică a distribuției presiunii plantare efectuată cu sistemul Zebris FDM. În figura 3.13 este prezentată etapa a

3.4. - Evaluarea patologiei Talus-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 103

patra de procesare a datelor pentru acest sistem. Protocolul cuprinde achiziția și prelucrarea datelor.

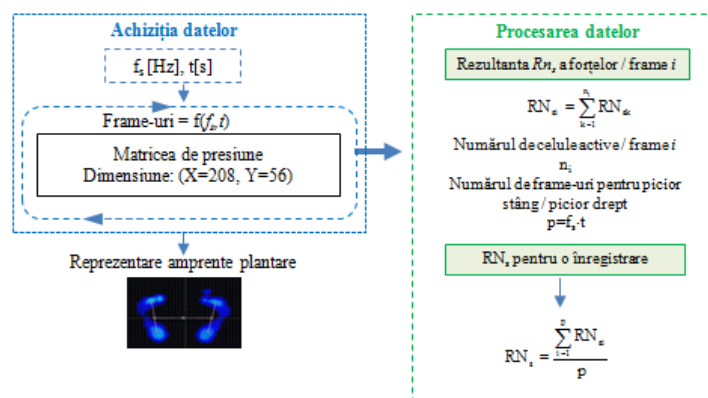


Figura 3.13. Protocolul de investigare și procesare a datelor pentru *sistemul 2 -static*

Pentru achiziția datelor, subiectul supus investigării este poziționat pe platforma de forțe, în poziție ortostatică. Pe întreaga durată a înregistrării, subiectul trebuie să stea nemișcat. Datele sunt înregistrate în mai multe frame-uri, numărul acestora fiind influențat de frecvența de înregistrare (f_s) și de durata de timp a înregistrării (t).

Pentru a putea procesa datele, se selectează frame-urile care vor fi analizate. Se realizează suma rezultatelor forțelor fiecărei celule active pentru toate frame-urile selectate. În final se calculează media sumelor rezultatelor forțelor și se realizează reprezentarea grafică. Dacă se dorește, în urma reprezentărilor grafice, se pot calcula ariile amprentelor plantare. Media sumelor rezultatelor forțelor poate fi importată și în programe matematice speciale unde se poate calcula aria totală sau pe secțiuni a amprentelor plantare.

Protocolul poate fi completat cu informații despre poziția centrelor de presiune COP pentru a evidenția simetria/asimetria distribuției sarcinii.

3.4. Evaluarea patologiei Talus - Valgus folosind analiza biomecanică experimentală

Scopul prezentei cercetări a constat în studierea caracteristicilor biomecanice ale piciorului cu Talus - Valgus (patologia a fost prezentată în subcapitolul 2.2.2) diagnosticat la copii. Cercetările au constat în analiza mersului și a distribuției presiunii plantare pentru un subiect în vârstă de 5 ani (înălțimea 120 cm, masa corporală 18 kg) prezentând Talus - Valgus la ambele picioare. Investigarea, procesarea și analiza datelor au fost realizate în momentul începerii purtării ortezelor corectoare și la 6 luni de la utilizarea acestora. Pentru a putea compara datele obținute și pentru a observa ameliorările apărute la nivelul piciorului în urma utilizării ortezelor a fost analizat și un subiect sănătos, de aceeași vârstă (înălțimea 118 cm, masa corporală 19 kg).

Studiul a fost realizat în colaborare cu firma SC Triamed Orthopedics SRL din Timișoara, subiecții fiind investigați în cadrul Laboratorului de Analiză a Mișcării al Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din cadrul Universității Politehnica din

Timișoara folosind *Sistemul 1* de analiză a mersului și *Sistemul 2* de analiză a mersului și distribuției presiunii plantare.

Analiza celor doi subiecți investigați a urmărit determinarea parametrilor spațio-temporali și cinematici corespunzători articulației gleznei și a distribuției presiunii plantare în regim dinamic și static. În urma investigării au fost realizate analiza și compararea variației unghiului de dorsiflexie-flexie plantară la nivelul articulației gleznei, variația unghiului de rotație a piciorului, precum și a parametrilor spațio-temporali și a distribuției presiunii plantare și a reacțiunilor normale rezultate.

Determinările au fost realizate cu acordul părinților, aceștia fiind informați asupra investigațiilor la care vor fi supuși subiecții și asupra faptului că sistemul de analiză a mișcării nu are un caracter nociv.

Fiecare din cei doi subiecți a fost analizat conform protocoalelor de investigare descrise în subcapitolele 3.2.1 și 3.2.2 (*Sistemul 1* – Zebris CMS-HS și *Sistemul 2* - Zebris CMS-HS + FDM).

Inițial, a fost realizat un test de 5 minute pentru acomodarea subiecților la condițiile de mers pe platforma Zebris, iar mai apoi s-a trecut la înregistrarea datelor. Frecvența de achiziție a datelor în cazul sistemului Zebris CMS-HS a fost selectată la 25 Hz, iar pentru sistemul Zebris FDM la 100 Hz (Toth-Tașcău et al.-4, 2012).

Pentru fiecare subiect au fost înregistrate trei sesiuni experimentale din care au fost selectate 6 cicluri de mers considerate reprezentative, care au fost folosite pentru prelucrarea datelor. Subiecții au parcurs lungimea platformei Zebris (o distanță de 2 m), viteza de deplasare fiind una normală, liber stabilită de fiecare din aceștia.

Sistemul 1 de investigare

Parametrii spațio-temporali semnificativi ai celor doi subiecți investigați, rezultați în urma analizei sunt prezentați în tabelul 3.1.

Analizând valorile parametrilor spațio-temporali se observă că la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare la membrul stâng apare o creștere a fazei de sprijin și o scădere a fazei de balans față de valorile inițiale și față de valorile normale ale subiectului de referință. În același timp, la membrul drept valorile parametrilor nu s-au modificat foarte mult față de momentul inițial.

Pentru determinarea variațiilor unghiurilor de dorsiflexie-flexie plantară și de rotație a piciorului, datele stocate în urma investigării au fost exportate din Sistemul 1 în fișiere ASCII și importate în Microsoft Office Excel în vederea prelucrării, conform protocolului prezentat în subcapitolul 3.3.2.

Tabelul 3.1. Parametrii spațio-temporali semnificativi

Parametrul		Piciorul	Subiect control	Pacient Talus - Valgus	
				Inițial	După 6 luni
Fazele mersului [%]	Sprijin	Stâng	39	38	47
		Drept	38	35	36
	Balans	Stâng	61	62	53
		Drept	62	65	64
Lungimea ciclului de mers [m]			0.60	0.56	0.59
Cadența [pași/sec]			0.72	0.72	0.62
Viteza de deplasare [m/sec]			0.44	0.40	0.36

În figura 3.14. a, b sunt prezentate variațiile mediilor unghiurilor din articulația gleznei în timpul mișcării de dorsiflexie-flexie plantară corespunzătoare gleznei stângi, respectiv drepte, pentru subiectul de control și subiectul cu Talus -

3.4. - Evaluarea patologiei Talus-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 105

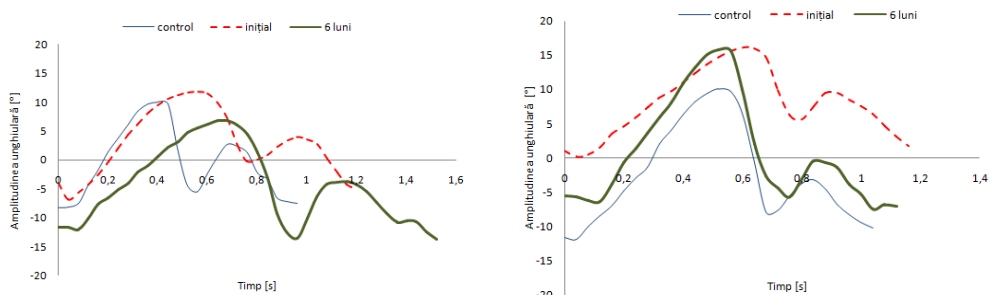
Valgus în cele două momente ale studiului - momentul începerii purtării ortezelor corectoare și la 6 luni de la purtarea acestora. Graficele sunt reprezentate în funcție de timp.

Deoarece valorile inițiale transpuse în grafice (figura 3.14 a și b) diferă în funcție de subiect și de sesiunile de înregistrare am aplicat o corecție a amplitudinii unghiulare. Corecția unghiulară presupune adunarea sau scăderea valorilor de corecție la seriile de date inițiale.

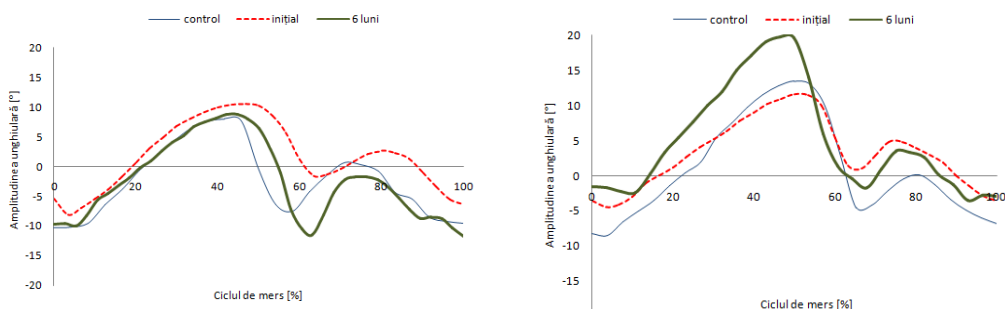
Valorile de corecție (tabelul 3.2) se determină pe baza poziției inițiale a piciorului subiectului (înregistrată în programul de bază al sistemului Zebris CMS-HS, WinGait v.3.15) aflat în ortostatism, în faza de calibrare (înainte de a începe să pășească). Valorile de corecție pot fi pozitive sau negative în funcție de poziția picioarelor subiectului (dacă vârful piciorului este orientat înspre exterior (valgus) valoarea de corecție va fi una pozitivă, iar dacă vârful piciorului este orientat înspre interior (varus) valoarea de corecție va fi una negativă). Aceste valori indică tendința posturii piciorului, atât în ortostatism, cât și în timpul mersului.

Aplicând aceste corecții, se poate realiza o analiză comparativă a înregistrărilor, atât pentru același subiect (sesiuni diferite de înregistrări), cât și pentru mai mulți subiecți. Valorile dorsiflexiei - flexiei plantare pentru care a fost aplicată corecția sunt reprezentate grafic în funcție timpul normalizat în figura 3.15 a și b.

Valorile de corecție (tabelul 3.2) se stabilesc urmărind poziția inițială a piciorului subiectului aflat în ortostatism, înainte de a începe să pășească. Aceste valori ne indică un anumit nivel de pre -flexie sau pre-rotatie a piciorului.



a) Glezna stângă
b) Glezna dreaptă
Figura 3.14. Mișcarea de dorsiflexie - flexie plantară fără corecții ale semnalului



a) Glezna stângă
b) Glezna dreaptă
Figura 3.15. Mișcarea de dorsiflexie- flexie plantară pentru care a fost aplicată corecția semnalului și normalizarea timpului

Tabelul 3.2. Tabelul valorilor de corecție

Mișcarea	Subiect control		Pacient Talus - Valgus			
			Inițial		După 6 luni	
	Picior stâng	Picior drept	Picior stâng	Picior drept	Picior stâng	Picior drept
Dorsiflexie - flexie plantară gleznă [°]	2	3.4	-1.3	4.6	-2	-4
rotație internă-externă picior [°]	2.45	7.8	-16.9	8.9	9.8	23.5

Valorile unghiurilor în mișcarea de dorsiflexie - flexie plantară asupra cărora au fost aplicați coeficienții de corecție se încadrează în intervalele:

- $-8.13^\circ \div 10.51^\circ$ pentru glezna stângă și $-4.41^\circ \div 11.43^\circ$ pentru glezna dreaptă, în cazul subiectului cu Talus - Valgus în momentul începerii purtării ortezelor corectoare;
- $-11.76^\circ \div 8.76^\circ$ pentru glezna stângă și $-3.53^\circ \div 19.8^\circ$ pentru glezna dreaptă, în cazul subiectului cu Talus - Valgus la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare;
- $-10.3^\circ \div 8.5^\circ$ pentru glezna stângă și $-8.5^\circ \div 13.46^\circ$ pentru glezna dreaptă, în cazul subiectului de control.

Valorile deviației standard sunt cuprinse în intervalele:

- $0.75 \div 6.34$ pentru glezna stângă și $0.53 \div 3.77$ pentru glezna dreaptă, în cazul subiectului cu Talus - Valgus la moment inițial;
- $0.4 \div 8.79$ pentru glezna stângă și $0.90 \div 10.19$ pentru glezna dreaptă, în cazul subiectului cu Talus - Valgus la 6 luni de la purtarea ortezelor;
- $0.30 \div 4.20$ pentru glezna stângă și $0.26 \div 4.90$ pentru glezna dreaptă, în cazul subiectului de referință.

Analizând aceste date se poate observa că la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare se înregistrează o creștere a amplitudinii mișcării de dorsiflexie - flexie, mai mare în articulația gleznei drepte decât în articulația gleznei stângi.

Cel de-al doilea parametru cinematic analizat a fost rotația piciorului. Graficele variației unghiului de rotație al piciorului stâng și drept în cazul subiectului cu Talus - Valgus, investigat în momentul începerii purtării ortezelor corectoare și la 6 luni de la utilizarea acestora, precum și unghiul de rotație al piciorului stâng și drept al subiectului de referință sunt prezentate în figura 3.16 a și b.

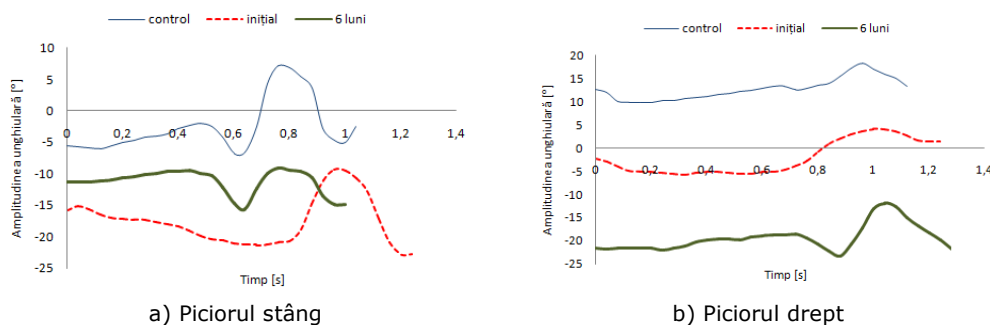
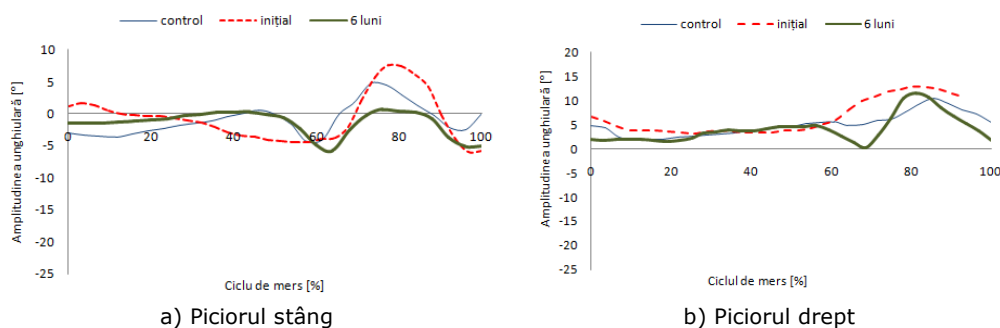


Figura 3.16. Mișcarea de rotație internă - externă a piciorului fără corecții ale semnalului

Deoarece este imposibilă interpretarea graficelor unghiurilor de rotație ale piciorului reprezentate în funcție de timp, timpul a fost normalizat, iar coeficienții de corecție (tabelul 3.2) au fost adăugați sau scăzuți la valorile acestora.

În figurile 3.17 a și b sunt prezentate graficele unghiurilor de rotație ale piciorului stâng și drept după aplicarea coeficienților de corecție.

3.4. - Evaluarea patologiei Talus-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 107



a) Piciorul stâng
b) Piciorul drept
Figura 3.17. Mișcarea de rotație internă – externă a piciorului în urma aplicării corecției semnalului și a normalizării timpului

În momentul începerii purtării ortezelor corectoare, valorile unghiurilor de rotație în urma aplicării coeficienților de corecție sunt cuprinse între -5.8° și 7.53° pentru piciorul stâng, iar pentru piciorul drept valorile sunt cuprinse între 3.2° și 12.87° . La 6 luni de la purtarea ortezelor, unghiurile de rotație pentru piciorul stâng au valori cuprinse între -5.1° și 0.7° , iar pentru piciorul drept, între 0.2° și 11.6° . În cazul subiectului de control, valorile unghiurilor de rotație pentru piciorul stâng sunt cuprinse între -4.05° și 4.7° iar pentru piciorul drept, între 1.93° și 10.46° .

A fost calculată deviația standard și în cazul rotației piciorului, valorile acesteia fiind cuprinse între 0.17 și 7.71 pentru piciorul stâng și între 0.90 și 6.37 pentru piciorul drept în cazul subiectului cu Talus - Valgus în momentul începerii utilizării ortezelor. La 6 luni de la utilizarea ortezelor, valorile deviației standard sunt cuprinse între 1.16 și 12.32 pentru piciorul stâng și între 2.35 și 8.25 pentru piciorul drept. La subiectul de referință, deviația standard este cuprinsă între 0.07 și 9.47 pentru piciorul stâng și între 0.58 și 5.31 pentru piciorul drept.

Analizând valorile unghiurilor de rotație obținute și graficul corespunzător piciorului stâng (figura 3.17.a) observăm că la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare amplitudinea unghiulară scade față de momentul inițial și față de subiectul de control, dar pattern-ul mișcării se apropie de cel al subiectului de referință. Pentru piciorul drept (figura 3.17.b), amplitudinea unghiulară la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare crește față de momentul inițial și față de amplitudinea subiectului de control, iar forma graficului (pattern-ul mișcării) se apropie de cea a subiectului de referință.

Ținând cont de valorile unghiurilor de rotație se poate menționa faptul că subiectul cu Talus - Valgus (moment inițial și după 6 luni) și cel de referință pășesc cu piciorul stâng atât în var (valori negative), cât și în valg (valori pozitive). Ambii subiecți pășesc cu piciorul drept numai în valg (orientare spre exterior).

Sistemul 2 de investigare

Pentru a putea genera raportul de analiză care cuprinde parametrii spațio-temporali în cazul analizei dinamice este necesară selectarea pașilor corespunzători piciorului stâng și drept în timp ce pentru analiza în regim static raportul este generat automat.

În figura 3.18 a și b sunt prezentate mediile reacțiunilor normale și deviația standard a subiectului cu Talus - Valgus în momentul inițial și la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare precum și ale subiectului de control pentru piciorul stâng (figura 3.18.a), respectiv pentru cel drept (figura 3.18.b).

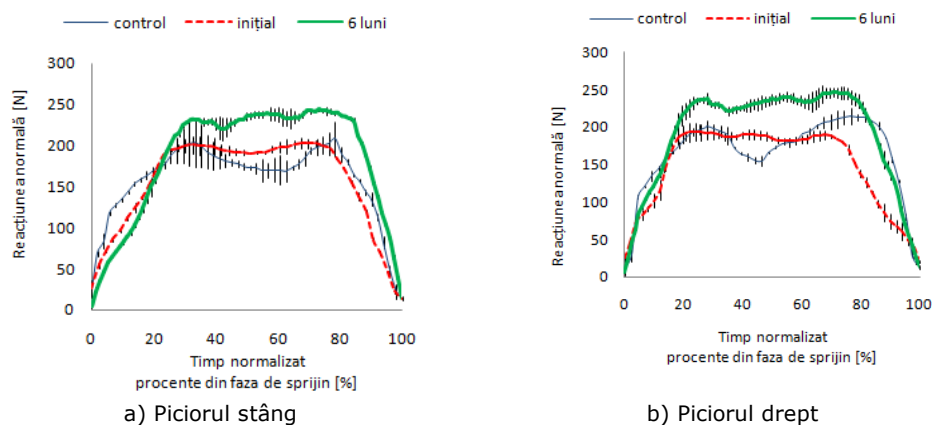


Figura 3.18. Variația reacțiunii normale (RN) în timpul fazei de sprijin și deviația standard

Valorile maxime ale mediilor reacțiunilor normale corespunzătoare sprijinului intermediar și final la începutul utilizării ortezelor sunt de 200.75 N, respectiv 200.25 N pentru pașii executați cu piciorul stâng și de 193.16 N, respectiv 180.33 N în cazul pașilor executați cu piciorul drept.

Valorile maxime ale mediilor forțelor corespunzătoare sprijinului intermediar și final după 6 luni de utilizare a ortezelor sunt de 231.75 N, respectiv 229.5 N pentru pașii piciorului stâng și 236.16 N, respectiv 245.16 N în cazul pașilor piciorului drept.

În cazul subiectului de referință, valorile maxime corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 203.16 N, respectiv 208.33 N în cazul pașilor piciorului stâng și de 200.5 N, respectiv 213 N în cazul pașilor piciorului drept.

În graficele din figura 3.17 a și b nu se observă modificări majore ale reacțiunilor normale înregistrate în cazul subiectului cu Talus - Valgus după 6 luni de utilizare a ortezelor față de momentul inițial și față de subiectul de referință, acest lucru putându-se observa și din tabelul parametrilor spațio-temporali.

În tabelul 3.3 sunt prezentați parametrii spațio-temporali corespunzători analizei dinamice realizate cu *Sistemul 2 - dinamic* și statice realizate cu *Sistemul 2 - static*. În cazul membrului stâng se observă cum valoarea fazei de balans înregistrată la 6 luni de la utilizarea ortezelor scade față de înregistrările inițiale și de referință, iar faza de sprijin crește, acest lucru datorându-se unui mers mai lent. Mersul lent poate fi observat și din valoarea vitezei care scade de la 64 cm/s în momentul începerii utilizării ortezelor la 47.5 cm/s la 6 luni de la utilizarea acestora și din valoarea perioadei de timp al unui ciclu de mers care crește de la 1.21 sec la 1.41 sec.

3.4. - Evaluarea patologiei Talus-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 109

Tabelul 3.3. Parametrii spațio-temporali

	Subiect control		Pacient Talus - Valgus			
	Stâng	Drept	Inițial		După 6 luni	
			Stâng	Drept	Stâng	Drept
<i>Analiză dinamică</i>						
Durata pasului [sec]	0.51±0.01	0.53±0.02	0.68±0.02	0.52±0.03	0.69±0.01	0.72±0.01
Durata fazei de balans [%]	37.44±1.85	40±0.19	40.01±2.34	33.79±0.65	35.71±0.53	35.90±0.41
Durata totală a fazei de sprijin [%]	62.56±1.85	60±0.19	59.98±2.34	66.21±0.65	64.28±0.53	64.08±0.41
Faza de încărcare [%]	10.56±0.22	11.70±0.91	10.33±2.82	16.55±0.16	15.5±0.19	13.19±0.79
Faza de pre-balans [%]	11.70±0.91	10.56±0.22	16.55±0.16	10.33±2.82	13.13±0.79	15.5±0.19
Faza de suport unilateral [%]	40.29±0.7	37.73±1.34	33.10±0.31	39.33±3.3	35.65±0.45	35.46±0.56
Lungimea pasului [cm]	42±2.82	41.5±0.7	41±1.41	38.5±0.7	34±1.41	33±1.41
Lungimea ciclului de mers [cm]	84±1.41		77		68±2.82	
Durata ciclului de mers [sec]	1.04±0.04		1.21±0.01		1.41±0.02	
Cadența [pași/min]	57.5±3.53		50		42±1.41	
Viteza de deplasare [cm/sec]	80±5.65		64		47.5±0.7	
Variabilitatea vitezei [%]	7.19±0.47		3.13±0.01		3.05±0.15	
Lungimea liniei de mers [mm]	157.5±2.12	152.5±0.70	137±4.24	136±5.65	157.5±6.36	160.5±3.53
Lungimea liniei de suport unilateral [mm]	103±4.24	106±5.65	109.5±2.12	109±2.82	110.5±4.94	113.5±14.85
Poziția antero-posterioară [mm]	82.5±0.7		97±1.41		108.5±2.12	
Variabilitatea poziției antero-posterioare [mm]	1		0.5±0.7		1	
Simetria laterală [mm]	0		-5.5±2.12		-6.5±0.7	
Variabilitatea laterală [mm]	2		0.5±0.7		1	

110 Analiza biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior- 3

Analiză statică			
Lățimea elipsei de încredere [mm]	7.65±1.76	4.25±2.33	6.8
Înălțimea elipsei de încredere [mm]	13.95±1.06	8.65±4.31	14.5±4.87
Unghiul elipsei de încredere [°]	11.03±9.05	3.95±0.91	17.25±6.43
Aria elipsei de încredere [mm ²]	78.1±6.36	47.75±8.32	75.2±25.73
Excursia totală a centrului forțelor [mm]	77.05±8.13	80.35±2.19	72.4±6.36
Deviația transversală a CF [mm]	4.65±1.34	1.75±0.91	3.3±0.56
Deviația longitudinală a CF [mm]	4.35±1.48	3.55±1.76	5.5±1.69

Excursia totală a centrului forțelor de presiune plantară scade după 6 luni de utilizare a ortezelor, pe când lungimea liniei de mers crește, apropiindu-se de valorile corespunzătoare subiectului de referință.

Variabilitatea poziției antero-posterioare crește la 6 luni de la purtarea ortezelor de la 0.5±0.7 mm la 1 mm, având o valoare identică cu referința. De asemenea, valoarea variabilității laterale crește la 6 luni de la valoarea de 0.5 ±0.7 mm la 1 mm.

Simetria laterală descrie deplasarea spre stânga sau spre dreapta a centrului forțelor de presiune, luând în considerare toți pașii. Valorile negative ale simetriei laterale indică deplasarea spre stânga a acestui centru, atât la momentul inițial, cât și după 6 luni.

Din analiza parametrilor spațio-temporali ai analizei statice se observă faptul că valorile lățimii, înălțimii și ariei elipsei de încredere cresc la 6 luni de la începutul utilizării ortezelor, apropiindu-se de cele ale subiectului de referință, în cazul nostru considerate ca fiind valori normale.

În figurile 3.19 a, b și c sunt prezentate excursiile totale ale centrelor forțelor de presiune înregistrate în timpul mersului. Excursia centrului de presiune ia în considerare doar momentele în care același membru intră în contact cu solul.

Mersul subiectului cu Talus – Valgus, la 6 luni de la utilizarea ortezelor (figura 3.19.c) nu mai este atât de evaziv ca în momentul inițial, lucru ce se poate observa din gruparea liniilor centrelor de presiune. Punctele corespunzătoare contactului inițial al membrului drept, în cazul subiectului cu Talus – Valgus, în momentul începerii purtării ortezelor, sunt împrăștiate (figura 3.19.b), spre deosebire de cele ale subiectului de referință care sunt grupate (figura 3.19.a). Se poate observa însă că, la 6 luni de la utilizarea ortezelor, punctele corespunzătoare contactului inițial la membrul drept sunt mult mai grupate (figura 3.19.c).

3.5.-Evaluarea patologiei Hallux-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 111

Din cauza patologiei piciorului, în momentul inițial, subiectul cu Talus - Valgus (figura 3.19.b) pășește în var (cu vârfurile înspre interior) spre deosebire de un subiect sănătos care pășește puțin în valg (cu vârfurile orientate înspre exterior) (figura 3.19.a). La 6 luni, se poate observa (figura 3.19.c) cum postura subiectului cu Talus - Valgus începe să se amelioreze, acesta continuând să pășească în var, dar nu atât de accentuat ca în momentul inițial.

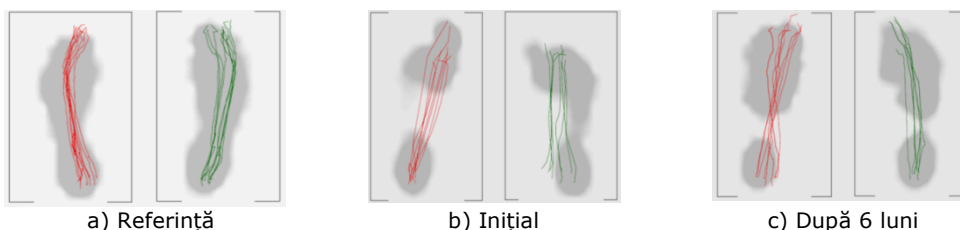


Figura 3.19. Excursia totală a centrului de presiune înregistrată în timpul mersului

În urma determinării și analizării parametrilor spațio-temporali, cinematici și reacțiunii normale în regim static și dinamic, se observă că la 6 luni de la purtarea ortezelor corectoare se evidențiază ușoare ameliorări, în special la nivelul piciorului drept. Aceste ameliorări sunt diferite pentru cele două picioare, ceea ce este explicabil, deoarece și gravitatea afecțiunii este diferită. Rezultatele analizei biomecanice experimentale au fost în concordanță cu concluziile medicului specialist în urma unei investigații clinice. Medicul ortoped a indicat purtarea unor orteze corectoare noi, realizate în urma constatării ameliorărilor apărute și o reevaluare biomecanică a subiectului la un an de la începerea purtării ortezelor.

3.5. Evaluarea patologiei Hallux - Valgus folosind analiza biomecanică experimentală

Hallux - Valgus reprezintă una din cele mai des întâlnite deformații dureroase ale antepiciorului. Hallux - Valgus este însoțit de deviația medială a primului os metatarsian (mont). Degetul mare (halucele) se înclină spre celelalte degete și le împinge până când acestea se suprapun din cauza lipsei spațiului necesar fiecăruia (Giovani & Greisberg, 2007), (Logan, 1995).

În cazurile incipiente de Hallux - Valgus sunt recomandate ortezele de corecție a staticii piciorului, iar în cazuri mai grave se recurge la intervenția chirurgicală, pentru a elimina durerea și pentru îmbunătățirea posturii și mersului.

Deoarece există mai multe tipuri de monturi apărute din diferite cauze, există mai multe tipuri de intervenții chirurgicale pentru rezolvarea acestei afecțiuni, cele mai des utilizate intervenții, descrise și în literatura de specialitate ca fiind: intervențiile tip Scarf, Chevron, artrodeză metatarsofalangiană, etc. (Giovani & Greisberg, 2007).

3.5.1. Studii de evaluare biomecanică experimentală a afecțiunii Hallux - Valgus

În literatura de specialitate au fost publicate numeroase studii referitoare la parametrii spațio-temporali, cinematici și dinamici ai mersului, respectiv la activitatea musculară în timpul activităților zilnice obișnuite ale unor subiecți asimptomatici sau cu diferite patologii, pe grupe de vârstă (copii, adulți, vârstnici)

sau în timpul activităților sportive. În ceea ce privește patologia Hallux - Valgus, deși incidența acesteia în rândul populației este crescută, numărul studiilor publicate este redus. Conform rapoartelor publicate, dintre mărimile caracteristice mersului, reacțiunea normală reprezintă un parametru important.

Burnett et al. au realizat în anul 2011 un studiu pe 35 de subiecți asimptomatici cu o medie de vârstă de 23 de ani pentru evaluarea simetriei reacțiunilor solului și activității musculare ale coloanei lombare, trunchiului și membrilor inferioare, dezvoltate în timpul mersului, așezării și ridicării, luând în considerare, comparativ, partea dominantă și ne-dominantă. Au fost înregistrate 6 sesiuni experimentale, 3 pentru partea dominantă și 3 pentru partea ne-dominantă. Concluzia cercetării a fost că nu apar diferențe majore ale reacțiunii normale în timpul mersului între piciorul dominant și cel ne-dominant (Burnett et al., 2011).

Leitner et al. au realizat în anul 2011 un studiu având ca scop determinarea reacțiunilor normale ce apar în timpul urcatului și coborâtului scărilor. La acest studiu au participat 48 de subiecți vârstnici, cu o medie de vârstă de 81.1 ani. Subiecții au realizat 3 sesiuni de urcare a scărilor și 3 de coborâre, cu o viteză normală, liber stabilită. Au fost utilizate 2 platforme de forță Kistler 9286BA poziționate în treapta a treia și a patra a unei scări de lemn cu 6 trepte. Rezultatul indică o bună repetabilitate a reacțiunilor normale la urcatul scărilor, în timp ce pentru coborârea scărilor datele sunt mai puțin relevante (Leitner et al., 2011).

Larsen et al. au analizat în anul 2008 reacțiunile normale ce apar în timpul urcării și coborârii scărilor pe un lot de 30 de subiecți (19 bătrâni și 11 tineri). Scopul a fost acela de a investiga efectul vârstei asupra reacțiunilor normale în timpul urcării și coborârii scărilor cu diferite viteze. Concluzia studiului a constatat în faptul că viteza de urcare/coborâre a scărilor, diferită pentru cele două grupe de vârstă, nu produce diferențe majore în cazul reacțiunilor normale (Larsen et al., 2008).

Sacco et al. au realizat în anul 2006 un studiu în vederea evaluării reacțiunilor normale apărute la jucătorii de baschet în timpul jocului. Investigațiile au fost realizate pe 8 jucători cu vârsta cuprinsă între 17 și 25 ani. Aceștia au fost investigați în 3 ipostaze: cu pantofi de sport normali, cu orteze de gleznă de tip Aircast și cu orteză textilă (benzi de stabilizare) pentru stabilizarea gleznei și siguranță în timpul activității fizice. Rezultatul cercetării a condus la concluzia că ortezele de gleznă și benzile de stabilizare scad reacțiunile normale în unele cazuri, iar în alte cazuri le cresc pe parcursul jocului, ceea ce conduce la limitarea mobilității articulare. Din acest motiv, autorii recomandă prescrierea și utilizarea cu atenție a ortezelor și a benzilor de stabilizare în timpul jocului de baschet (Sacco et al., 2006).

Snijders et al. au propus în anul 1986 un model care prezintă caracteristicile dominante ale patologiei Hallux - Valgus, din punct de vedere al forțelor dezvoltate. Modelul a fost verificat prin măsurarea forțelor sub degetul mare în trei direcții, cu ajutorul unei plăci de forță. Studiul a arătat că forța din flexorul hallucis longus este însoțită de efecte secundare nefavorabile atunci când halucele are o poziție valgus. Concluzia acestui studiu recomandă artrodeza articulației metatarsofalangiene ca metodă de tratament (Snijders et al., 1986).

Nix et al. au publicat în 2013 un articol referitor la studiul parametrilor mersului, asociați cu patologia Hallux - Valgus, care reprezintă totodată o sinteză a cercetărilor publicate în bazele de date electronice (Medline, Embase, CINAHL) până în octombrie 2011. Au fost sintetizate nouă studii care au inclus un total de 589 de participanți cu patologia Hallux - Valgus. Trei studii asupra presiunii plantare au raportat o încărcare crescută a halucelui și antepiciorului medial, în timp ce un

3.5.-Evaluarea patologiei Hallux-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 113

studiu a constatat o încărcare redusă a primului metatarsian. Participanții au prezentat mișcări de amplitudini reduse pentru gleznă și retropicior în faza de sprijin terminal și o activitate musculară crescută. Cele mai multe studii nu au raportat diferențe ale parametrilor spațio-temporali, cu toate acestea, un studiu a constatat anumite diferențe: viteză redusă, lungimea pasului mai mică și o variabilitate ridicată a parametrilor mersului la participanții vârstnici (Nix et al., 2013).

3.5.2. Evaluarea patologiei Halux -Valgus pre și post operator, în regim dinamic, în funcție de vârsta subiecților

Pentru studierea reacțiilor normale care apar în timpul mersului, în faza de sprijin a piciorului pe sol și pentru studierea parametrilor spațio-temporali, în cercetarea efectuată au fost analizați 10 subiecți cu patologia Hallux - Valgus preoperator și postoperator la 3 luni după operație. Subiecții, de sex feminin au avut vârste cuprinse între 20 și 60 ani, cu înălțimea și masa corporală diferite. Aceștia au fost împărțiți în trei categorii de vârstă: 20-30 ani, 40-50 ani și 51-60 ani. Cei 10 subiecți prezentând Hallux - Valgus au suferit intervenții chirurgicale diferite pentru corectarea acestei deformații. Pentru a observa ameliorările în urma intervențiilor chirurgicale, parametrii rezultați au fost comparați cu cei ai unui număr de 10 subiecți asimptomatici cu vârstele cuprinse în aceleași categorii.

Cei 10 subiecți cu Hallux – Valgus, cât și cei 10 subiecți asimptomatici au fost investigați utilizând *Sistemul 2* de analiză a distribuției presiunii plantare existent în Laboratorul de Analiză a Mișcării din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală, al Universității Politehnica Timișoara. Studiul a fost realizat în colaborare cu Spitalul Clinic Județean de Urgențe Timișoara, Clinica 1 de Ortopedie și Traumatologie.

În regim dinamic, au fost realizate 5 sesiuni experimentale, pentru toți subiecții investigați (asimptomatici și Hallux - Valgus pre și post-operator). Frecvența de eșantionare a fost stabilită la 100 de Hz.

Datele achiziționate cu *Sistemul 2 din* au fost stocate, iar parametrii spațio-temporali de interes (viteza, cadența, durata pasului, faza de balans, faza de de sprijin, etc.), diferiți de reacțiunile normale au fost generate în raportul de analiză după marcarea prealabilă a pașilor.

Pentru calcularea valorilor reacțiilor normale, a fost folosit protocolul de investigare și procesare a datelor descris în capitolul 3.3.3. Din datele obținute în urma investigării au fost selectate doar cele corespunzătoare piciorului afectat de Hallux - Valgus. După obținerea datelor corespunzătoare fiecărui subiect s-a efectuat media valorilor/subiect și media corespunzătoare fiecărei grupe de vârstă.

În cazul grupei de vârstă 20-30 ani au fost analizați 2 subiecți având Hallux - Valgus la piciorul drept. Această grupă cuprinde un număr restrâns de subiecți deoarece Hallux - Valgus este o afecțiune mai rar întâlnită la această vârstă.

Pentru grupa de vârstă 40-50 ani au fost analizați 5 subiecți cu Hallux – Valgus, de asemenea la piciorul drept. Conform literaturii de specialitate, afecțiunea se declanșează în general în jurul vârstei de 40 de ani, de aceea în cadrul acestei grupe de vârstă am avut posibilitatea de a investiga un număr mai mare de subiecți.

În grupa de vârstă 51-60 ani au fost analizați 3 subiecți cu Hallux - Valgus la piciorul stâng. Numărul subiecților analizați în această grupă a fost mai mic deoarece majoritatea persoanelor care suferă de această afecțiune apelează, până la această vârstă, la diferite metode de tratament, inclusiv intervenția chirurgicală.

Pentru subiecții asimptomatici (grupul de control) împărțiți pe aceleași grupe de vârstă, a fost analizat același picior ca și în cazul celor cu Hallux - Valgus.

Analiza subiecților din grupul de vârstă 20 - 30 ani

Cei doi subiecți aparținând grupei de vârstă 20-30 ani, au fost analizați cu câteva zile înainte de efectuarea osteotomiei de corecție chirurgicală la piciorul drept și post-operator, la 3 luni de la operație.

În figura 3.20 sunt prezentate grafic reacțiunile normale medii ale subiecților cu Hallux - Valgus preoperator și postoperator, precum și cele ale unui subiect de referință în vederea comparării și evaluării reabilitării subiecților în urma operației. Pentru analiza comparativă a fost necesară normalizarea timpului (procente din faza de sprijin), deoarece parametrii spațio-temporali variază de la un subiect la altul (în special durata ciclului de mers). Valorile reacțiunii normale au fost mediate pentru fiecare subiect (au fost realizate 5 sesiuni experimentale pentru fiecare subiect) și pentru grupul de vârstă. Pentru evaluarea variabilității s-au calculat și deviațiile standard. Valorile maxime ale mediilor deviațiilor standard sunt: ± 42.77 pentru grupul de control (subiecții asimptomatici), ± 46.31 pentru pacienții cu Hallux - Valgus preoperator și ± 40.75 pentru pacienții cu Hallux - Valgus postoperator.

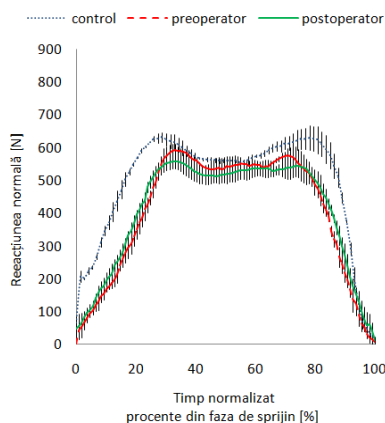


Figura 3.20. Reacțiunea normală și deviația standard pentru grupul de vârstă 20-30 ani

Reacțiunile normale medii pentru piciorul stâng nu au fost reprezentate grafic deoarece subiecții investigați au prezentat Hallux - Valgus la ambele picioare și au fost planificați pentru operație la scurt timp după vindecarea piciorului drept.

După cum se poate observa în figura 3.20 nu apar diferențe semnificative între reacțiunile normale pre- și postoperator deoarece, datorită vârstei și unei bune condiții fizice, Hallux - Valgus încă nu a afectat foarte mult mersul subiecților.

Valorile maxime ale reacțiunilor normale corespunzătoare sprijinului intermediar și final preoperator sunt de 591.25 N, respectiv 575.5 N. Valorile maxime ale reacțiunilor normale corespunzătoare sprijinului intermediar și final postoperator sunt de 558.5 N, respectiv 544.5 N. În cazul grupului de control, valorile maxime corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 631.5 N, respectiv 630.25 N.

În tabelul 3.4 sunt prezentați parametrii spațio-temporali rezultați din raportul *Sistemului 2 din*. În tabelul 3.4 faza de balans înregistrată postoperator scade față de înregistrările preoperatorii și de control, iar faza de sprijin crește postoperator, acest lucru datorându-se unui mers mai lent postoperator. Mersul lent se poate observa și din valorile vitezei care scad de la o valoare de 57 cm/s la 54 ± 5.6 cm/s. Valorile lungimii pasului și lungimii ciclului de mers cresc după operație, apropiindu-se de valorile subiecților din grupul de control. Valoarea

3.5.-Evaluarea patologiei Hallux-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 115

lungimii liniei de mers crește postoperator de la 165 ± 1.4 mm la 215 ± 1.4 mm, apropiindu-se foarte mult de grupul de control (222 ± 1.4 mm). Valoarea lungimii liniei de suport unilateral crește postoperator de la 98.5 ± 2.1 mm la 133.5 ± 5 mm, apropiindu-se de valoarea grupului de control de 140 ± 2.8 mm. Valoarea poziției antero - posterioară crește postoperator de la 84.5 ± 4.9 mm la 121 ± 5.7 mm și se apropie de valoarea grupului de control de 126 ± 4.2 . Variabilitatea poziției antero-posterioare scade față de preoperator de la 3.5 ± 3.5 mm la 2 mm, având o valoare aproape identică cu cea a grupului de control (2 ± 2.8 mm). Postoperator, simetria laterală scade considerabil față de valoarea preoperatorie, apropiindu-se de valoarea grupului de control. Variabilitatea laterală scade postoperator față de valoarea preoperatorie și este aproape identică cu valoarea grupului de control.

Tabelul 3.4. Parametrii spațio-temporali pentru grupul de vârstă 20 - 30 ani

Parametrul	Control	Preoperator	Postoperator
	Valoarea \pm deviația standard		
Durata pasului [sec]	0.6 ± 0.03	0.73	0.9 ± 0.02
Durata fazei de balans [%]	36.4 ± 2.5	37 ± 2.2	31 ± 0.7
Durata totală a fazei de sprijin [%]	63.6 ± 2.5	63 ± 2.1	69 ± 0.7
Faza de încărcare [%]	14.24 ± 2	20.05 ± 1.1	17.5 ± 1.5
Faza de pre-balans [%]	13.4 ± 2	14.6 ± 0.2	18 ± 3.4
Faza de suport unilateral [%]	36 ± 2	28.3 ± 3.6	33.5 ± 1.2
Lungimea pasului [cm]	56 ± 2.82	46.5 ± 0.7	49 ± 1.4
Lungimea ciclului de mers [cm]	120.5 ± 2.1	81.5 ± 3.5	97 ± 1.4
Durata ciclului de mers [sec]	1.2 ± 0.02	1.4 ± 0.04	1.7 ± 0.1
Cadenta [pași/min]	46	42 ± 1.4	33.5 ± 3.5
Viteza de deplasare [cm/sec]	92.5 ± 0.7	57	54 ± 5.6
Variabilitatea vitezei [%]	3 ± 2.4	3.5 ± 2.2	4.74 ± 3.2
Lungimea liniei de mers [mm]	222 ± 1.4	165 ± 1.4	215 ± 1.4
Lungimea liniei de suport unilateral [mm]	140 ± 2.8	98.5 ± 2.1	133.5 ± 5
Poziția antero-posterioară [mm]	126 ± 4.2	84.5 ± 4.9	121 ± 5.7
Variabilitatea poziției antero-posterioare [mm]	2 ± 2.8	3.5 ± 3.5	2
Simetria laterală [mm]	2 ± 4.2	23.5 ± 14.8	4
Variabilitatea laterală [mm]	1.5 ± 2.1	6 ± 5.6	1.5 ± 0.7

Analizând graficul reacțiunii normale și tabelul parametrilor spațio-temporali realizate pentru subiecții cu Hallux - Valgus în urma operațiilor chirurgicale se constată că apare o ameliorare a mersului subiecților față de momentul preoperator.

Analiza subiecților din grupul de vârstă 40 - 50 ani

Subiecții corespunzători grupei de vârstă 40-50 ani au fost analizați în aceeași zi cu operația chirurgicală și postoperator la 3 luni de la efectuarea acesteia. Au fost luate în considerare datele obținute în urma înregistrărilor pentru piciorul drept, acesta fiind piciorul afectat de Hallux - Valgus.

În figura 3.21 sunt prezentate mediile reacțiunilor normale și deviația standard ale subiecților cu Hallux - Valgus înainte și după operația chirurgicală, precum și cele ale subiecților din grupul de control. Valorile maxime ale mediilor deviațiilor standard sunt: ± 19.79 pentru grupul de control (subiecții asimptomatici), ± 55.5 pentru pacienții cu Hallux - Valgus preoperator și ± 57.27 pentru pacienții cu Hallux - Valgus postoperator.

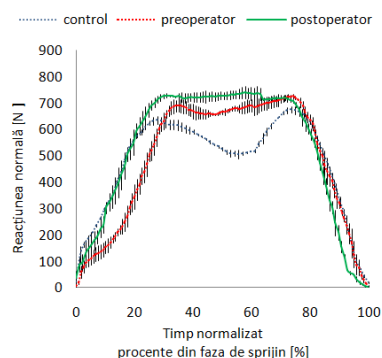


Figura 3.21. Reacțiunea normală și deviația standard pentru grupul de vârstă 40-50 ani

În grafic se observă faptul că, postoperator, contactul călcâiului cu solul are loc mai rapid, iar valoarea forțelor care acționează la nivelul plantar este mai mare, lucru datorat dispariției durerii și unei mai bune siguranțe în mers (Stoia et al.-2, 2013). Preoperator valorile maxime ale reacțiunilor normale medii corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 691.75 N, respectiv 726.5 N. Postoperator valorile maxime ale reacțiunilor normale medii corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 728.25 N, respectiv 740.25 N. În cazul grupului de control, valorile maxime corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 636 N, respectiv 675.5 N.

Parametrii spațio-temporali corespunzători grupei de vârstă 40-50 ani sunt prezentați în tabelul 3.5.

Din tabelul 3.5, se poate observa că după operația chirurgicală apare o mică creștere a valorii fazei de balans și reducerea fazei de sprijin. Valorile postoperatorii ale celor două faze sunt încă îndepărtate de cele ale grupului de control. Se observă, de asemenea, o ușoară îmbunătățire a mersului și din creșterea vitezei și cadenței după operația chirurgicală. Lungimea ciclului de mers crește postoperator de la 87.5 ± 6.3 cm la 93.5 ± 9.2 cm și se apropie de valoarea grupului de control (112.5 ± 0.7 cm). Lungimea liniei de mers crește postoperator apropiindu-se de cea a grupului de control.

Toate aceste date demonstrează faptul că după 3 luni de la intervenția chirurgicală au apărut unele îmbunătățiri în mersul celor 5 subiecți cu Hallux - Valgus analizați. Investigarea va fi repetată la un an de zile de la operație, moment în care piciorul, ar trebui să fie complet vindecat.

3.5.-Evaluarea patologiei Hallux-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 117

Tabelul 3.5. Parametrii spațio-temporali pentru grupul de vârstă 40-50 ani

Parametrul	Control	Preoperator	Postoperator
	Valoarea ± deviația standard		
Durata pasului [sec]	0.5±0.007	0.9±0.2	0.7±0.01
Durata fazei de balans [%]	36±0.02	25.5±3.4	26.3±3.2
Durata totală a fazei de sprijin[%]	64±0.02	74.4±3.4	73.7±3.2
Faza de încărcare [%]	13.4±1.1	27.2±0.3	29.7±6
Faza de pre-balans [%]	13.9±0.5	22.8±0.6	18.9±4.1
Faza de suport unilateral [%]	36.7±1.6	24.4±3.8	25.1±5.1
Lungimea pasului [cm]	54.5±0.7	46±1.4	46.5±2.2
Lungimea ciclului de mers [cm]	112.5±0.7	87.5±6.3	93.5±9.2
Durata ciclului de mers [sec]	1.1±0.007	1.9±0.2	1.6±0.04
Cadența [pași/min]	53.5±0.7	31.5±2.1	37.5±0.7
Viteza de deplasare [cm/sec]	100±1.41	46±7.1	58±5.6
Variabilitatea vitezei [%]	1.6±1.6	10.3±3.7	6.5±0.2
Lungimea liniei de mers [mm]	214.5±0.7	198±2.8	209±15.5
Lungimea liniei de suport unilateral [mm]	148.5±0.7	113.5±10.6	120.5±20.5
Poziția antero-posterioară [mm]	125.5±0.7	126.5±2.1	128±5.7
Variabilitatea poziției antero-posterioare [mm]	1	1.5±0.7	1.5±0.7
Simetria laterală [mm]	(-)10.5±9.2	7.5±2.1	(-)6±8.5
Variabilitatea laterală [mm]	1	2±1.4	2.5±2.1

Analiza subiecților din grupul de vârstă 51 - 60 ani

Cei trei subiecți ai grupului de vârstă 51-60 ani au fost investigați, de asemenea, în aceeași zi în care s-a realizat și operația chirurgicală și la 3 luni de la aceasta, fiind luate în considerare datele înregistrate pentru piciorul stâng, afectat de Hallux - Valgus.

Figura 3.22 prezintă mediile reacțiunilor normale și deviația standard ale subiecților cu Hallux - Valgus înainte și după operația chirurgicală, precum și cele ale subiecților din grupul de control. Valorile maxime ale mediilor deviațiilor standard sunt: ± 48.43 pentru grupul de control (subiecții asimptomatici), ± 38.94 pentru piciorul drept (neafectat de Hallux - Valgus) al pacienților cu Hallux - Valgus la piciorul stâng, ± 55.50 pentru piciorul stâng al pacienților cu Hallux - Valgus preoperator și ± 51.61 pentru pacienții cu Hallux - Valgus postoperator.

Din graficul reacțiunilor normale (figura 3.22) se poate observa că postoperator, ca și la grupul de vârstă 40 - 50 ani, contactul călcâiului cu solul și faza de încărcare a sarcinii se produc mult mai rapid datorită dispariției durerii de la nivelul plantei piciorului, avute înaintea operației (Stoia et al.-2, 2013). Preoperator, valorile maxime ale reacțiunilor normale corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 552.5 N, respectiv 570 N. Postoperator valorile maxime ale reacțiunilor normale corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 728.25 N, respectiv 740.25 N. În cazul piciorului drept al pacientului cu Hallux - Valgus valorile maxime ale reacțiunilor normale corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 555.16 N, respectiv 572 N. În cazul grupului de control, valorile maxime ale reacțiunilor normale corespunzătoare sprijinului intermediar și final sunt de 842 N, respectiv 830.5 N.

În tabelul 3.6 sunt prezentați parametrii spațio-temporali pentru grupul de vârstă 51-60 ani. Media valorilor postoperatorii ale fazei de balans crește față de momentul preoperator de la 29.9% la 37.8%, depășind chiar și valoarea de 34.7% înregistrată la grupul de control și valoarea de 27.8% a piciorului neafectat de Hallux - Valgus, iar faza de balans în momentul postoperator scade de la 70.1% la 62.2% și se apropie de valoarea grupului de control.

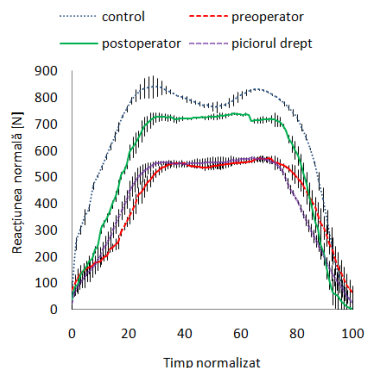


Figura 3.22. Reacțiunea normală și deviația standard pentru grupul de vârstă 51-60 ani. Piciorul stâng – control, pre-operator, post-operator; piciorul drept

La grupul de vârstă 51 - 60 ani ameliorarea mersului se constată (tabelul 3.6) prin mărirea vitezei și a cadenței, respectiv micșorarea timpului necesar realizării unui ciclu de mers și a duratei pasului. Postoperator, se îmbunătățesc valorile lungimii liniei de mers, liniei de suport unilateral și variabilității laterale.

Tabelul 3.6. Parametrii spațio-temporali pentru grupul de vârstă 51-60 ani

Parametrul	Control	Preoperator	Postoperator
	Valoarea ± deviația standard		
Durata pasului [sec]	0.6±0.02	0.8±0.04	0.5±0.03
Durata fazei de balans [%]	34.7±1.1	29.9±2.2	37.8±1.4
Durata totală a fazei de sprijin [%]	65.3±1.1	70.1±2.2	62.2±1.4
Faza de încărcare [%]	15.6±0.1	20.6±1.8	14.7±2.2
Faza de pre-balans [%]	15.6±1	20.2±0.9	14.6±2
Faza de suport unilateral [%]	34.1±2	29.3±3.1	32.8±1.6
Lungimea pasului [cm]	54±1.4	33	53
Lungimea ciclului de mers [cm]	107±1.4	70.5±3.5	100.5±5
Durata ciclului de mers [sec]	1.2±0.007	16±0.1	1±0.05
Cadența [pași/min]	48.5±0.7	38±3	59±2.8
Viteza de deplasare [cm/sec]	87±2.8	44.5±5	98.5±9.2
Variabilitatea vitezei [%]	0.6±0.5	5.5±0.4	2.7±1.1
Lungimea liniei de mers [mm]	221±2.8	181±1.4	197.5±5
Lungimea liniei de suport unilateral [mm]	142.5±5	88.5±9.2	126±4.2
Poziția antero-posterioară [mm]	129	109.5±0.7	107±2.8
Variabilitatea poziției antero-posterioare [mm]	0	2.5±0.7	1±1.4
Simetria laterală [mm]	4.5±2.1	(-)5.5±0.7	2.5±2.1
Variabilitatea laterală [mm]	0.5±0.7	4±1.4	1±1.4

Analizând atât reacțiunile normale, cât și parametrii spațio-temporali la 3 luni de la intervenția chirurgicală putem concluziona faptul că la subiecții aparținând grupului de vârstă 51-60 ani reabilitarea piciorului operat a fost mult mai rapidă decât în cazul grupei 40-50 ani.

3.5.3. Evaluarea patologiei Halux-Valgus pre- și post operator, în regim static, în funcție de vârsta subiecților

Cei 10 subiecți cu Hallux - Valgus (pre și postoperator) și subiecții din lotul de control au fost analizați cu ajutorul *Sistemului 2* și în regim static. Frecvența de eșantionare în acest caz a fost stabilită tot la 100 de Hz. Investigația s-a realizat prin plasarea subiecților în poziție ortostatică pe platformă conform protocolului de investigare descris în subcapitolul 3.2.2.

În figura 3.23 sunt prezentate amprente plantare în regim static, înregistrate preoperator, ale câte unui subiect cu Hallux - Valgus reprezentativ pentru fiecare grup de vârstă și pentru un subiect din grupul de control, iar în figura 3.24 sunt prezentate amprente plantare la 3 luni de la intervenția chirurgicală (Stoia et al.-2, 2013).

Analizând amprente plantare determinate cu *Sistemul 2 static*, se observă modul în care subiecții își distribuie greutatea pe sol. Deoarece Hallux - Valgus afectează regiunea antepiciorului, aceasta va fi cea pe care o vom analiza din amprente plantare înregistrate în regim static. Din conturul amprentelor plantare achiziționate se poate observa că această regiune diferă de la un subiect la altul, atât din punct de vedere al formei și al ariei, cât și al valorilor presiunilor.

Ampretele plantare din figurile 3.23 b, c, d, achiziționate înainte de intervenția chirurgicală, evidențiază faptul că subiecții cu Hallux - Valgus își distribuie greutatea mai mult pe călcâie, din cauza disconfortului din zona antepiciorului.

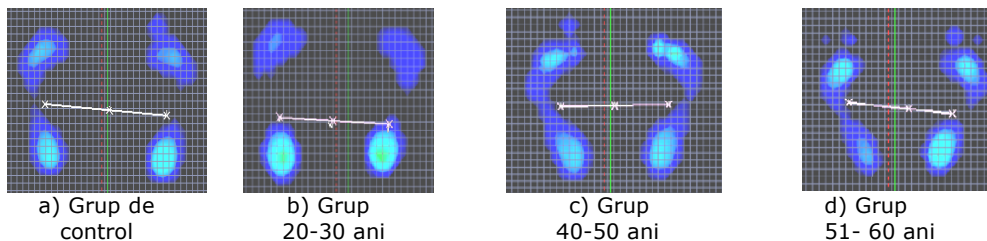


Figura 3.23. Presiunile plantare în regim static pentru subiecții reprezentativi fiecărui grup, înaintea intervenției chirurgicale

La 3 luni de la intervenția chirurgicală, amprente din regiunea antepiciorului, corespunzătoare grupului de vârstă 20 - 30 ani, nu prezintă modificări majore (figura 3.24. b). Postoperator, la grupul de vârstă 40 - 50 ani, se observă dispariția presiunii de la nivelul regiunii primului metatarsian și mărirea suprafeței de contact a antepiciorului cu solul (figura 3.24. c). La grupul de vârstă 51 - 60 ani (figura 3.24. d) se observă o suprafață mai mare de contact a antepiciorului cu solul, datorată dispariției disconfortului și durerii de dinainte de intervenția chirurgicală.

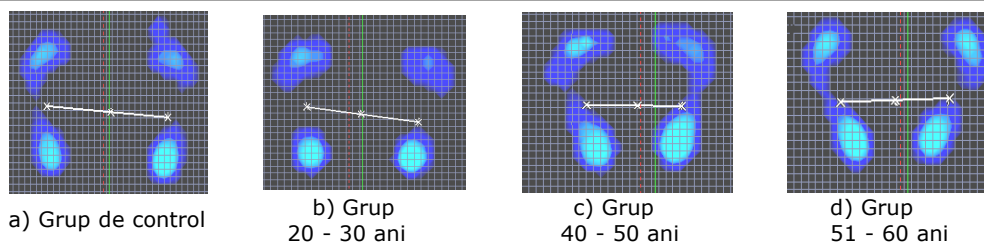


Figura 3.24. Presiunile plantare în regim static pentru subiecții reprezentativi fiecărui grup, după intervenția chirurgicală

Proiecțiile centrelor de greutate sunt situate în interiorul poligoanelor de sprijin, în toate cazurile. Pozițiile centrelor de presiune COP reflectă o distribuție îmbunătățită postoperator, în special în cazul grupului 20 - 30 ani.

Valorile maxime ale presiunilor plantare exercitate la nivelul antepiciorului și retropiciorului pre și postoperator pentru subiectul reprezentativ aparținând fiecărei grupe de vârstă sunt prezentate în tabelul 3.7.

Tabelul 3.7. Valorile maxime ale presiunii plantare

Presiuni maxime [N/cm ²]					
		Picior stâng		Picior drept	
		Antepicior	Retropicior	Antepicior	Retropicior
Grup 20-30 ani	Control	5	11	5	12
	Hallux - Valgus preoperator	6	10	3	12
	Hallux - Valgus postoperator	6	8	10	5
Grup 40-50 ani	Control	6	8	6	10
	Hallux - Valgus preoperator	7	7	12	7
	Hallux - Valgus postoperator	9	9	5	11
Grup 51-60 ani	Control	6	9	10	9
	Hallux - Valgus preoperator	10	7	7	12
	Hallux - Valgus postoperator	7	10	7	10

Cu toate aceste mici diferențe apărute, putem afirma faptul că acest tip de investigație nu furnizează informații elocvente pe baza cărora să se poată constata schimbările apărute în zona antepiciorului (Stoia et al.-2, 2013).

În concluzie putem menționa faptul că, în urma analizei presiunii plantare în regim dinamic a subiecților cu Hallux - Valgus, se obțin informații de interes pentru medicii ortopezi, referitoare la schimbările ce apar la nivelul piciorului, la 3 luni de la operația chirurgicală.

3.5.4. Evaluarea recuperării unui subiect cu Hallux - Valgus. Studiu de caz

Evaluarea patologiei și a recuperării unui pacient se poate realiza comparativ, la anumite intervale de timp, conform recomandării medicului ortoped. Pentru realizarea unui astfel de studiu s-a ales un subiect din grupurile investigate (sex feminin, vârsta 25 ani, înălțimea 167 cm, masa corporală 56 kg), pentru care

3.5.-Evaluarea patologiei Hallux-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 121

s-au realizat aceleași tipuri de înregistrări la 4 momente de timp: preoperator, respectiv la 1.5 luni, 3 luni și 6 luni după intervenția chirurgicală (intervenție tip Scarf - fixare internă cu 2 șuruburi). Investigarea a fost realizată utilizând *Sistemul 2 din.* de analiză a mersului și distribuției presiunii plantare.

Datele rezultate în urma investigării au fost importate în fișiere ASCII, pentru determinarea reacțiilor normale și în fișiere ADP, pentru determinarea amprentelor plantare și analizate apoi în Microsoft Office Excel (Pașca et al., 2013).

3.5.4.1. Analiza variației reacțiunii normale

Au fost selectate datele corespunzătoare piciorului drept al subiectului cu Hallux - Valgus investigat în intervalul preoperator ÷ 6 luni postoperator și analizate conform protocolului de investigare și procesare a datelor descris în capitolul 3.3.3.

În figura 3.25 sunt reprezentate reacțiunile normale ale subiectului investigat în funcție de timpul normalizat (procente din faza de sprijin).

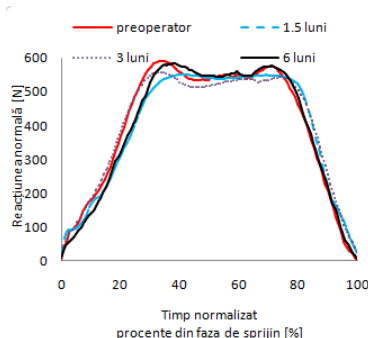


Figura 3.25. Variația reacțiilor normale înregistrate pentru piciorul drept, în intervalul preoperator ÷ 6 luni postoperator

Din graficul reprezentat în figura 3.25 și din tabelul 3.8 nu pot fi identificate diferențe majore între valorile reacțiunii normale și parametrilor spațio-temporali înregistrate în timpul celor patru investigații. Trebuie subliniat faptul că patologia nu a prezentat o formă gravă de deformare a antepiciorului, ceea ce este în concordanță cu vârsta pacientei.

Reacțiunile normale corespunzătoare fazei de sprijin, obținute în cele patru sesiuni de înregistrări (preoperator ÷ 6 luni postoperator) au fost divizate în 7 subfaze (figura 3.26) pentru o mai bună interpretare a datelor. Divizarea în cele 7 subfaze a fost realizată ținând seama de faptul că faza de sprijin are 5 subfaze (contact inițial, încărcarea sarcinii, sprijin intermediar, sprijin final și prebalans) (Pașca et al., 2013).

În graficul din figura 3.26, s1- s7 simbolizează cele 7 subfaze în care a fost divizată variația reacțiunii normale (Pașca et al., 2013):

- Subfaza 1 (s1) corespunde contactului inițial al călcâiului cu solul;
- Subfaza 2 (s2) corespunde tranziției dintre subfaza 1 și subfaza 3. Deoarece valorile cuprinse în acest interval nu au putut fi bine aproximate în vederea utilizării lor în interpretarea datelor, această subfază nu a mai fost luată în considerare;
- Subfaza 3 (s3) corespunde fazei de încărcare a sarcinii;
- Subfaza 4 (s4) corespunde fazei de sprijin intermediar;

122 Analiza biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior- 3

- Subfaza 5 (s5) reprezintă sprijinul unilateral și este formată din valorile terminale ale fazei de sprijin intermediar și din valorile inițiale ale fazei de sprijin terminal;
- Subfaza 6 (s6) corespunde fazei de sprijin terminal;
- Subfaza 7 (s7) corespunde fazei de pre-balans.

J. Perry în *Gait Analysis Normal and Pathological Function* prezintă un model de divizare a variației reacțiunii normale, în patru subfaze corespunzătoare unui ciclul de mers: faza de încărcare, faza de sprijin intermediar, faza de sprijin terminal și faza de pre-balans (Perry, 1992).

În acest studiu, divizarea variației reacțiunii normale diferă de cea prezentată în literatura de specialitate prin introducerea a 3 subfaze suplimentare: faza corespunzătoare contactului inițial al călcâiului cu solul (subfaza 1), faza corespunzătoare tranziției dintre contactul călcâiului cu solul și cea de încărcare a sarcinii (subfaza 2) și faza corespunzătoare sprijinului unilateral (subfaza 5) (figura 3.26).

Tabel 3.8. Parametrii spațio-temporalii subiectului cu Hallux- Valgus (picior drept), în intervalul preoperator ÷ 6 luni postoperator

Parametrul	preoperator	1.5 luni	3 luni	6 luni
	Valoarea ± deviația standard			
Durata pasului [sec]	0.69±0.04	0.73	0.84±0.05	0.79±0.09
Durata fazei de balans [%]	31.25±0.83	36.20±1.03	30.5±0.01	29.44±0.37
Durata totală a fazei de sprijin[%]	68.75±0.83	63.79±1.03	69.5±0.01	70.55±0.37
Faza de încărcare [%]	14.32±0.13	19.68±0.65	16.48±0.01	18.19±2.55
Faza de pre-balans [%]	18.6±0.86	14.54±0.17	19.53±1.31	20.90±2.89
Faza de suport unilateral [%]	35.83±0.18	29.56±1.87	33.26±0.81	31.45±0.03
Lungimea pasului [cm]	37±1.41	46.5±0.70	50.5±0.70	49±7.09
Lungimea ciclului de mers [cm]	87.5±4.94	82.5±2.12	97±1.41	95.5±9.19
Durata ciclului de mers [sec]	1.39±0.09	1.43±0.03	1.73±0.12	1.63±0.16
Cadența [pași/min]	43±2.82	41.5±0.70	33±2.82	36±2.82
Viteza de deplasare [cm/sec]	62.5±7.77	57	54±5.65	57±9.89
Variabilitatea vitezei [%]	3.52±2.15	4.28±1.11	5.35±2.29	4.45±3.09
Lungimea liniei de mers [mm]	207.5±2.12	166	218±2.82	203.5±2.12
Lungimea liniei de suport unilateral [mm]	140.5±19.09	101±5.65	133±4.24	141
Poziția antero-posterioară [mm]	94.5±9.19	86.5±2.12	121±6.36	121.5±7.77
Variabilitatea poziției antero-posterioare [mm]	3±2.43	5±1.41	1.5±0.7	1
Simetria laterală [mm]	12±1.41	17.5±6.36	4	-2.5±6.36
Variabilitatea laterală [mm]	5±7.07	8.5±2.12	1	1

3.5.-Evaluarea patologiei Hallux-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 123

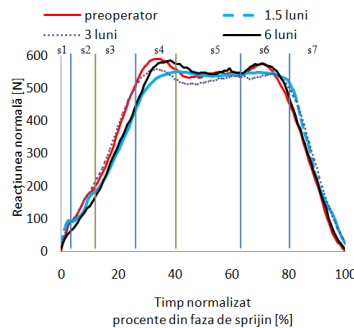


Figura 3.26. Cele 7 subfaze ale variației reacțiunii normale

Subfaza 1 (s1) (figura 3.27) este reprezentată prin dreapta de ecuație y și se caracterizează prin panta sa (Pașca et al., 2013).

- La examinarea preoperatorie a subiectului, dreapta de ecuație a subfazei 1 a fost $y = 29.86x + 4.65$, iar panta dreptei $m = 29.86$.
- La 1.5 luni de la operație, dreapta de ecuație a subfazei 1 a fost $y = 30.35x + 24.61$, iar panta dreptei $m = 30.35$.
- La 3 luni de la operația membrului drept al subiectului, dreapta de ecuație a subfazei 1 a fost $y = 25.43x + 18.22$, iar panta dreptei $m = 25.43$.
- La ultima evaluare, 6 luni postoperator - membrul drept, dreapta de ecuație a subfazei 1 a fost $y = 22.2x + 8.66$, iar panta dreptei $m = 22.2$.

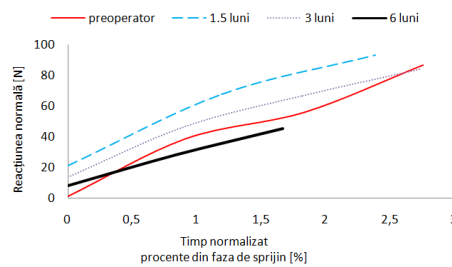


Figura 3.27. Variația reacțiunilor normale în timpul subfazei 1

Analizând rezultatele obținute se observă cum valoarea pantei dreptei crește la 1.5 luni de la operație, iar apoi scade în mod constant până la ultima evaluare a subiectului la 6 luni postoperator.

În urma determinării pantei în cazul subfazelor 1, 3 și 7 a fost calculat unghiul dintre panta dreptei și abscisa care este axa timpului normalizat. Valorile unghiurilor corespunzătoare celor 4 evaluări sunt prezentate în tabelul 3.9 (Pașca et al., 2013).

Tabelul 3.9. Unghiurile pantei corespunzătoare subfazelor 1, 3 și 7

	subfaza 1 [°]	subfaza 3 [°]	subfaza 7 [°]
preoperator	45.91	34.45	-37.2
postoperator 1.5 luni	46.67	28.86	-40.1
postoperator 3 luni	38.94	31.52	-40.35
postoperator 6 luni	33.87	30.01	-38.32

Valorile mai ridicate ale unghiurilor generate în subfaza 1 (tabelul 3.9) indică un contact mai rapid al călcâiului cu solul, iar valorile mai mici ale unghiurilor indică un contact mai lent al călcâiului cu solul.

Subfaza 3 (figura 3.28) la rândul ei este reprezentată prin dreapta de ecuație y și se caracterizează tot prin panta sa (Pașca et al., 2013).

- Preoperator, dreapta de ecuație a subfazei 3 a fost $y = 22.57x - 81.07$ iar panta dreptei, $m = 22.57$;
- La 1.5 luni de la operație, dreapta de ecuație a subfazei 3 a fost $y = 19.01x - 69.14$ iar panta $m = 19.01$;
- La 3 luni de la operație, dreapta de ecuația a subfazei 3 a fost $y = 20.70x - 33.13$ cu o panta de $m = 20.70$,
- La 6 luni postoperator, dreapta de ecuație a subfazei 3 a fost $y = 19.74x - 71.03$ cu panta $m = 19.74$.

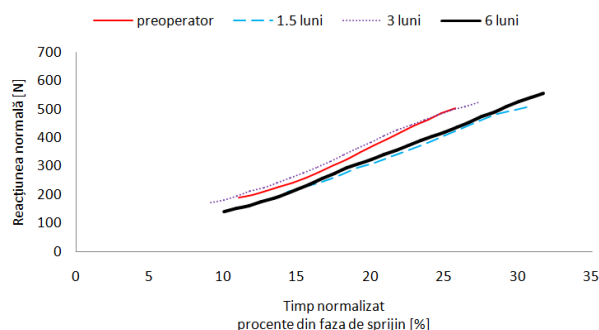


Figura 3.28. Variația reacțiilor normale în timpul subfazei 3

Analizând valorile unghiurilor generate în subfaza 3 (tabelul 3.9), putem menționa faptul că, o valoare mai mare, corespunde unei încărcări mai rapide a sarcinii, iar o valoare mai mică, unei încărcări mai lente a acesteia.

Subfazele 4 și 6 sunt determinate prin valorile numerice maxime și sunt prezentate în tabelul 3.9, pentru cele 4 evaluări ale subiectului (Pașca et al., 2013).

Subfaza 5 este determinată de valoarea medie a intervalului \pm deviația standard a acestuia și este prezentat tot în tabelul 3.10 (Pașca et al., 2013).

Tabelul 3.10. Valorile maxime și medii ale reacțiunii normale în timpul subfazelor 4, 5 și 6

	subfaza 4 valoare maximă [N]	subfaza 5 valoarea medie + SD [N]	subfaza 6 valoare maximă [N]
preoperator	591.25	542.04 \pm 6.05	575.50
postoperator 1.5 luni	552.16	543.95 \pm 4.45	549.16
postoperator 3 luni	558.50	527.06 \pm 8.58	544.50
postoperator 6 luni	585.25	551.15 \pm 5.63	576.50

Subfaza 7 (figura 3.29) este reprezentată prin (Pașca et al., 2013):

- Preoperator, dreapta de ecuație a subfazei 7 este $y = -24.32x + 2399$ cu panta $m = -24.32$;
- Postoperator 1.5 luni, dreapta de ecuație a subfazei 7 este $y = -26.17x + 2608$ cu panta $m = -26.17$;

3.5.-Evaluarea patologiei Hallux-Valgus prin analiza biomecanică experimentală 125

- La 3 luni postoperator, dreapta de ecuație a subfazei 7 este $y = -26.32x + 2631$ cu panta $m = -26.32$;
- La 6 luni postoperator, dreapta de ecuație a subfazei 7 este $y = -25.03x + 2475$ cu panta $m = -25.03$.

Analizând rezultatele obținute observăm că valoarea pantei drepte scade de la valoarea preoperatorie la 1.5 și 3 luni și crește puțin la 6 luni de la operație.

Unghiurile generate în subfaza 7 (tabelul 3.9) indică prin valoarea lor o desprindere mai rapidă sau mai lentă a degetelor de pe sol (o valoare mai mică corespunde unei desprinderi mai rapide a degetelor de pe sol, iar o valoare mai mare corespunde unei desprinderi mai lente) (Pașca et al., 2013).

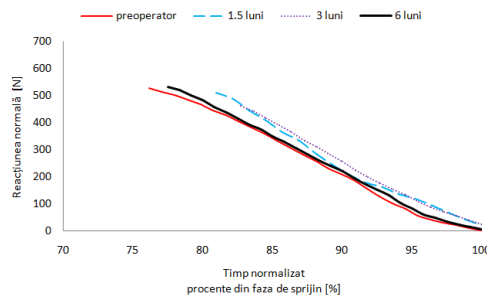


Figura 3.29. Variația reacțiilor normale în timpul subfazei 7

3.5.4.2. Analiza amprentelor plantare

Pentru a putea calcula ariile amprentelor plantare, datele obținute în urma analizei distribuției presiunii plantare sunt exportate în format ADP și importate în Microsoft Office Excel pentru a putea fi analizate statistic.

Subiectul a fost evaluat cu ajutorul *Sistemului 2 dinamic*, conform protocolului 3.2.2, acesta executând câte 3 sesiuni experimentale pentru fiecare etapă (preoperator, 1.5 luni, 3 luni și 6 luni postoperator). Datele corespunzătoare valorilor maxime ale presiunii plantare aparținând fiecărui pas (drept și stâng) executat de subiect pe platforma de forțe, pentru fiecare frame înregistrat, au fost exportate în format ADP. Pentru evaluarea recuperării piciorului afectat de Hallux - Valgus (piciorul drept) s-au analizat ariile amprentelor plantare pentru fiecare etapă (preoperator - 6 luni postoperator). Valorile obținute au fost mediate pentru fiecare etapă a evaluării subiectului în vederea calculării ariilor amprentelor plantare ale acestuia. Se prezintă în continuare amprente plantare obținute pentru subiectul investigat la 6 luni de la intervenția chirurgicală (figura 3.30 și figura 3.31).

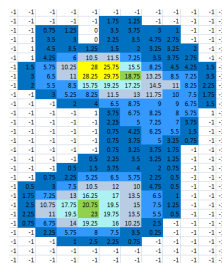


Figura 3.30. Medierea valorilor maxime ale pașilor la 6 luni de la operația chirurgicală

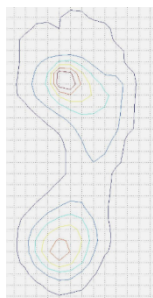


Figura 3.31. Amprenta plantară la 6 luni de la operație

Aria totală a amprentelor plantare a fost determinată în programul Microsoft Office Excel și cu ajutorul programului de măsurare Klonk Image Measurement (Softonic, 2013). În programul Klonk, ariile totale ale amprentelor au fost determinate în urma importării imaginii amprentelor plantare.

Cu ajutorul programului Klonk au putut fi determinate și ariile pe secțiuni ale amprentelor plantare ale fiecărei etape de investigare.

Valorile ariilor determinate se pot observa în tabelul 3.11.

Tabelul 3.11 Valorile ariilor determinate preoperator ÷ 6 luni postoperator

	preoperator	1.5 luni postoperator	3 luni postoperator	6 luni postoperator
Arie totală – Excel [cm ²]	167.00	136.00	160.00	175.00
Arie totală – Klonk [cm ²]	168.38	129.06	162.34	175.35
Arie antepicior – Klonk [cm ²]	89.26	59.10	82.35	84.00
Arie zona medie a piciorului – Klonk [cm ²]	31.63	33.16	35.85	40.70
Arie retropicior – Klonk [cm ²]	47.92	37.34	44.30	51.30

În figura 3.32 este prezentată grafic aria totală a amprentelor plantare, în intervalul preoperator - 6 luni postoperator, realizate atât prin calcul în Microsoft Office Excel, cât și în urma determinărilor realizate în programul Klonk.

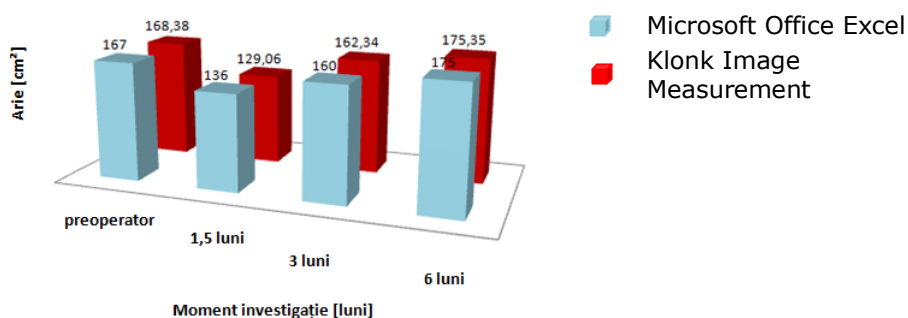


Figura 3.32. Valorile ariilor totale preoperator și la 6 luni postoperator

După cum se observă atât din tabelul 3.11 cât și din figura 3.32, aria totală a amprentei plantare la 1.5 luni de la operație scade; motivul ar putea fi disconfortul care apare imediat după operația chirurgicală la nivelul piciorului în momentul în care

acesta ia contact cu solul. Treptat, după 3, respectiv 6 luni de la operație, aria totală a amprentei plantare începe să crească datorită dispariției durerii.

Tot din tabelul 3.11 observăm cum aria antepiciorului (zona piciorului afectată de Hallux - Valgus) scade la fel ca aria totală a amprentei plantare la 1.5 luni de la operație pentru ca apoi să crească datorită recuperării încrederii în utilizarea întregii ei zone în timpul mersului.

3.6. Analiza mișcărilor din articulația gleznei în timpul pedalării

Sistemul musculoscheletal poate fi afectat de diferite boli care influențează viața pacientului. Pentru vindecarea acestor tipuri de afecțiuni sunt utilizate diferite tratamente, cum ar fi: tratament medicamentos, dispozitive de asistare, iar în cazuri mai grave, intervențiile chirurgicale. În cea mai mare parte a cazurilor, aceste tipuri de tratament nu vindecă complet boala, pacientul urmând să efectueze diferite tehnici suplimentare de terapie cum ar fi masajul, kinetoterapia, fizioterapia, efectuate fie în timpul perioadei de tratament, fie în perioada de recuperare (Kerr et al., 2007), (Bugariu et al., 2011).

Unul dintre cele mai utilizate dispozitive în procedurile de recuperare a afecțiunilor membrelor inferioare, atât în cazul persoanelor în vârstă, cât și în cazul celor tinere, este bicicleta ergometrică (Raymond et al., 2005). Bicicleta ergometrică este des folosită pentru efectuarea exercițiilor fizice în sălile de fitness sau în laboratoarele de analiză a mișcării și are ca scop creșterea eficienței și mobilității musculare (Mornieux et al., 2006), (Bugariu et al., 2011).

Mersul pe bicicletă este o activitate ce nu presupune suportarea greutății, masa corporală fiind transferată la picioare. Mișcările din articulații sunt restricționate în general la flexia și extensia în plan sagital a articulației șoldului, genunchiului și gleznei, mișcările necesitând minimul de control motor. Deoarece subiectul este așezat pe șezutul bicicletei, solicitările posturale sunt reduse. Mersul pe bicicleta sporește activitatea musculară, pedalatul măbind complexitatea mișcărilor gleznei, genunchiului și șoldului. Flemming et al. (1998) sugerează că mersul pe bicicleta ergometrică, cu o cadență și rezistență corespunzătoare, este o metodă bună de recuperare pentru pacienții care au suferit diferite traumatisme sau leziuni ale piciorului (Raymond et al., 2005), (Mornieux et al., 2006), (Bugariu et al., 2011). În programele de recuperare, este recomandată trecerea graduală de la exerciții ușoare, care necesită minimum de efort, la exerciții mai dificile (Martin & Brown, 2009).

Cercetările realizate în Laboratorul de Analiză a Mișcării al Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din cadrul Universității Politehnica Timișoara au urmărit studiul variației unghiului de flexie - extensie din articulația genunchiului și al unghiului de dorsiflexie - flexie plantară în articulația gleznei în timpul pedalării pe bicicleta ergometrică pentru diferite înălțimi ale șezutului. Acest studiu a fost realizat cu ajutorul unui subiect sănătos, voluntar (în vârsta de 27 ani, de sex feminin) care a efectuat cinci sesiuni de pedalare pe o bicicletă ergometrică (Bugariu et al., 2011), (Pașca, 2011).

Echipamentele folosite în acest experiment au fost Sistemul 1 de analiză a mersului și bicicleta ergometrică F 30 TUNTURI (figura 3.33).

Înainte de începerea experimentului, a fost stabilită viteza de pedalare care variază între 12 și 12.5 m/s, iar nivelul de dificultate al bicicletei a fost setat la 4 (Bugariu et al., 2011), (Pașca, 2011).



Figura 3.33. Bicicleta ergometrică F 30 TUNTURI și markerii sistemului Zebris atașați pe membrele inferioare

Etapele parcurse pentru înregistrarea datelor sunt identice cu cele prezentate în subcapitolul 3.2.1, diferența fiind aceea că marcarea punctelor anatomice se efectuează cu subiectul poziționat deja pe bicicletă, iar după marcarea acestora, subiectul începe să pedaleze și nu să pășească.

Ciclul de pedalare a fost definit între momentul în care ambele picioare se află la același nivel și momentul în care ambele picioare ajung din nou la același nivel.

Au fost înregistrate cinci sesiuni experimentale pentru fiecare poziție a șezutului bicicletei: poziție ridicată, intermediară și joasă. Poziția "ridicată" a șezutului a fost considerată poziția în care se atinge pedala cu piciorul în flexie plantară maximă, poziția "intermediară" a fost considerată poziția stabilită prin scăderea cu 2 trepte ale înălțimii șezutului, iar poziția „joasă” a fost considerată poziția stabilită prin scăderea cu încă 2 trepte ale înălțimii șezutului.

Fiecare sesiune a cuprins peste 15 cicluri de pedalare. Dintre acestea, doar 10 au fost selectate și considerate relevante. Datele obținute au fost exportate în fișiere ASCII pentru prelucrarea ulterioară a informațiilor și pentru a putea fi analizate din punct de vedere statistic.

Au fost extrase și reprezentate grafic variațiile unghiurilor de dorsiflexie – flexie plantară. Graficele sunt reprezentate pe perioada unui ciclu de pedalare mediu normalizat.

În figura 3.34 sunt prezentate valorile medii normalizate ale curbilor de dorsiflexie - flexie plantară ale gleznei pentru ambele membre inferioare, în toate cele trei poziții ale șezutului: GDR – glezna dreaptă poziția "ridicată", GSR – glezna stânga poziția "ridicată", GDI – glezna dreaptă poziția "intermediară", GSI – glezna stânga poziția "intermediară", GDJ – glezna dreaptă poziția "joasă", GSJ – glezna stânga poziția "joasă".

După cum se poate observa, valorile maxime în cazul dorsiflexiei sunt relativ apropiate pentru cele trei poziții ale șezutului, diferențele apărând la valorile minime, în cazul flexiei plantare.

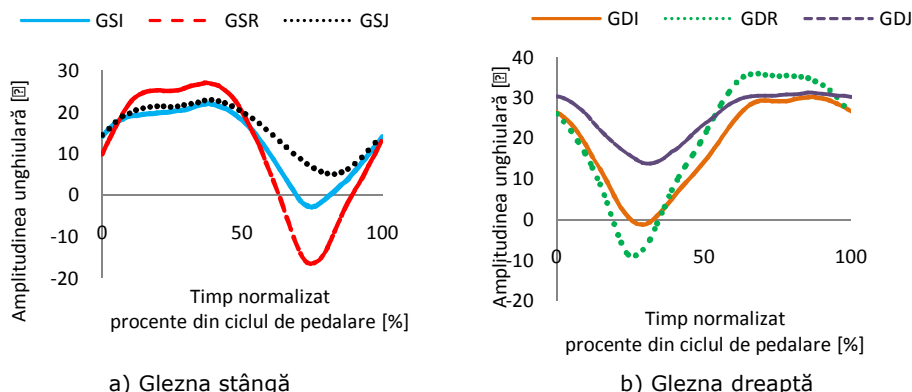
Valorile maxime ale curbilor în cazul dorsiflexiei - flexiei plantare a gleznei au fost:

- 38.11° pentru glezna dreaptă și 26.88° pentru glezna stângă, în poziția "ridicată" a șezutului.
- 29.31° pentru glezna dreaptă și 22.01° pentru glezna stângă, în poziția "intermediară" a șezutului.
- 31.33° pentru glezna dreaptă și 22.92° pentru glezna stângă, în poziția "joasă" a șezutului.

Valorile deviației standard sunt cuprinse în intervalele:

3.7. -Modelarea biomecanică a piciorului utilizând mediul de programare Matlab 129

- 0.49 și 2.51 pentru glezna dreaptă și între 0.63 și 1.94 pentru glezna stângă, în poziția "ridicată" a șezutului.
- 0.75 și 2.13 pentru glezna dreaptă și între 0.57 și 2.33 pentru glezna stângă, în poziția "intermediară" a șezutului.
- 0.86 și 2.73 pentru glezna dreaptă și între 0.74 și 2.62 pentru glezna stângă, în poziția "joasă" a șezutului.



a) Glezna stângă
b) Glezna dreaptă
Figura 3.34. Curbele valorilor medii ale mișcării de dorsiflexie - flexie plantară reprezentate în funcție de ciclul de pedalare normalizat pentru ambele membre inferioare, în cele trei poziții ale șezutului

Analiza statistică a demonstrat faptul că înălțimea șezutului influențează unghiul de dorsiflexie - flexie plantară în timpul pedalării. Valorile maxime ale dorsiflexiei gleznei au apărut în poziția "ridicată" a șezutului, în timp ce valorile maxime ale flexiei plantare ale gleznei apar în poziția "joasă" a șezutului.

Concluziile acestui studiu sunt utile pentru setarea vitezei de pedalare, nivelului de dificultate și înălțimii la care este poziționat șezutul bicicletei pentru efectuarea sesiunilor de pedalare în scop terapeutic.

3.7. Modelarea biomecanică a piciorului utilizând mediul de programare Matlab

Cunoașterea biomecanicii complexului anatomic gleznă-picior este esențială atât pentru prescrierea, cât și pentru designul unei orteze personalizate. Din punct de vedere anatomic și funcțional, acest segment anatomic reprezintă o structură deosebit de complexă cu o importanță majoră pentru echilibrul și locomoția corpului uman. Datorită acestei complexități, modelarea sistemului anatomic gleznă-picior încă reprezintă o provocare pentru studiile de Biomecanică (Zhang, 2011).

De-a lungul timpului au fost propuse mai multe modele biomecanice ale gleznei și piciorului. Progresul sistemelor analiză biomecanică experimentală, care folosesc modele computaționale, a condus în ultima perioadă la dezvoltarea unor modele din ce în ce mai realiste. Aceste modele se bazează pe cunoștințele anatomice și fiziologice și folosesc medii de modelare și simulare avansate, precum și tehnici de imagistică medicală.

Majoritatea modelelor elaborate până în prezent modelează piciorul ca un singur corp rigid, iar articulația gleznei ca o articulație de rotație cu axă fixă (Myers et al., 2001). Aceste modele sunt folosite de obicei pentru studiul cinematicii

articulației gleznei (Bishop et al., 2012). Dezavantajul major al acestor modele constă în lipsa informațiilor despre interacțiunile complexe dintre articulațiile piciorului, necesare pentru poziționarea corespunzătoare în timpul fazelor ciclului de mers.

Modelarea computațională a segmentelor anatomice sau chiar a întregului corp a înregistrat progrese semnificative în ultimii ani. Modelele avansate folosite pentru analiza dinamică directă sau inversă sunt de tip multi-segment. Modelul anatomic detaliat este obținut folosind tehnici de imagistică medicală și reconstrucția 3D a oaselor, ligamentelor și țesuturilor moi (Ozen et al., 2013). Comportamentul biomecanic este analizat folosind Metoda Elementului Finit combinată cu date preluate de la sistemele de analiză a mersului și platforme de măsurare a distribuției presiunii plantare (Oosterwaal et al., 2011).

Având în vedere că nu toate sistemele de analiză a mersului și de măsurare a distribuției presiunii plantare furnizează informații complete despre dinamica segmentelor anatomice, am conceput o aplicație în mediul de simulare Matlab, bazată pe facilitățile programării în Simulink, pentru analiza dinamică inversă a sistemului anatomic gleznă-picior. Aplicația dezvoltată permite o analiză personalizată ale cărei date de intrare sunt parametrii cinematici înregistrați cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS, reacțiunile plantare măsurate cu platforma de forțe Zebris FDM și caracteristicile antropometrice și inerțiale ale subiectului investigat.

3.7.1. Modelul biomecanic simplificat al piciorului implementat în Simulink

Modelul a fost conceput considerând piciorul ca un singur solid rigid, articulat în articulația gleznei, cu două grade de libertate (flexie plantară - dorsiflexie, rotație internă - externă), simplu rezemat în puncte diferite ale suprafeței de sprijin, în funcție de momentul fazei ciclului de mers.

Pentru definirea geometriei modelului biomecanic al piciorului în Simulink a fost necesar să fie stabilite următoarele sisteme de coordonate:

- CS1 - cu originea în centrul articulației gleznei;
- CS2 - cu originea în extremitatea calcaneului;
- CS3 - cu originea în mijlocul tălpii;
- CS4 - cu originea în vârful halucelui;
- CG - cu originea în centrul de masă al piciorului.

Axele sistemelor de coordonate au fost definite astfel: axele x și y determină planul orizontal corespunzător suprafeței de sprijin (axa X corespunde lungimii piciorului, iar axa Y lățimii acestuia), iar axa Z are direcția verticalei (perpendiculară pe suprafața de sprijin).

Aceste sisteme de coordonate au fost necesare atât pentru definirea geometriei piciorului (figura 3.35), cât și pentru a putea defini condițiile pe contur. Astfel, toate calculele se realizează în raport cu sistemul de coordonate CS1, care reprezintă centrul articulației gleznei. Sistemele de coordonate CS2, CS3 și CS4 sunt necesare pentru definirea punctelor de aplicație ale reacțiunilor plantare, corespunzătoare celor trei zone în care a fost divizată suprafața plantară, iar CG, cu originea în centrul de masă al piciorului, este necesar pentru calculul forțelor și momentelor de inerție.

Coordonatele originilor sistemelor menționate (figura 3.35) au fost determinate în funcție de caracteristicile antropometrice ale piciorului:

- x_c - distanța extremității calcaneului față de centrul articulației gleznei, pe

3.7. -Modelarea biomecanică a piciorului utilizând mediul de programare Matlab 131

- direcția orizontală definită de lungimea tălpii piciorului;
- h - înălțimea centrului articulației gleznei față de suprafața de sprijin;
- x_v - distanța vârfului halucelui față de centrul articulației gleznei, pe direcția orizontală definită de lungimea tălpii piciorului;
- x_g - distanța centrului de masă al piciorului față de centrul articulației gleznei, pe direcția orizontală definită de lungimea tălpii piciorului;
- h_g - distanța centrului de masă al piciorului față de centrul articulației gleznei, pe direcția verticală.

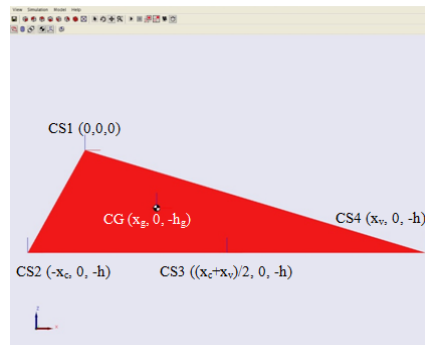


Figura 3.35. Modelul geometric al piciorului implementat în Simulink

Aplicația în Simulink, precum și denumirile fișierelor de intrare și de ieșire sunt prezentate în figura 3.36. Pentru dezvoltarea aplicației în Simulink au fost utilizate următoarele blocuri principale:

- *environment* - definește direcția accelerației gravitaționale;
- *ground* - definește originea sistemului de referință cu care se identifică ulterior CS1;
- *custom joint* - definește articulația gleznei cu cele două grade de libertate;
- *joint actuators* - definesc mișcările din articulație (unghiuri, viteze, accelerații);
- *joint sensors* - determină reacțiunile și momentele din articulație;
- *body* - definește caracteristicile geometrice și inerțiale ale piciorului;
- *body actuators* - definesc reacțiunile plantare.

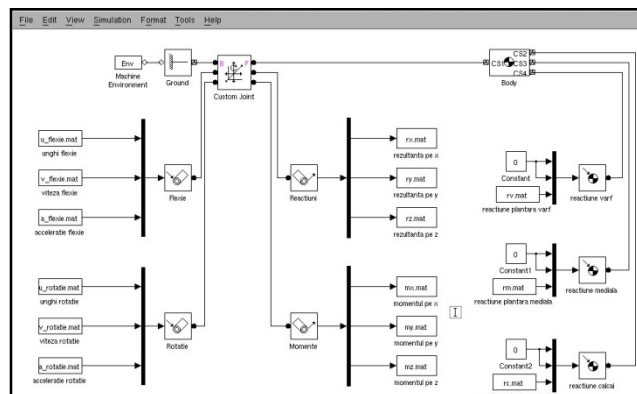


Figura 3.36. Aplicația dezvoltată în Simulink

3.7.2. Datele de intrare pentru aplicația implementată în Simulink

Datele de intrare pentru aplicația implementată în Simulink sunt preluate atât din literatura de specialitate, cât și de la echipamentul Zebris CMS-HS și platforma de forțe Zebris FDM din dotarea laboratorului de Analiză a Mișcării din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală. Acestea au fost grupate în worksheet-uri într-un fișier Excel, după cum urmează:

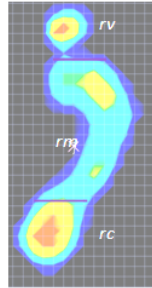
- *Date măsurate experimental* pentru caracteristicile cinematice și dinamice:
 - variațiile unghiurilor de flexie plantară-dorsiflexie și rotație internă-externă din articulația gleznei în timpul unui ciclu de mers, înregistrate cu sistemul Zebris CMS-HS (worksheet *glezna_flexie*, worksheet *glezna_rotatie*);
 - reacțiunile plantare înregistrate în timpul unui ciclu de mers cu sistemul Zebris FDM, grupate pe trei zone, în reacțiunea plantară la nivelul calcaneului, piciorului medial și degetelor piciorului (worksheet *rc*, worksheet *rm*, worksheet *rv*).
- *Date din literatura de specialitate* pentru caracteristicile antropometrice și inerțiale, determinate în funcție de masa m și înălțimea H ale subiectului:
 - masa piciorului = $1.37 \cdot m$ [kg] (worksheet *masa*);
 - dimensiunile piciorului (Winter, 2009): lungimea = $0.152 \cdot H$ [m]; lățimea = $0.055 \cdot H$ [m]; înălțimea de la sol până la centrul articulației gleznei = $0,039 \cdot H$ [m]; poziția centrului de masă al piciorului = 5 cm anterior față de centrul articulației gleznei și 4 cm inferior centrului articulației gleznei (worksheet *dimensiuni*);
 - momentele de inerție masică ale piciorului [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$] (Zatsiorsky, 2002) – Iap direcție anteroposterioară, Imi direcție mediolaterală, Iis direcție longitudinală (worksheet *inerție_picior*).

Datele de intrare care au fost folosite pentru validarea și exemplificarea rezultatelor obținute cu aplicația dezvoltată în Simulink au fost înregistrate cu sistemele de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM, respectiv calculate pe baza datelor din literatura de specialitate pentru un subiect asimptomatic (înălțime $H = 183$ cm, masa $m = 80$ kg), fără afecțiuni cunoscute ale membrului inferior.

Având în vedere modul în care datele măsurate experimental sunt importate în aplicația dezvoltată în Simulink, acestea pot să corespundă unui ciclu de mers extras dintr-o singură înregistrare, unui ciclu de mers mediu pentru o înregistrare sau unui ciclu de mers mediu pentru o sesiune de mai multe înregistrări. Datele folosite pentru exemplificarea rezultatelor obținute cu aplicația dezvoltată în Simulink reprezintă valorile medii, corespunzătoare unei sesiuni de 5 înregistrări.

Reacțiunile plantare corespunzătoare celor trei zone în care a fost împărțită talpa piciorului (figura 3.37) au fost determinate ca rezultante ale reacțiunilor plantare înregistrate de celulele platformei Zebris FDM și grupate corespunzător celor trei zone considerate, pentru fiecare moment al fazei de sprijin a ciclului de mers (definit de frecvența de eșantionare a echipamentului folosită în timpul achiziției datelor).

3.7. -Modelarea biomecanică a piciorului utilizând mediul de programare Matlab 133



rc este reacțiunea zonei definite de calcaneu
rm este reacțiunea zonei definite de piciorul mijlociu + metatarsiene
rv este reacțiunea zonei definite de haluce + celelalte patru degete

Figura 3.37. Suprafețele în care a fost împărțită talpa piciorului

Cele trei rezultante ale reacțiilor plantare acționează asupra tălpii piciorului în funcție de fazele ciclului de mers: 1 - contactul inițial, 2 - încărcarea + sprijinul mijlociu, 3 - sprijinul terminal + desprinderea de pe sol (figura 3.38). Subfazele 1 ÷ 3 corespund fazei de sprijin, iar faza 4 corespunde balansului, când piciorul nu mai este în contact cu solul, deci nu se mai înregistrează reacțiunea plantară.

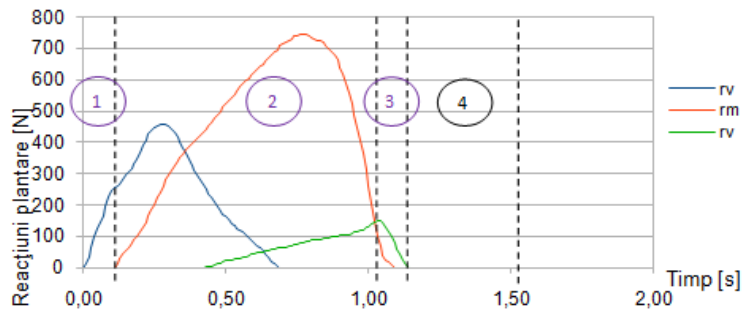


Figura 3.38. Variația reacțiilor plantare în funcție de fazele ciclului de mers

3.7.3. Programul pentru calculul reacțiilor și momentelor din articulația gleznei

Pentru determinarea tursorului din articulația gleznei s-a realizat o aplicație în mediul Matlab (figura 3.39). Aplicația dezvoltată cuprinde o interfață grafică care permite importul datelor de intrare dintr-un fișier Excel (file.xls), prelucrarea acestora, precum și rularea modelului biomecanic în Simulink, care determină reacțiunile și momentele din articulația gleznei.

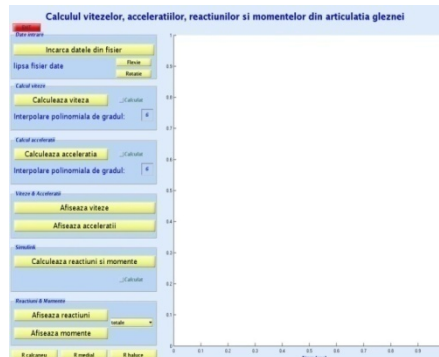


Figura 3.39. Interfața grafică

Datele inițiale, în funcție de tipul acestora, sunt grupate în worksheet-uri astfel:

- *glezna_flexie* - conține pe două coloane variația în timp a unghiului de flexie plantară - dorsiflexie din articulația gleznei (timp [s], unghi [grad]);
- *glezna_rotatie* - conține pe două coloane variația în timp a unghiului de rotație internă-externă din articulația gleznei (timp [s], unghi [grad]);
- *masa* - conține masa piciorului [Kg];
- *inertie_picior* - conține matricea de inerție a piciorului [Kg*m²];
- *dimensiuni* - conține dimensiunile geometrice ale piciorului [cm];
- *rc* - conține pe două coloane variația în timp a reacțiunii plantare la nivelul calcaneului (timp [s], reacțiune plantară [N]);
- *rm* - conține pe două coloane variația în timp a reacțiunii plantare la nivel medial (timp [s], reacțiune plantară [N]);
- *rv* - conține pe două coloane variația în timp a reacțiunii plantare la nivelul degetelor (timp [s], reacțiune plantară [N]).

Datele de intrare pentru modelul implementat în Simulink au fost stocate în fișiere de tip *.mat. Pe baza acestor date, au fost calculate reacțiunile și momentele din articulația gleznei, care sunt salvate apoi tot în fișiere de tip *.mat.

În programul elaborat, în primul rând se alege fișierul date_intrare.xls (figura 3.40) de unde se preiau datele inițiale. Fișierul Excel ales trebuie să fie conform structurii prezentate anterior pentru a putea importa datele. Odată selectat fișierul cu datele inițiale, se afișează numele fișierului, respectiv se afișează variația în timp a unghiului de dorsiflexie-flexie plantară, respectiv rotație internă-externă în fereastra grafică (figura 3.41). Dacă prezintă interes pentru utilizator, există butoane pentru afișarea variațiilor unghiulare, precum și a reacțiunilor plantare citite.

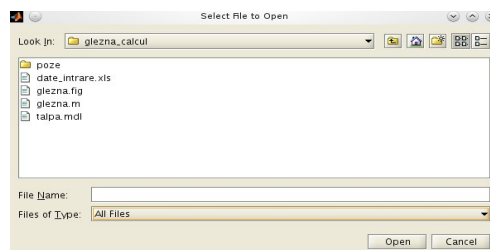


Figura 3.40. Selecția fișierului Excel

3.7. -Modelarea biomecanică a piciorului utilizând mediul de programare Matlab 135

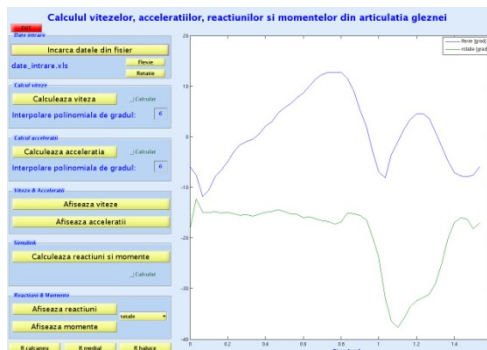


Figura 3.41. Variațiile unghiurilor de rotație din articulația gleznei

După citirea datelor din fișierul Excel, trebuie calculate vitezele și accelerațiile unghiulare. Acestea se calculează numeric, în funcție de variația în timp a unghiului de flexie plantară – dorsiflexie, respectiv rotație internă – externă. Datorită determinării numerice a vitezelor și accelerațiilor este necesară interpolarea valorilor obținute. În cadrul acestei aplicații se realizează doar interpolare polinomială. Gradul polinomului de interpolare este setat de utilizator (default – gradul 6). După ce au fost calculate vitezele unghiulare (figura 3.42), pe baza vitezelor interpolate, se poate trece la determinarea accelerațiilor unghiulare (figura 3.43).

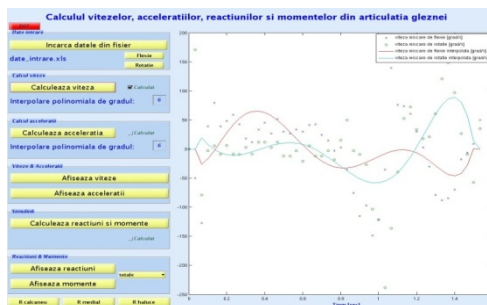


Figura 3.42. Determinarea vitezelor unghiulare

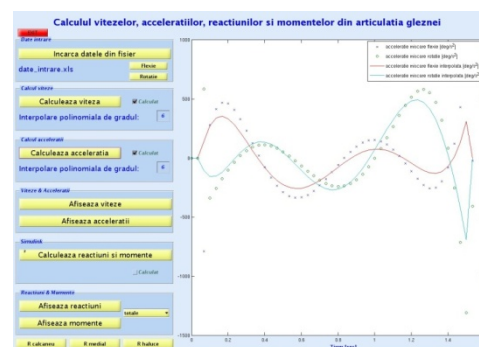


Figura 3.43. Determinarea accelerațiilor unghiulare

Finalizarea calculului vitezelor și accelerațiilor unghiulare este semnalată de un buton de calcul care este bifat (figura 3.44). Interpolarea vitezelor și accelerațiilor unghiulare se poate realiza de câte ori este necesar și pentru orice grad al polinomului de interpolare.

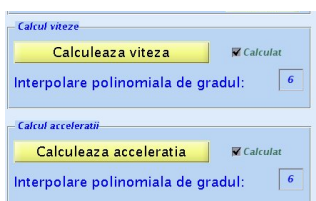


Figura 3.44. Finalizarea calculului vitezelor și accelerațiilor unghiulare

După finalizarea calculului vitezelor și accelerațiilor unghiulare se poate trece la calculul tursorului din articulația gleznei. Acest lucru se realizează apăsând butonul de calcul al reacțiunilor și momentelor din articulație. Această operație durează mai mult deoarece este necesară conversia datelor pentru Simulink, rularea modelului piciorului în Simulink, precum și prelucrarea rezultatelor. Operația de calcul al tursorului din articulația gleznei este încheiată dacă apare bifat butonul de calcul (figura 3.45).

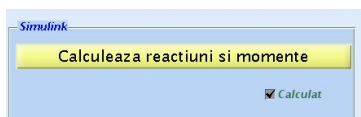


Figura 3.45. Finalizarea calculului reacțiunilor și momentelor

Rezultatele obținute pot fi afișate în fereastra grafică astfel:

- reacțiunea totală;
- proiecția reacțiunii pe axa X;
- proiecția reacțiunii pe axa Y;
- proiecția reacțiunii pe axa Z;
- momentul total;
- proiecția momentului pe axa X;
- proiecția momentului pe axa Y;
- proiecția momentului pe axa Z.

Aceste rezultate pot fi afișate în funcție de selecția realizată de utilizator (figura 3.46). De asemenea, aplicația permite realizarea următoarelor operații (figura 3.47):

- zoom in;
- zoom out;
- pan;
- rotate;
- data cursor.



Figura 3.46. Selecția modului de afișare a reacțiunilor și momentelor



Figura 3.47. Opțiunile de afișare grafică

Avantajul acestei aplicații constă în posibilitatea interpolării vitezelor și accelerațiilor, operație necesară deoarece mișcarea în articulația gleznei este continuă. Aplicația permite utilizatorului să modifice gradul polinomului de interpolare până când acesta consideră că s-a obținut cea mai bună interpolare.

Există de asemenea următoarele posibilități pentru o dezvoltare ulterioară a aplicației:

- să se poată introduce manual datele și să fie salvate ulterior în fișierul Excel;
- să permită importul dintr-un fișier Excel situat în alt director decât cel care conține aplicația;
- să permită și alte tipuri de interpolare (cubic, spline, etc.) în afară de cea polinomială;
- să permită un control asupra reprezentării grafice;
- datele calculate să poată fi exportate.

3.7.4. Determinarea reacțiunii și momentului din articulația gleznei

Folosind modelul piciorului și aplicația în Simulink prezentate anterior, s-au determinat reacțiunea și momentul din articulația gleznei pentru subiectul investigat. Se prezintă astfel în continuare rezultatele obținute pentru piciorul drept.

În figura 3.48 este prezentată grafic reacțiunea din articulația gleznei (reacțiunea totală și proiecțiile pe axele sistemului de coordonate). Deoarece înregistrările realizate cu sistemul Zebris FDM furnizează informații doar despre reacțiunea normală a solului (componenta verticală), se observă că reacțiunea totală și proiecția pe axa Z (axa verticală) sunt similare și reflectă variația reacțiunii plantare, în timp ce valorile proiecțiilor pe axele X și Y au valori mici (sub 1 N) (figura 3.48).

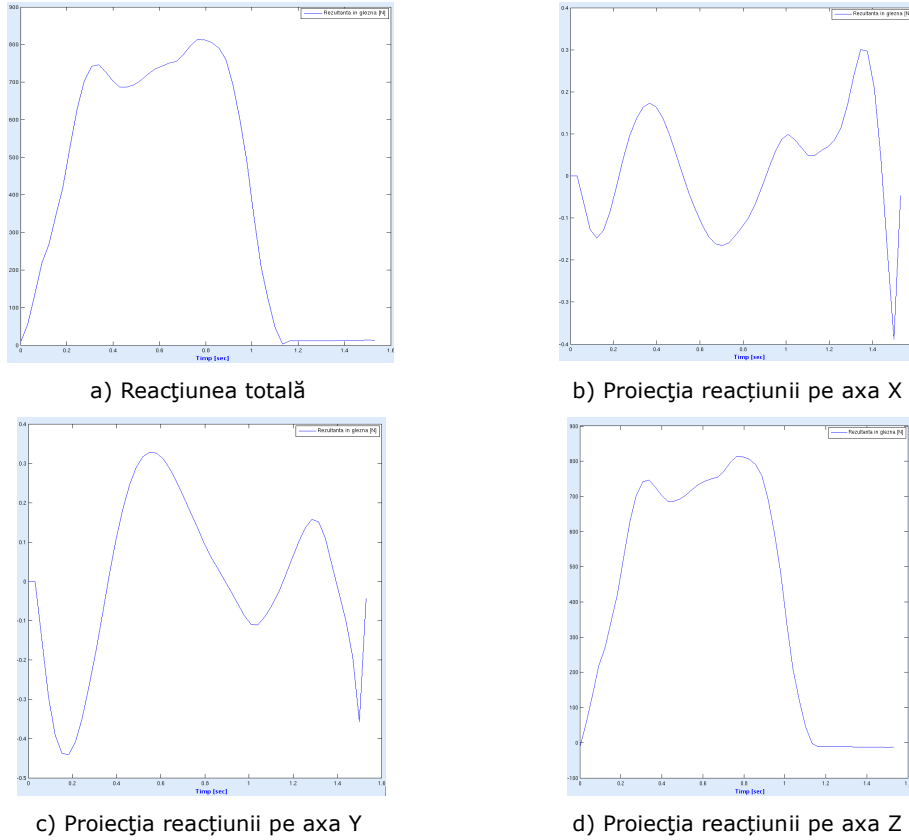


Figura 3.48. Reacțiunea din articulația gleznei

În figura 3.49 este prezentat grafic momentul din articulația gleznei (momentul total și proiecțiile pe axele sistemului de coordonate), pentru același picior al subiectului investigat. Se observă că proiecția momentului pe axa Z, unde reacțiunea înregistrează valoarea maximă, tinde spre zero, iar proiecția momentului pe axa X atinge un maxim de 23.51 Nm în timp ce proiecția momentului pe axa Y atinge un maxim de -103.3 Nm.

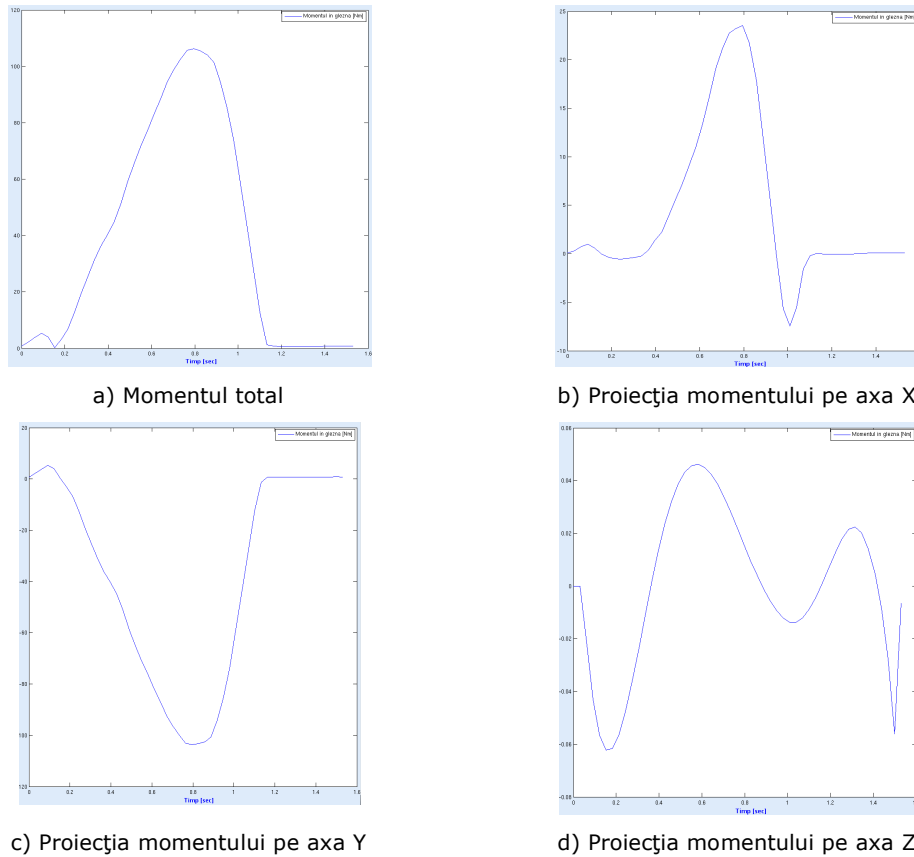


Figura 3.49. Momentul din articulația gleznei

Analiza dinamică realizată cu aplicația în Simulink poate fi dezvoltată luând în considerare următoarele aspecte:

- implementarea modelelor ambelor picioare;
- divizarea tălpii piciorului în mai multe zone, în funcție de rolul avut în timpul locomoției (în special separarea zonei de mijloc de oasele metatarsiene);
- considerarea forțelor musculare și ale ligamentelor;
- dezvoltarea unui model al piciorului pe baza imaginilor CT sau IRM și reconstrucției 3D a oaselor și țesuturilor moi;
- completarea rezultatelor analizei dinamice inverse cu analiza comportamentului biomecanic pe baza Metodei Elementului Finit.

3.8. Concluzii

Capitolul 3 al tezei de doctorat abordează problemele de modelare și analiză biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior. Înțelegerea comportamentului biomecanic al acestui segment anatomic are o importanță majoră pentru evaluarea pacienților cu diferite patologii, conceperea ortezelor corectoare și monitorizarea recuperării pacienților în timpul purtării ortezelor.

Modelarea biomecanică teoretică a unui segment anatomic, inclusiv a segmentului gleznă-picior este deosebit de dificilă, iar simplificările necesare procesului de modelare conduc la rezultate generale, cu grad ridicat de aproximare a comportamentului biomecanic.

Analizele experimentale sunt folosite în prezent din ce în ce mai mult, atât în cercetare cât și în investigarea clinică, deoarece acestea pun în evidență patternurile specifice subiectului investigat (normal sau cu o anumită afecțiune) și permit o evaluare cantitativă a mărimilor caracteristice patologiei.

Protocolul pentru investigarea sistemului articulația gleznei – picior și procesarea datelor este specific înregistrărilor obținute cu ajutorul sistemelor de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM și contribuie la asigurarea repetabilității și a unei precizii ridicate a măsurărilor.

Analizele experimentale realizate pe baza protocolului conceput au furnizat informații coerente, cantitative și utile atât pentru evaluarea gradului de severitate al afecțiunii investigate, cât și pentru monitorizarea recuperării după anumite intervale de timp a celor două patologii ale piciorului (Talus – Valgus și Hallux – Valgus) care au fost studiate.

Limitarea analizelor experimentale realizate se datorează, în principal, numărului redus al subiecților investigați, atât din loturile de referință, cât mai ales din loturile specifice afecțiunilor studiate.

Aplicația dezvoltată în mediul de simulare Matlab, modulul Simulink se bazează pe un model simplificat al sistemului anatomic gleznă-picior și pe rezultatele analizelor experimentale realizate cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS și cu platforma de forțe Zebris FDM și caracteristicile antropometrice și inerțiale ale subiectului investigat. Astfel, se poate realiza o analiză personalizată a biomecanicii sistemului anatomic gleznă-picior care permite determinarea reacțiilor și momentelor din articulația gleznei.

CAPITOLUL 4

ÎMBUNĂTĂȚIREA CARACTERISTICILOR FUNCȚIONALE ALE UNEI ORTEZE DE NOAPTE PENTRU AFECȚIUNEA TALUS - VALGUS

Acest capitol propune o soluție constructivă a ortezelor de noapte personalizate, folosite în vederea reabilitării afecțiunii Talus-Valgus, cu caracteristici funcționale îmbunătățite. Soluția propusă pentru îmbunătățirea ortezei de noapte a constat în conceperea, proiectarea, executarea, testarea și analiza numerică a unui dispozitiv folosit pentru tensionarea acestei orteze. Dispozitivul pentru tensionare este conceput în vederea obținerii unor caracteristici funcționale îmbunătățite ale ortezei folosite în mod curent pentru reabilitarea afecțiunii Talus - Valgus.

Obiectivele cercetărilor prezentate în acest capitol au constat în:

- realizarea unei orteze fixe de noapte, folosită în mod curent pentru reabilitarea afecțiunii Talus - Valgus;
- conceperea și proiectarea unui dispozitiv pentru tensionarea ortezei fixe de noapte, care urmează să fie fixat pe orteza inițială;
- realizarea modelului fizic al dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte;
- testarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei în vederea analizei comportamentului mecanic al acestuia;
- analiza numerică prin metoda elementului finit a caracteristicilor funcționale ale dispozitivului pentru tensionare, pentru diferite situații de solicitare;
- fixarea dispozitivului pentru tensionare pe orteza fixă de noapte.

4.1. Realizarea ortezei de noapte personalizate pentru afecțiunea Talus - Valgus a piciorului

Talus - Valgus este o afecțiune a retropiciorului care de regulă poate fi reabilitată prin utilizarea unor orteze fixe de zi și/sau de noapte.

Orteza de noapte pentru afecțiunea Talus - Valgus a fost realizată în cadrul firmei Triamed Orthopaedics SRL Timișoara, pentru pacienta de 5 ani, investigată cu sistemele de analiză biomecanică experimentală (subcapitolul 3.4) după șase luni de folosire a unor orteze similare.

Pentru realizarea ortezei, după marcarea maleolelor și a realizării unei hipercorecții prin îndreptarea treptată a piciorului din poziția pronată a acestuia, a fost prelevat mulajul cu ajutorul unei feșe gipsate. După uscarea mulajului, acesta este îndepărtat de pe piciorul subiectului și este umplut cu gips (figura 4.1).

După întărirea gipsului, mulajul este îndepărtat și se trece la prelucrarea negativului. În prelucrarea acestuia, maleolele și călcâiul sunt încărcate cu un strat mai gros de gips. Negativul încărcat se lasă puțin la întărit după care se finisează prin șlefuire (figura 4.2).



Figura 4.1. Turnarea gipsului în mulaje



Figura 4.2. Finisarea negativului ortezei

Pentru a putea finaliza orteza, trebuie efectuate măsurările circumferinței gambei și ale călcii. Aceste măsurări sunt necesare pentru a se putea decupa multiformul perforat și placa de polietilenă. Grosimile multiformului și plăcii de polietilenă sunt de 3 mm. După ce multiformul perforat a fost decupat, acesta se întinde pe *Placă de încălzit electric 3207*, timp de aproximativ 1 minut, la o temperatură de 190°C. Multiformul se fixează pe negativ și se întinde pe acesta (figura 4.3). Pentru a se mula perfect pe negativ, marginile multiformului se lipesc între ele cu adeziv tip prenadez, după care surplusul de material este îndepărtat. Pentru ca orteza să nu apese pe maleole, în zona acestora se atașează un surplus de multiform mai moale (figura 4.4).



Figura 4.3. Întinderea multiformului pe negativ

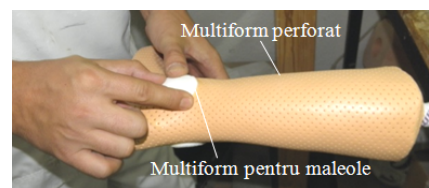


Figura 4.4. Fixarea multiformului pe maleole

Placa de polietilenă care va acoperi multiformul perforat este decupată la dimensiunile dorite și este introdusă în cuptor pentru 5-10 minute, la o temperatură de 190°C, până în momentul în care se înmoaie suficient pentru a se mula pe multiform. Înainte de a fi scoasă din cuptor polietilena, dacă se dorește, se poate fixa o hârtie imprimată pe aceasta timp de maxim 1 minut și 30 de secunde (în funcție de cât de intensă se dorește a fi culoarea ortezei) după care aceasta se desprinde de pe placă (figura 4.5) și se mai lasă în cuptor circa 30 de secunde pentru fixare.

După ce culoarea se fixează de placa de polietilenă, aceasta este scoasă din cuptor și aplicată pe negativ (figura 4.6). Surplusul de polietilenă este tăiat cu un cuțit sau un foarfece, după care se lasă la răcit.



Figura 4.5. Dezlipirea hârtiei imprimate de pe placă



Figura 4.6. Fixarea plăcii de polietilenă pe negativ

Ultima fază în obținerea ortezei corectoare de noapte constă în finisarea acesteia. Inițial, se trasează un contur al ortezei după care, cu ajutorul unui fierăstrău oscilant se taie orteza pe suprafața de surplus, cât mai aproape de contur și se desprinde de pe negativ (figura 4.7).

Pentru finalizarea ortezei trebuie efectuate trei măsurări necesare pentru fixarea celor trei benzi Velcro de orteză și anume, în partea de sus a ortezei, la aproximativ 1 cm de capătul superior, deasupra maleolelor și deasupra piciorului. Benzile Velcro sunt cusute la mașina de cusut după care se utilizează pentru a face găurile de prindere. Banda Velcro fixată la nivelul piciorului, este poziționat înclinat cu câteva grade pentru a asigura confortul degetelor. Figura 4.8 prezintă orteza fixă de noapte ce poate fi folosită pentru corecția deformării Talus - Valgus.



Figura 4.7. Desprinderea ortezei de pe negativ



Figura 4.8. Finalizarea ortezei fixe de noapte

4.2. Concepția și proiectarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte

Solid Edge este cel mai complet sistem hibrid CAD 2D/3D care utilizează tehnologia sincron pentru proiectare. Comenzile specifice acestui program permit poziționarea, fixarea și atribuirea de funcții pieselor cât și modificarea acestora în cadrul unui ansamblu. Acest program, prin modalitatea excelentă de gestionare a fluxului de lucru, ghidează proiectele spre obținerea unor soluții precise, fără erori atât în cazul modelării diferitelor piese cât și realizării ansamblelor. Datorită avantajelor acestui mediu, proiectarea sistemelor concepute în cadrul tezei s-a realizat în mediul de proiectare Solid Edge v 19 (Solid Edge Overview, 2013).

Deoarece ortezele fixe trebuie schimbate în funcție de reabilitarea progresivă a piciorului (acest lucru determinând costuri suplimentare pe care

pacienții trebuie să le suporte), s-a conceput un dispozitiv care permite adaptarea ortezei în funcție de gradul reabilitării piciorului.

Orteza personalizată de noapte, concepută și prezentată în această teză de doctorat, este formată din orteza propriu-zisă (figura 4.8), orteză ce urmează a fi decupată total în regiunea maleolelor și dintr-un dispozitiv pentru tensionarea ortezei fixe (figura 4.9), dispozitiv care va fi amplasat în partea dorsală a ortezei.

Orteza fixă de noapte astfel concepută are caracteristici funcționale îmbunătățite, permițând medicului/tehnicianului ortoped ca după atașarea ortezei pe picior să adapteze dispozitivul (tensionează arcul dispozitivului) în funcție de gradul de deformare a piciorului și să aplice hipercorecțiile asupra piciorului subiectului până la limita de suportabilitate a acestuia. Prin tensionarea lui, arcul dispozitivului acționează asupra ortezei, astfel încât menține o tensiune constantă asupra piciorului. Prin reglarea dispozitivului, se modifică tensiunea cu care orteza acționează asupra piciorului, chiar și după o ușoară ameliorare a deformării. Astfel, la fiecare control, în funcție de reabilitarea obținută, medicul poate regla dispozitivul și/sau tensiona arcul pentru a se continua ameliorarea piciorului. Acest dispozitiv, datorită faptului că poate fi ușor reglat, va ajuta la reabilitarea piciorului fără a mai fi necesară schimbarea atât de frecventă a ortezei de noapte.

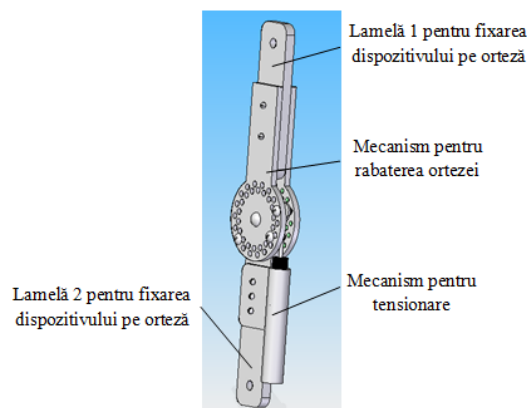


Figura 4.9. Dispozitivul pentru tensionarea ortezei fixe de noapte

Dispozitivul pentru tensionarea ortezei fixe de noapte (figura 4.9) este format dintr-un mecanism pentru tensionarea arcului, un mecanism de rabatare a ortezei în funcție de hipercorecția corespunzătoare deformării piciorului și din două lamele necesare pentru fixarea dispozitivului pe orteză.

Mecanismul pentru tensionarea arcului (figura 4.10) este alcătuit din suportul propriu-zis în care sunt încorporate șurubul pentru tensionare, cablul de tracțiune, arcul pentru tensionare, un opritor și două piese de ghidare, care susțin arcul.

Suportul pentru înglobarea arcului are o formă cilindrică având diametrul exterior de 10 mm, iar cel interior de 6 mm și o lungime de 55 mm. Plăcuța de prindere a suportului pe lamelă are lățimea de 20 mm, lungimea de 30 mm și grosimea de 2 mm. Orificiile care servesc la fixarea plăcuței pe lamelă cu ajutorul șuruburilor au un diametru de 3 mm, sunt amplasate pe mijlocul plăcuței la o distanță de 7 mm între ele și 8 mm față de margini.

Șurubul de tensionare are o lungime de 30 mm, diametrul exterior de 6 mm, iar cel interior de 2 mm. Filetul șurubului este prezent pe toată lungimea acestuia, pasul filetului fiind de 1 mm. Capul șurubului are înălțimea de 5 mm, diametrul exterior de 7 mm, iar cel interior de 5.5 mm. Capul șurubului a fost randalinat pentru a facilita acționarea acestuia.

Piesele de ghidare ale arcului au diametrul interior de 2 mm (asigură trecerea cablului), diametrul exterior de 4 mm (asigură așezarea pe arcul de tensionare) și diametrul de cap de 5.5 mm (asigură ghidarea arcului în suportul pentru înglobarea arcului). Dimensiunile pieselor de ghidare se modifică în funcție de dimensiunile arcului de tensionare.

Arcul de compresiune are următoarele caracteristici geometrice: diametrul sârmei este de 1.2 mm, diametrul exterior de 6 mm, diametrul interior de 3.6 mm, lungimea liberă de 20 mm, numărul total de spire 14, numărul de spire active 12. Constanta arcului este $k = 13.512 \text{ N/mm}$. Materialul din care este realizat arcul este oțel inoxidabil A316. Forța maximă din arcul de compresiune a fost determinată folosind aplicația Spring Constant Calculator (Access Spring, 2013). Valoarea maximă a forței dezvoltate în arc astfel determinată a fost de 75.06 N.

Cablul de tracțiune din oțel, de construcție simplă (STAS 1513-1980), are o lungime de 72 mm și un diametru de 1.5 mm. Papucul de prindere a cablului este un papuc STAS 243-86.

Opritorul este amplasat la capătul cablului de tracțiune, are rolul de fixare a acestui cablu și de a împiedica alunecarea piesei de ghidare inferioare din suportul de înglobare a arcului (piesă de ghidare care ajută la tensionarea arcului). Opritorul cablului de tracțiune are o lungime de 3 mm și un diametru de 2.5 mm.

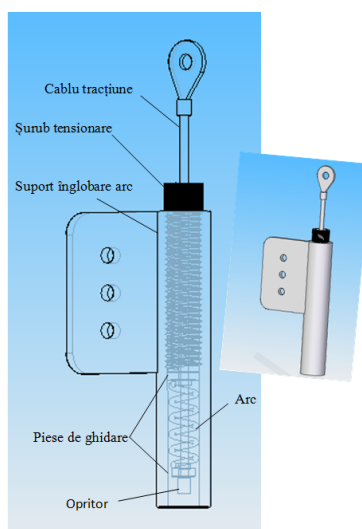


Figura 4.10. Mecanismul pentru tensionarea arcului

Mecanismul de rabatere al ortezei format din două plăci de grosime 3 mm: o placă anterioară și o placă posterioară (figura 4.11). Plăcile au o porțiune circulară pentru reglarea unghiului de rabatere a ortezei (diametrul porțiunii circulare este de 40 mm) și una dreptunghiulară, îngustă (lățimea de 20 mm), pentru prinderea pe lamela de fixare a dispozitivului pe orteză. Distanța din centrul plăcii circulare până

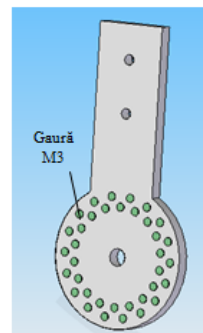
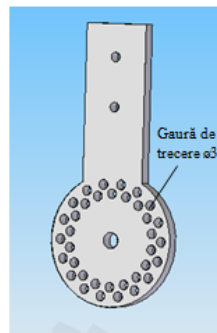
146 Îmbunătățirea caracteristicilor ale unei orteze de noapte pentru Talus-Valgus-4

la capătul superior este de 65 mm. Orificiul central de prindere a mecanismului de lamelă are un diametru de 5 mm.

Cele două plăci ale mecanismului de rabatare al ortezei au prevăzute câte 36 orificii dispuse echidistant pe 2 diametre (18 orificii pe diametrul exterior $\varnothing 34$ mm și 18 orificii pe diametrul interior $\varnothing 28.04$ mm) (figura 4.11). Orificiile din placa anterioară sunt găuri de trecere cu diametrul de $\varnothing 3$ mm, iar orificiile din placa posterioară sunt filetate M3.

Cele două lamele pentru fixarea dispozitivului pe orteză au o lățime de 20 mm și o grosime de 2 mm. Pe lamela 2 se fixează mecanismul pentru tensionarea arcului (figura 4.12), iar pe lamela 1 se fixează mecanismul de rabatare al ortezei (figura 4.13).

Lamela pe care se fixează mecanismul pentru tensionarea arcului are o lungime de 130 mm, fiind prevăzută cu 5 orificii de fixare, trei cu un diametru de 3 mm (pentru montarea mecanismului pe lamelă) și două cu un diametru de 5 mm (pentru fixarea dispozitivului pe orteză, respectiv pentru conectarea cu mecanismul de rabatare). Lamela pe care se fixează mecanismul de rabatare a ortezei are o lungime de 130 mm, fiind prevăzută cu 3 găuri de trecere, două cu un diametru de 3 mm (pentru montarea mecanismului pe lamelă) și una cu un diametru de 5 mm (pentru fixarea dispozitivului pe orteză). Dimensiunile lamelilor și găurilor de trecere variază în funcție de mărimea și forma ortezei pe care vor fi fixate.



a. Placa anterioară

b. Placa posterioară

Figura 4.11. Plăcile mecanismului de rabatare a ortezei

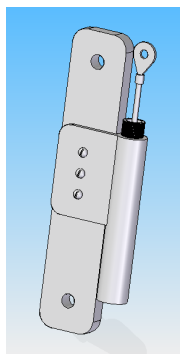


Figura 4.12. Fixarea mecanismului pentru tensionarea arcului

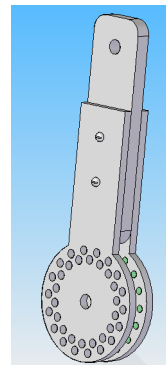


Figura 4.13. Fixarea mecanismului de rabatare a ortezei

Mecanismul pentru tensionarea arcului se fixează pe lamela 2 (figura 4.12) cu ajutorul a trei *șuruburi de fixare* (figura 4.14) și trei *piulițe* (figura 4.15).

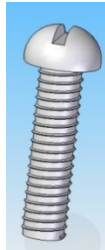


Figura 4.14. Șurub de fixare

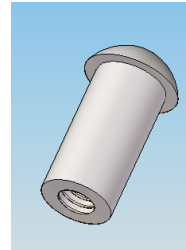


Figura 4.15. Piuliță înfundată

Mecanismul de rabatare a ortezei se fixează pe lamela 1 (figura 4.13) cu ajutorul a 2 *șuruburi de fixare* (figura 4.14). Șuruburile de fixare a mecanismului de rabatare a ortezei diferă de cele pentru fixarea mecanismului de tensionare a arcului prin lungimea lor (lungimea de 10 mm). Piulițele în care se înfiletează șuruburile de fixare (figura 4.15) au în acest caz lungimea de 9 mm.

Mecanismul de rabatare a ortezei se fixează și de lamela mecanismului pentru tensionarea arcului cu ajutorul unui *nit cu cap bombat* STAS 1987-80, cu diametrul de 5 mm, lungimea de 10 mm. Diametrul capului bombat al nitului este de 10 mm (figura 4.16).

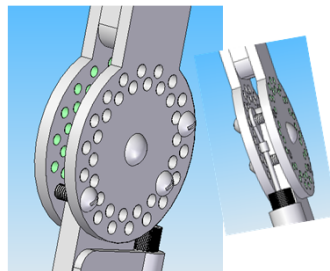


Figura 4.16. Fixarea mecanismului de rabatare a ortezei pe lamela mecanismului pentru tensionarea arcului

Papucul cablului de tracțiune se fixează pe mecanismul de rabatare cu ajutorul unui șurub M3 STAS 4883-87 de 10 mm. Dispozitivul este blocat într-o anumită poziție folosind alte două șuruburi M3 STAS 4883-87 tot de 10 mm (figura 4.16).

4.3. Realizarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte

După proiectarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte (figura 4.9), s-a trecut la realizarea acestuia, utilizând echipamentele existente în cadrul Laboratorului de prelucrări convenționale (LIPIFO) și al Laboratorului de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune ale Centrului de Cercetări în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

148 Îmbunătățirea caracteristicilor ale unei orteze de noapte pentru Talus-Valgus-4

Modelul fizic al dispozitivului pentru tensionarea ortezei de noapte s-a realizat luând în considerare materialele disponibile, echipamentele existente și costurile necesare producerii acestuia.

Materialul folosit pentru realizarea plăcilor dispozitivului de rabatare a ortezei este oțel OL 42 cu grosimea de 3 mm. Decuparea profilului plăcilor s-a realizat pe baza schiței de execuție utilizând mașina de prelucrare prin electroeroziune cu fir DK7732F (figura 4.17).

Găurile corespunzătoare părții circulare a plăcilor s-au realizat utilizând mașina de frezat în 3 axe, cu comandă numerică CNC YT 800FM (figura 4.18). Pentru a putea fi găurite, plăcile au fost fixate pe masa de lucru cu ajutorul unor bride și șuruburi de fixare (figura 4.19). Pentru găurirea dispozitivului a fost utilizat un burghiu de 2.4 mm.

Suportul pentru înglobarea/tensionarea arcului s-a realizat cu ajutorul strungului universal tip 16B05P și mașinii de găurit de banc G6 – M (figura 4.20).

Materialul din care s-au realizat suportul pentru înglobarea arcului și piesele de ghidare este oțel OL 37 STAS 500/2-80. Șurubul de tensionare a fost realizat din oțel OL 42 STAS 500/2-80. Lamelele de fixare a dispozitivului pe orteză sunt realizate din duraluminu EN AW-2007 AlCu4PbMg. Șurubul de prindere a capătului cablului de tracțiune și șuruburile de blocare a dispozitivului într-o anumită poziție sunt șuruburi cu cap cilindric crestă M3 STAS 3954 (DIN 84).



Figura 4.17. Mașina de prelucrare prin electroeroziune cu fir DK7732F



Figura 4.18. Mașina de frezat în 3 axe, cu comandă numerică CNC YT 800FM

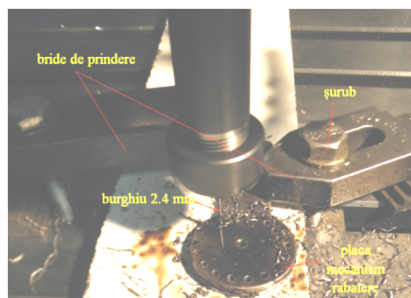


Figura 4.19. Realizarea găurilor plăcilor mecanismului de rabatare



Figura 4.20. Echipamentele utilizate pentru realizarea suportului pentru înglobarea arcului

În urma realizării tuturor pieselor, acestea au fost asamblate rezultând dispozitivul pentru tensionarea ortezei (figura 4.21).



Figura 4.21. Dispozitivul pentru tensionarea ortezei fixe de noapte

4.4. Testarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte

Având în vedere solicitările datorate aplicării hipercorecțiilor, dispozitivul pentru tensionarea ortezei fixe de noapte (figura 4.21) a fost supus unor încercări experimentale utilizând sistemul Multi Test 5-i al Companiei Mecmesin, cu Celula de forță de 5kN (figura 4.22), în cadrul Laboratorului de încercări CIDUCOS, al centrului de Cercetări în Ingineria medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.



Figura 4.22. Sistemul de încercare la tracțiune MultiTest 5- i

Sistemul MultiTest 5-i folosește o serie de celule de forțe de precizie de până la 5kN pentru a măsura forțele de compresiune și tracțiune care sunt aplicate probelor. Sistemul are o capacitate de programare completă și utilizează software-ul Emperor™. Sistemul asigură o rezoluție excelentă și o precizie remarcabilă. Cu ajutorul acestui sistem se pot verifica și testa diferite tipuri de piese și mecanisme, poate fi testată rezistența diferitelor ansambluri. Software-ul permite realizarea de grafice în timp real și exportarea datelor în format Excel și SPC (Mecmesin-1, 2013), (Mecmesin-2, 2013).

Caracteristicile principale ale acestui sistem de încercare sunt: forța maximă: 5000N; cursa efectivă: 600 mm; distanța maximă de prindere: 610 mm; dimensiunea maximă a piesei: 730 mm; domeniul de viteză: 1 – 500 mm/min.

Dispozitivul pentru tensionarea ortezei de noapte a fost supus testării de tracțiune, controlul echipamentului făcându-se în deplasare. Piesa a fost fixată cu ajutorul unui dispozitiv cu bride la un unghi de 45° față de masa de prindere (figura 4.23).

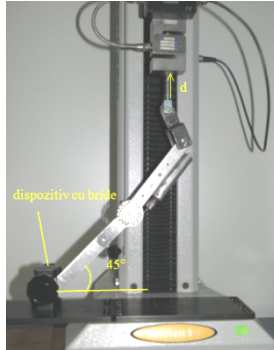


Figura 4.23. Prinderea dispozitivului în sistemul MultiTest 5-i

În timpul testării, lamela 2 a dispozitivului de tensionare se deplasează de la 0 – 20 mm pe verticală față de poziția inițială. Viteza de tracțiune aplicată dispozitivului de tensionare al ortezei este selectată la 20 mm/min.

Încercările au fost realizate între limitele minime și maxime ale arcului, după fiecare încercare arcul fiind tensionat cu o rotație completă a șurubului (360°). Testul a luat sfârșit după tensionarea maximă a arcului, realizându-se astfel nouă încercări experimentale (T1÷T9).

Datele obținute în urma celor nouă testări (forța de tracțiune [N], deplasarea [mm] și timpul de acționare [s]) au fost importate în Microsoft Office Excel în vederea calculării momentelor din axa de rotație a dispozitivului de tensionare.

Pentru a putea calcula momentele din axa de rotație a dispozitivului a fost necesară determinarea unghiului dispozitivului (δ) rezultat în urma deplasării pe verticală în timpul aplicării forțelor de tracțiune (figura 4.24). Acest unghi se determină ca diferență între unghiul β și unghiul α . În figura 4.24, notațiile au următoarea semnificații:

- $\alpha = 45^\circ$ este unghiul din poziția inițială a dispozitivului;
- β este unghiul din poziția finală a dispozitivului;
- $\delta = \beta - \alpha$ este unghiul după deplasarea pe verticală a dispozitivului;
- $L = 130$ mm este lungimea lamelei 2 a dispozitivului;
- $x_2 - x_1 = 20$ mm este deplasarea pe verticală a dispozitivului.

Valoarea maximă a unghiului $\beta = 59.42^\circ$, corespunzător poziției finale a dispozitivului, s-a determinat din relația:

$$\sin \beta = \frac{(L \sin \alpha + 20)}{L} \quad (4.1)$$

Cunoscând valoarea unghiului β , s-a calculat unghiul maxim de deplasare pe verticală a dispozitivului: $\delta = 14.42^\circ$. Valorile unghiului δ sunt necesare pentru determinarea proiecțiilor forțelor de tracțiune pe direcția tangentei, corespunzătoare ciclului de testare. Valoarea maximă a forței de tracțiune corespunzătoare comprimării maxime a arcului a fost înregistrată în cazul T9 ($F_{\max.} = 12.98$ N).

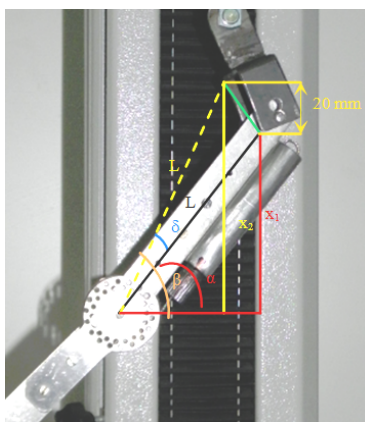


Figura 4.24. Determinarea unghiului de deplasare pe verticală a dispozitivului în timpul testării

Momentele din axa de rotație a dispozitivului pentru tensionare au fost determinate pentru fiecare test în parte (T1 ÷ T9). Momentele din axa de rotație a dispozitivului pentru tensionare sunt reprezentate grafic în funcție de timp în figura 4.25.

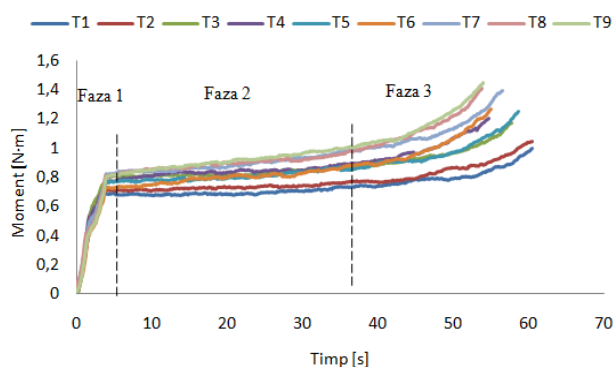


Figura 4.25. Momentele din axa de rotație a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte

În graficul momentelor din axa de rotație (figura 4.25), din cauza comprimării aproape maxime a arcului de tensionare, sunt înregistrate valori mai mari ale momentelor, valori identificate sub forma curbelor prezente în finalul înregistrării celor nouă teste.

Pentru a putea analiza momentele din axa de rotație a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte, corespunzătoare solicitării propriu-zise a arcului (Faza 2), valorile corespunzătoare fazei inițiale de încărcare (Faza 1 – pretensionarea dispozitivului) și valorile corespunzătoare comprimării maxime a acestuia (Faza 3 – solicitare suplimentară necesară condiției de oprire a testului) au fost eliminate. Ținând cont de caracteristica liniară a arcului, în figura 4.26 este prezentat graficul momentelor din axa de rotație înregistrate în funcție de timp, în timpul realizării celor 9 teste.

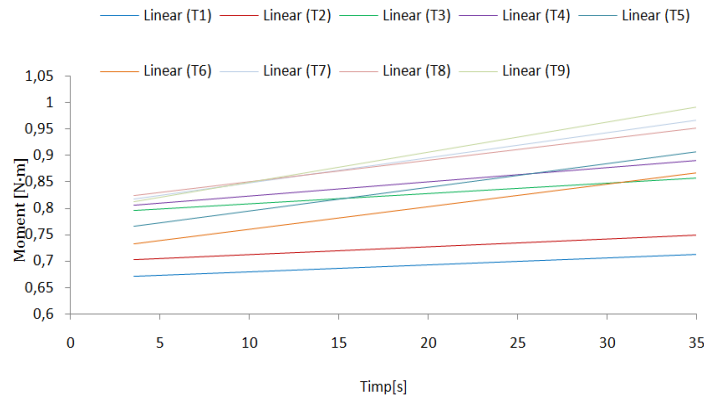


Figura 4.26. Momentele din axa de rotație a dispozitivului în zona de interes

Valorile minime și maxime ale momentelor din axa de rotație înregistrate pentru cele 9 teste în zona de interes sunt prezentate în tabelul 4.1.

Tabelul 4.1. Valorile minime și maxime ale momentelor din axa de rotație a dispozitivului

Test	Valoare minimă [Nm]	Valoare maximă [Nm]
T1	0.685	0.730
T2	0.701	0.766
T3	0.802	0.871
T4	0.801	0.860
T5	0.791	0.850
T6	0.737	0.849
T7	0.832	0.981
T8	0.808	0.926
T9	0.800	1.001

După cum se poate observa în tabelul 4.1 cea mai mică valoare a momentului a fost înregistrată în cazul testului T1, iar cea mai mare valoare, în în cazul testului T9.

În urma testării la tracțiune a dispozitivului de tensionare a ortezei fixe de noapte, tensionând arcul cu o rotație completă a șurubului pentru fiecare test, valorile maxime ale forțelor cresc de la 9.4679 N (testul T1) la 12.9856 N (testul T9).

4.5 Analiza numerică prin Metoda Elementului Finit a dispozitivului pentru tensionarea ortezei

După testarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte s-a realizat analiza comportamentului mecanic al acestuia prin Metoda Elementului Finit.

Analiza numerică cu element finit, o tehnică de calcul avansată care analizează tensiunile structurale dezvoltate în ingineria mecanică a fost aplicată pentru prima dată în biomecanica ortopedică în 1972. Analiza numerică cu element finit este metoda perfectă pentru a analiza problemele ce apar în biomecanică ortopedică (Moratal, 2010), (Huiskes, 1983).

În domeniul biomecanicii ortopedice, analiza numerică cu element finit oferă posibilitatea studiului tensiunilor și deformațiilor oaselor și articulațiilor (naturale sau artificiale), cât și analiza solicitărilor ce apar în urma unei eventuale implantări (Moratal, 2010).

În domeniul ortezării, Syngellakis et al. în anul 2000 au folosit modelarea numerică prin metoda elementului finit în vederea analizării rigidității unei orteze de gleznă – picior, realizată din material plastic, determinând tensiunile ce apar în orteză. Aceștia au folosit această metodă în vederea predeterminării caracteristicilor dorite ale ortezei, evitând procedurile de lungă durată, cât și eventualele erori de procesare ce pot apărea. Prin cercetările efectuate, Syngellakis et al. au urmărit obținerea unor costuri mai reduse de fabricație ale ortezelor și o mai bună îngrijire a pacienților (Syngellakis, 2000).

Pentru analiza numerică prin metoda elementului finit a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte s-a ales programul ANSYS 13 datorită numărului mare de facilități pe care acesta le include. Programul ANSYS 13 este un program ușor de utilizat, rapid în obținerea rezultatelor finale, cu un grad ridicat de încredere incluzând caracteristici care reduc timpul de lucru și efortul necesar simulării (Ansys, 2013).

Obiectivele analizelor numerice realizate au constat în studiul comportamentului mecanic al dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte în două situații:

- analiza numerică pentru situația cea mai defavorabilă a unghiului de rabatere a ortezei;
- analiza numerică pentru diferite solicitări aplicate cablului de tracțiune și pentru fiecare unghi de rotație al mecanismului de rabatere.

4.5.1. Analiză numerică a dispozitivului de tensionare a ortezei montat în poziția extremă

Poziția cea mai defavorabilă a dispozitivului de tensionare a ortezei s-a determinat pe baza rezultatelor obținute în urma încercării mecanice a acestuia cu ajutorul sistemului MultiTest 5- i. Astfel, deschiderea maximă a mecanismului de rabatere a ortezei a fost considerată la unghiul maxim de deplasare pe verticală a dispozitivului δ 14.42° față de poziția inițială, iar forța maximă aplicată dispozitivului a fost de 12.98 N.

Analiza numerică *Static Structural* a comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare a ortezei pentru poziționarea cea mai defavorabilă a urmărit determinarea deplasărilor și tensiunilor ce apar în urma solicitării maxime.

Pentru a putea efectua analiza numerică a dispozitivului, modelul CAD al acestuia a fost importat în programul ANSYS 13.

Deoarece orteza cu dispozitivul de tensionare, care contribuie la aplicarea hipercorecțiilor, reprezintă un dispozitiv medical, materialele recomandate pentru realizarea dispozitivului sunt oțelul inoxidabil și titanul, respectiv aliajele acestuia.

Pentru realizarea analizei numerice, alegerea materialelor s-a făcut prin selectarea acestora din biblioteca de materiale a programului. Materialul din care se consideră a fi realizate lamelele de prindere ale dispozitivului pe orteză este aliajul de aluminiu, iar pentru celelalte piese ale dispozitivului s-a ales oțelul inoxidabil.

Proprietățile materialelor utilizate sunt prezentate în tabelul 4.2.

Tabelul 4.2. Proprietățile materialelor folosite pentru componentele ortezei

Material	Modulul de elasticitate [MPa]	Coefficientul lui Poisson	Densitatea [kg/mm ³]
Aliaj aluminiu	71000	0.33	$2.77 \cdot 10^{-6}$
Oțel inoxidabil	$1.9 \cdot 10^5$	0.31	$7.75 \cdot 10^{-6}$

154 Îmbunătățirea caracteristicilor ale unei orteze de noapte pentru Talus-Valgus-4

Au fost validate contactele definite default de către program. Pentru contactul dintre piesele între care există mișcare relativă a fost selectată opțiunea "No separation", în timp ce restul contactelor au rămas de tip "Bounded".

După ce au fost alese materialele și definite contactele, s-a realizat discretizarea automată a modelului (figura 4.27). În urma discretizării s-au obținut 36382 de noduri și 10184 de elemente.

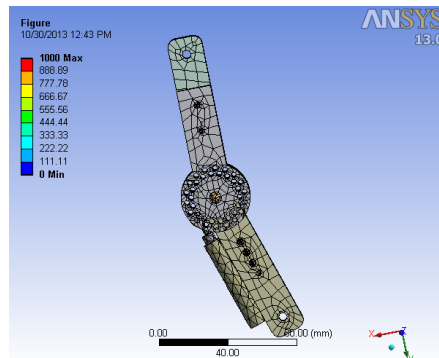


Figura 4.27. Discretizarea dispozitivului

În continuare au fost stabilite condițiile de contur. Am considerat capătul distal al dispozitivului de tip suport fix, iar pe capătul proximal am aplicat o forță de tracțiune cu o valoare de 11 N pe direcția axei X, ceea ce dublează aproximativ solicitarea determinată experimental (figura 4.28).

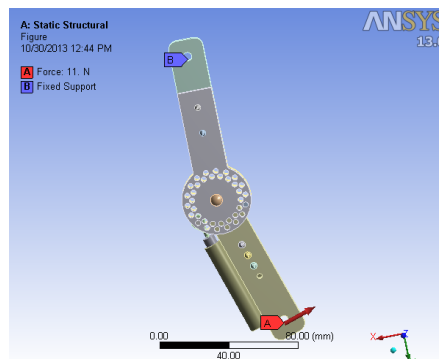


Figura 4.28. Stabilirea condițiilor de contur

Pentru a testa rezistența dispozitivului de tensionare al ortezei fixe de noapte (în urma aplicării forței maxime) au fost analizate: deplasarea totală, deplasările pe cele trei axe (X, Y, Z), tensiunea echivalentă, tensiunile normale pe cele trei axe (X, Y, Z) și tensiunile de forfecare în cele trei plane (XY, YZ, XZ).

Deplasarea totală (figura 4.29) înregistrează o valoare maximă de aproximativ 0.15 mm și este localizată în extremitatea lamelei cu care se realizează fixarea pe orteză (zona unde a fost aplicată forța de tracțiune).

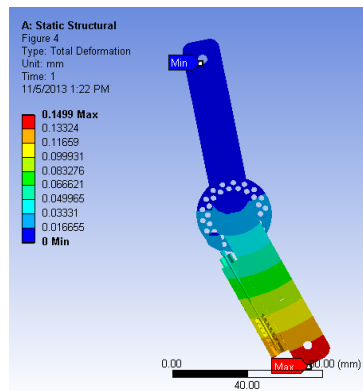


Figura 4.29. Deplasarea totală a dispozitivului de tensionare

Valorile maxime ale deplasărilor pe cele trei axe sunt de: $8.6362 \cdot 10^{-4}$ mm pe axa X (figura 4.30), $1.777 \cdot 10^{-2}$ mm pe axa Y (figura 4.31) și de $2.238 \cdot 10^{-2}$ mm pe axa Z (figura 4.32).

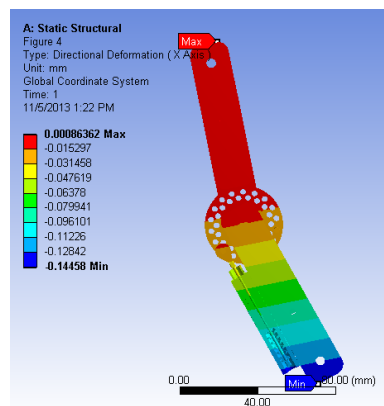


Figura 4.30. Deplasările pe axa X ale dispozitivului de tensionare

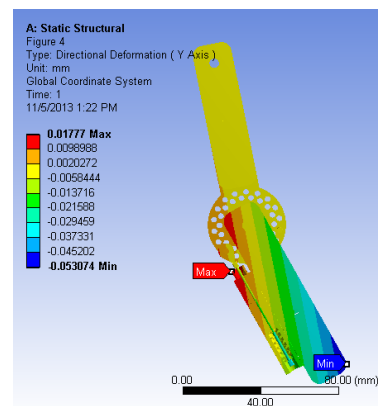


Figura 4.31. Deplasările pe axa Y ale dispozitivului de tensionare

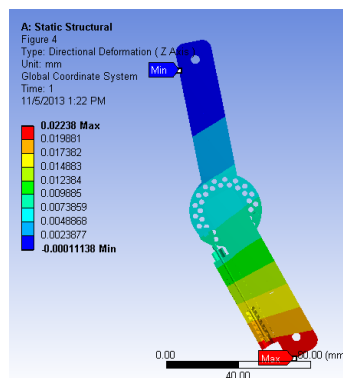


Figura 4.32. Deplasările pe axa Z ale dispozitivului de tensionare

156 Îmbunătățirea caracteristicilor ale unei orteze de noapte pentru Talus-Valgus-4

Valoarea maximă a deplasării pe axa X a fost înregistrată în extremitatea lamei 1, deplasarea maximă pe axa Y a fost înregistrată la extremitatea șurubului de tensionare, iar pe axa Z valoarea maximă s-a înregistrat la extremitatea lamei 2 pentru fixarea dispozitivului pe orteză.

Valoarea maximă a tensiunii echivalente este de 142.11 MPa, fiind înregistrată la baza opritorului superior (contactul dintre opritor și arc) (figura 4.33).

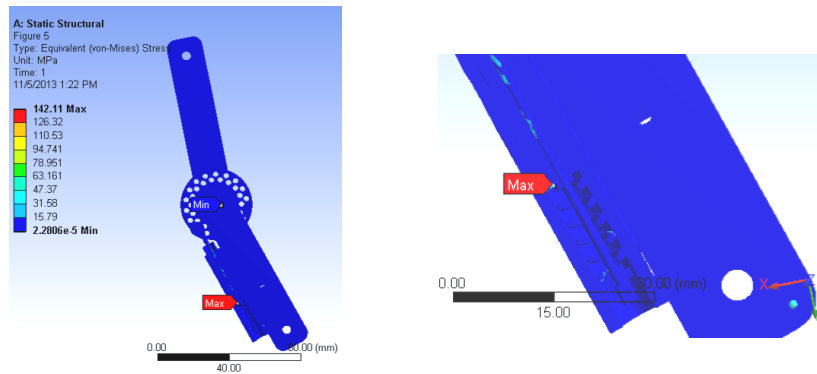


Figura 4.33. Tensiunea echivalentă, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune

Valorile maxime ale tensiunilor normale pe cele trei axe sunt de: 88.679 MPa pe axa X înregistrată la nivelul opritorului superior (extremitatea acestuia – la contactul dintre opritor și arc) (figura 4.34), 85.476 MPa pe axa Y, înregistrată tot la contactul dintre opritorul superior și arc) (figura 4.35) și de 49.074 MPa pe axa Z, înregistrată pe cablul de tracțiune, la aproximativ mijlocul lungimii acestuia (figura 4.36).

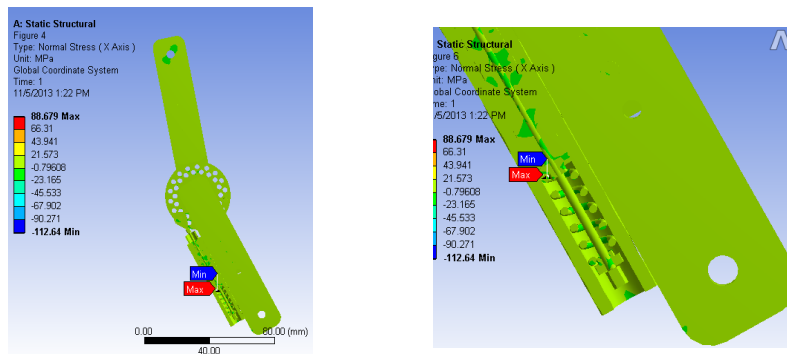


Figura 4.34. Tensiunile normale pe axa X, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune

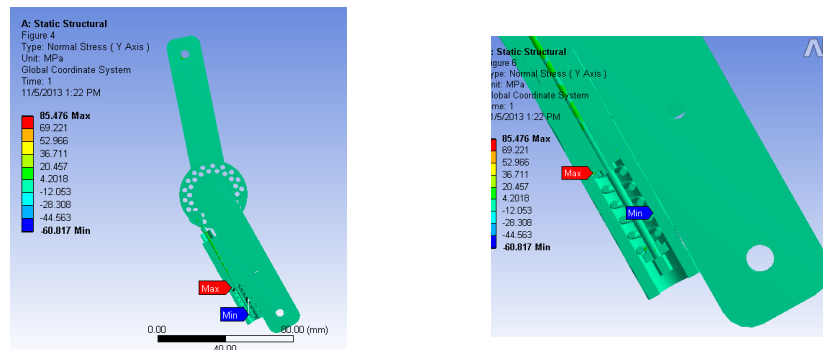


Figura 4.35. Tensiunile normale pe axa Y, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune

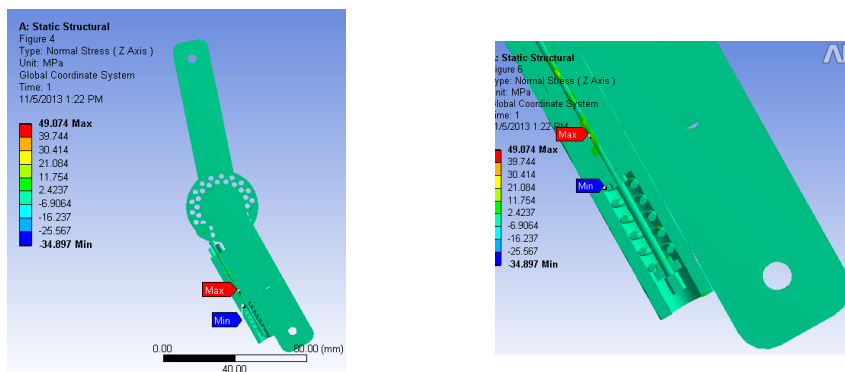


Figura 4.36. Tensiunile normale pe axa Z, vedere în secțiune în planul XY la nivelul cablului de tracțiune

Tensiunile de forfecare înregistrate au valorile maxime de: 68.542 MPa în planul XY în zona contactului dintre capul opritorului superior și arc (figura 4.37), 23.346 MPa în planul YZ tot la contactul dintre capul opritorului superior și arc (figura 4.38) și de 26.761 MPa în planul XZ înregistrată pe cablul de tracțiune (la mijlocul lungimii acestuia) (figura 4.39).

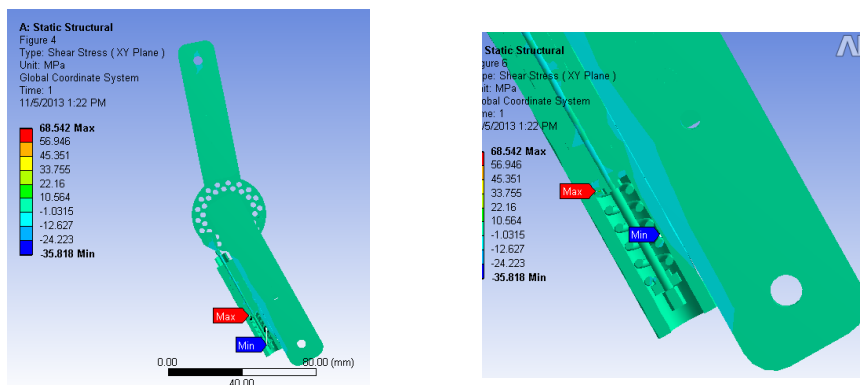


Figura 4.37. Tensiunile de forfecare în planul XY

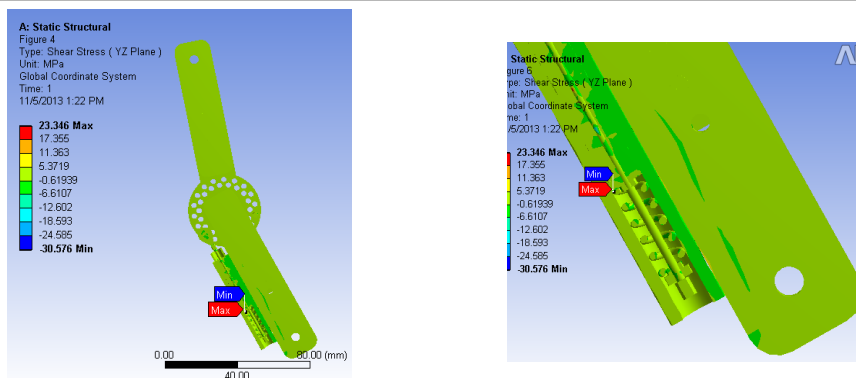


Figura 4.38. Tensiunile de forfecare în planul YZ

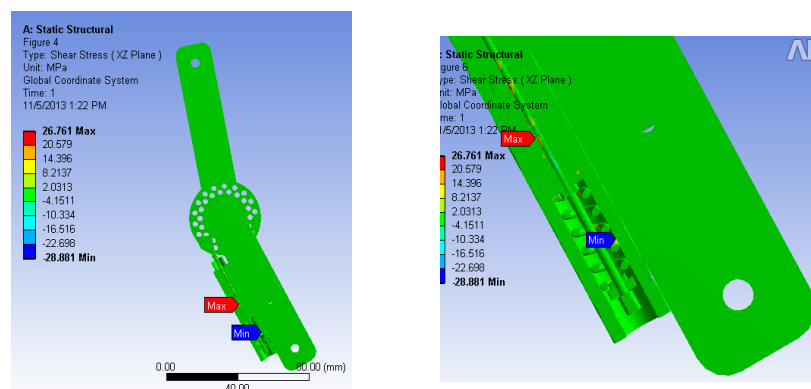


Figura 4.39. Tensiunile de forfecare în planul XZ

Rezultatele obținute pentru deplasările și tensiunile înregistrate în urma aplicării forței maxime de 12.98 N confirmă o bună rezistență a întregului dispozitiv, inclusiv a arcului și cablului de tracțiune.

4.5.2. Analiza numerică a dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte pentru diferite solicitări ale cablului de tracțiune

Obiectivul acestei analize numerice a dispozitivului de tensionare a constat în analiza comparativă a deplasărilor și tensiunilor care apar în dispozitivul de tensionare în diferite poziții, datorate rotației cu un unghi cuprins între 0° și 25° în axa mecanismului de rabatare, la aplicarea unor forțe progresive de tracțiune cu valori cuprinse în intervalele $20 \text{ N} \div 40 \text{ N}$, $40 \text{ N} \div 60 \text{ N}$ și $60 \text{ N} \div 80 \text{ N}$ asupra capătului cablului de tracțiune.

Valorile forțelor aplicate asupra cablului de tracțiune au fost stabilite pe baza rezultatelor încercărilor experimentale. Valoarea maximă a forței de tracțiune corespunzătoare comprimării maxime a arcului (12.98 N) a fost determinată experimental (subcapitolul 4.4).

Valoarea forței maxime dezvoltată în arc ($F_{\text{arc}} = 42.9 \text{ N}$) a fost calculată ținând cont de forța de tracțiune de $F_{\text{max}} = 12.98 \text{ N}$ și de unghiul $\beta = 59.42^\circ$, determinat tot în subcapitol 4.4.

Ținând cont de valoarea de 42.9 N a forței maxime din arc determinată pe baza încercărilor experimentale și de valoarea de 75.06 N a forței maxime din arc calculată utilizând aplicația Spring Constant Calculator (Acxess Spring, 2013), în analiza numerică prin Metoda Elementului Finit au fost aplicate asupra cablului de tracțiune forțe progresive (variație liniară) cuprinse în intervalele 20 N ÷ 40 N, 40 N ÷ 60 N și 60 N ÷ 80 N.

Pentru efectuarea analizei numerice *Transient Structural* s-au realizat importarea modelului, atribuirea materialelor și definirea contactelor, urmărind aceiași pași ca cei prezentați în subcapitolul 4.5.1. În urma discretizării automate a modelului s-au obținut 20171 noduri și 9468 elemente (figura 4.40).

Condițiile de contur s-au stabilit (figura 4.41) astfel: capătul distal (A) al dispozitivului a fost considerat de tip suport fix, a fost stabilită o rotație de 25° în axa dispozitivului (C) și aplicate forțele de tracțiune pe direcția axei Z (B), asupra capătului cablului de tracțiune. Unghiul de 25° definește deschiderea maximă, corespunzătoare configurației alese pentru analiza dispozitivului.

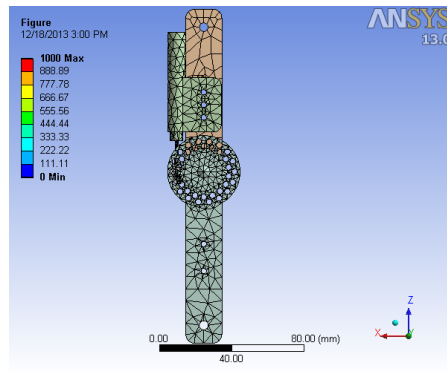


Figura 4.40. Discretizarea dispozitivului

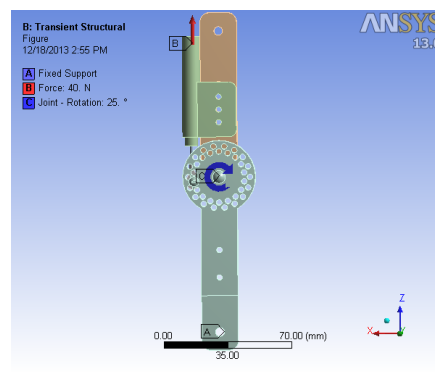


Figura 4.41. Stabilirea condițiilor de contur

Analiza stării de tensiune și a deplasărilor din dispozitivul de tensionare a ortezei s-a realizat pentru întregul interval de rotație ($0^\circ \div 25^\circ$). S-a considerat că rotația de 25° din axa dispozitivului de tensionare se realizează într-un interval de timp de 1 secundă. Folosind un increment unghiular de 2.5° și o divizare de 0.1 s a intervalului de timp s-au determinat deplasarea totală, deplasările direcționale pe axele X, Y, Z, tensiunea echivalentă, tensiunile normale pe direcțiile axelor X, Y, Z și tensiunile de forfecare în planele XY, YZ, XZ pentru fiecare unghi de rotație considerat.

Rezultatele analizelor au fost obținute sub formă tabelară și au fost exportate din programul ANSYS 13 în programul Excel unde variațiile deplasărilor (Anexa 4.1) și tensiunilor (Anexa 4.2) au fost reprezentate grafic.

În figura 4.42 sunt prezentate, în același grafic, rezultatele înregistrate pentru deplasările totale, pentru întregul interval de rotație și pentru cele 3 intervale de valori ale forțelor de tracțiune aplicate. Variațiile deplasărilor înregistrate pentru fiecare interval de forțe de tracțiune aplicate sunt prezentate în Anexa 4.1, figura 1 ÷ figura 4. Atât din figura 4.42, cât și din figurile 1 ÷ 3 din Anexa 4.1 se observă că variațiile deplasărilor totale sunt liniare, valorile maxime ale deplasărilor totale fiind înregistrate, pentru toate cele 3 intervale ale forțelor de tracțiune, în poziția de rotație a dispozitivului corespunzătoare valorii de 25° .

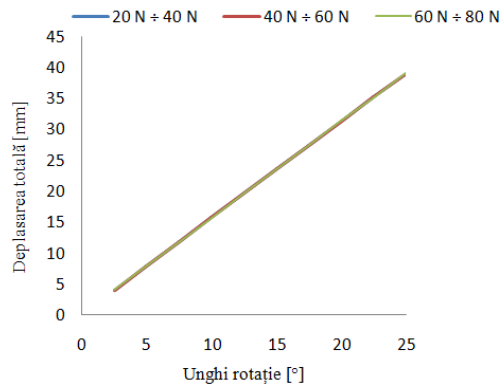


Figura 4.42. Variațiile deplasărilor totale în funcție de forțele de tracțiune progresive aplicate

Din figura 4.42 se observă că variațiile deplasărilor totale sunt aproximativ aceleași pentru toate cele 3 intervale de forțe. Cea mai mare valoare maximă a deplasării totale (39.004 mm) a fost înregistrată în cazul aplicării forței de 40 N din intervalul de forțe 20 N ÷ 40 N (Anexa 4.1, figura 4) pentru o rotație a dispozitivului cu 25°.

Comparând valorilor maxime ale deplasărilor totale (Anexa 4.1, figura 4) se observă că, odată cu creșterea progresivă a forțelor, valorile maxime ale deplasărilor totale scad.

Deplasarea totală maximă este localizată în partea superioară a lamelei 2, lamela pe care se fixează mecanismul pentru tensionarea arcului (figura 4.43), în concordanță cu solicitările impuse.

Deplasările direcționale pe direcțiile X și Z prezintă de asemenea o variație liniară (variația pe direcția axei Z este aproape liniară), valorile maxime ale acestor deplasări fiind înregistrate pentru toate intervalele de forțe aplicate, pentru rotația dispozitivului cu 25°. În cazul deplasării pe direcția axei Y, deoarece zona capătului distal al mecanismului a fost considerată fixă, nepermițând în acest fel deplasarea, a fost luat în considerare modulul deplasării și au fost selectate valorile minime ale deplasărilor. Valorile minime ale acestei deplasări sunt înregistrate pentru toate intervalele de forțe progresive aplicate pentru rotația dispozitivului cu 25°.

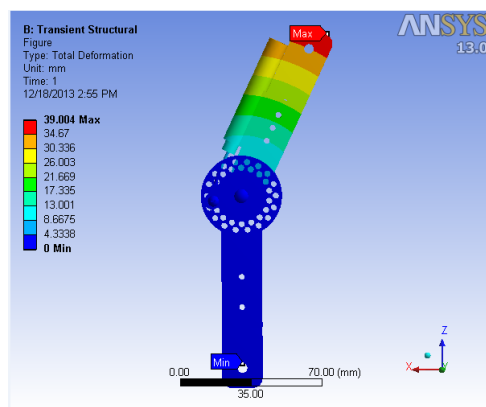


Figura 4.43. Distribuția deplasării totale la aplicarea unei forțe de 40 N și pentru unghiul de rotație de 25°

Variațiile deplasărilor direcționale înregistrate pentru fiecare interval de forțe de tracțiune aplicate sunt prezentate în Anexa 4.1, astfel:

- variațiile deplasărilor pe direcția axei X în figura 5 ÷ figura 8;
- variațiile deplasărilor pe direcția axei Y în figura 9 ÷ figura 12;
- variațiile deplasărilor pe direcția axei Z în figura 13 ÷ figura 16.

Rezultatele înregistrate pentru deplasările direcționale, pentru întregul interval de rotație ($0^\circ \div 25^\circ$) și pentru cele 3 intervale de valori de forțe de tracțiune aplicate sunt prezentate, în același grafic, astfel:

- variațiile deplasărilor pe direcția axei X în figura 4.44;
- variațiile deplasărilor pe direcția axei Y în figura 4.45;
- variațiile deplasărilor pe direcția axei Z în figura 4.46.

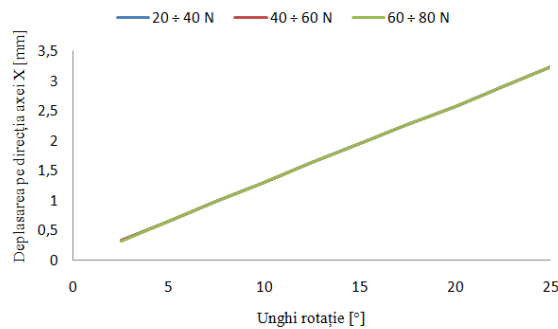


Figura 4.44. Variațiile deplasărilor pe direcția axei X în funcție de forțele de tracțiune aplicate

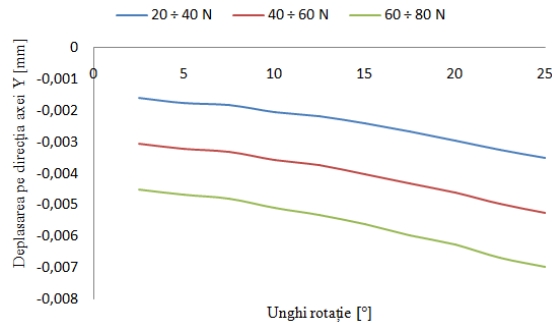


Figura 4.45. Variațiile deplasărilor pe direcția axei Y în funcție de forțele de tracțiune aplicate

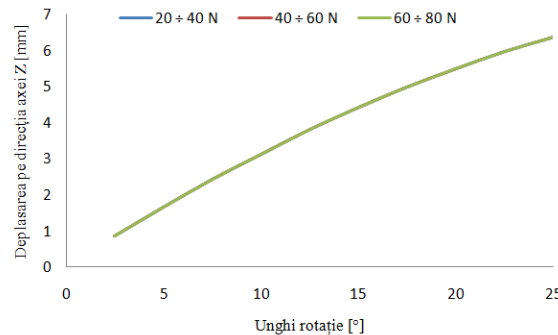


Figura 4.46. Variațiile deplasărilor pe direcția axei Z în funcție de forțele de tracțiune aplicate

162 Îmbunătățirea caracteristicilor ale unei orteze de noapte pentru Talus-Valgus-4

Valoarea maximă a deplasării pe direcția axei X, de 3.2262 mm, este înregistrată în cazul aplicării forței de 80 N din intervalul de forțe $60 \div 80$ N, la un unghi de rotație de 25° . (figura 4.44 și Anexa 4.1, figura 7 și figura 8).

Analizând valorilor maxime ale deplasărilor pe direcția axei X (Anexa 4.1, figura 8) se observă că odată cu creșterea progresivă a forțelor din intervale, valorile maxime ale deplasărilor pe direcția axei X cresc.

Valoarea maximă a deplasării pe axa X, în cazul aplicării unei forțe de 80 N, este înregistrată de mecanismul de rabatare al ortezei (figura 4.47).

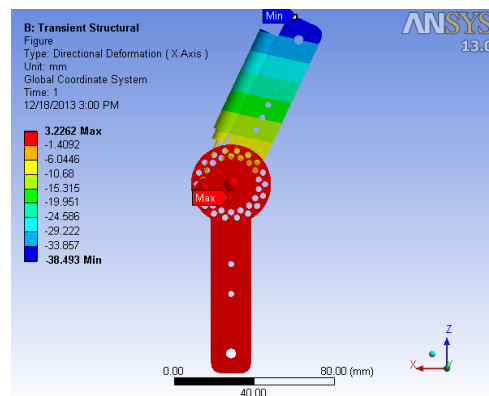


Figura 4.47. Distribuția deplasării pe axa X pentru forța de tracțiune de 80 N și unghiul de 25°

Valoarea minimă a deplasării pe direcția axei Y, de -0.00699 mm, este înregistrată tot la aplicarea unei forțe de tracțiune de 80 N din intervalul de forțe $60 \div 80$ N (figura 4.45 și Anexa 4.1, figura 11 și figura 12) la un unghi de rotație de 25° .

Valorile minime ale deplasărilor pe direcția axei Y (Anexa 4.1, figura 12) scad odată cu creșterea progresivă a forțelor din intervale.

Valoarea minimă a deplasării pe axa Y, în cazul aplicării forței de 80 N este înregistrată pe opritorul cablului de tracțiune (figura 4.48).

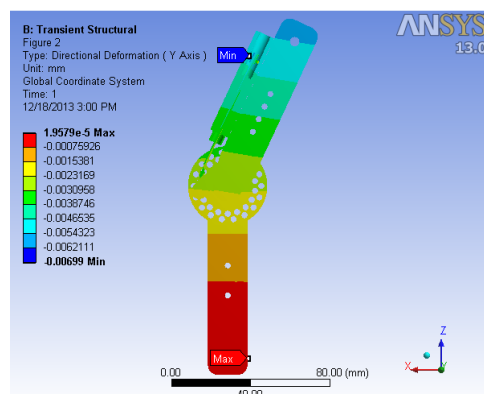


Figura 4.48. Distribuția deplasării pe axa Y pentru o forță de 80 N și unghiul de 25°

Valoarea maximă a deplasării pe direcția axei Z, de 6.3755 mm, este înregistrată în cazul aplicării forței de tracțiune de 40 N din intervalul 20 N ÷ 40 N la un unghi de rotație de 25° (figura 4.46 și Anexa 4.1, figura 13 și figura 16).

Valorile maxime ale deplasărilor pe direcția axei Z (Anexa 4.1 figura 16) scad odată cu creșterea progresivă a forțelor din intervale.

Valoarea maximă a deplasării pe axa Z, în cazul aplicării forței de 40 N, este înregistrată în partea exterioară a suportului pentru înglobarea arcului (figura 4.49).

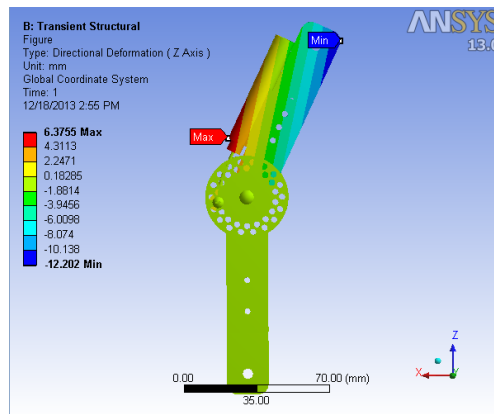


Figura 4.49. Distribuția deplasării pe axa Z pentru forța de 40 N și unghiul de 25°

Tensiunile echivalente prezintă o variație aproximativ liniară la aplicarea forțelor progresive din cele 3 intervale de forțe, pentru o rotație a dispozitivului de rabatare cuprinsă între 0° ÷ 25° (figura 4.50 ÷ figura 4.52).

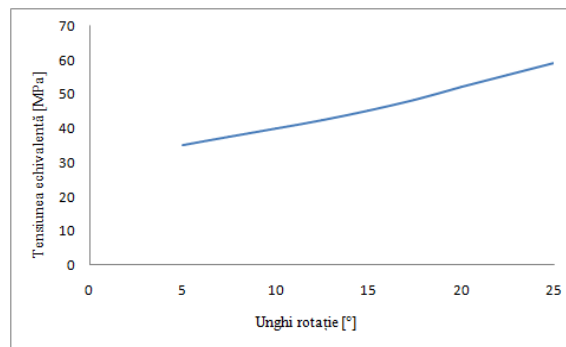


Figura 4.50. Variația tensiunii echivalente în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

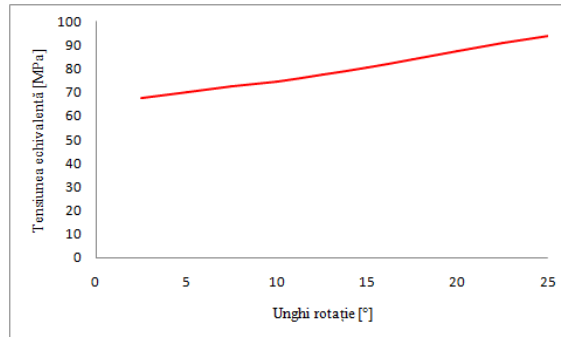


Figura 4.51. Variația tensiunii echivalente în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

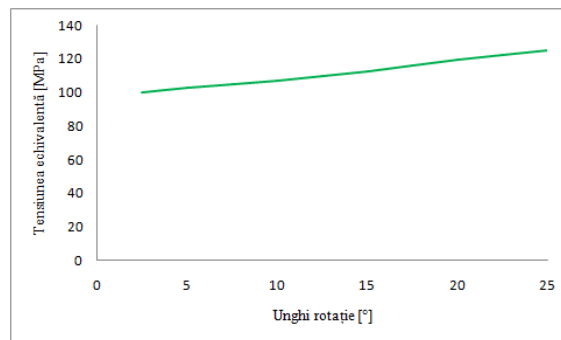


Figura 4.52. Variația tensiunii echivalente în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

În figura 4.53 sunt prezentate în același grafic, tensiunile echivalente înregistrate pentru întreg intervalul de rotație și pentru cele 3 intervale de valori ale forțelor de tracțiune aplicate.

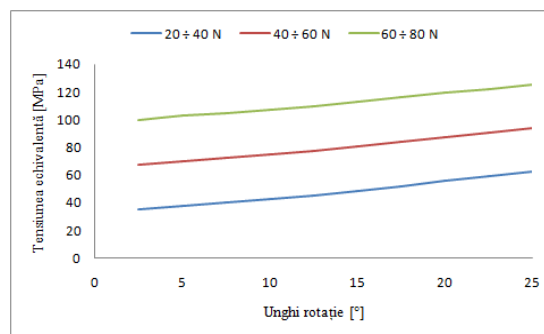


Figura 4.53. Variațiile tensiunilor echivalente în funcție de forțele de tracțiune aplicate

Comparând valorile maxime ale tensiunilor echivalente (figura 4.54) se observă că cea mai mare valoare (125.16 MPa) este înregistrată în cazul aplicării forței de tracțiune de 80 N, pentru un unghi de rotație de 25°. Celelalte valori maxime au fost înregistrate astfel: 62.628 MPa (pentru forța de 40 N) și 93.902 MPa (pentru forța de 60 N) tot pentru un unghi de rotație de 25°.

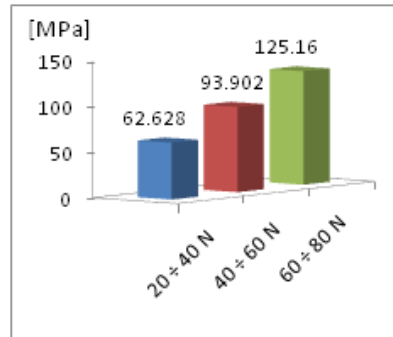


Figura 4.54. Valorile maxime ale tensiunilor echivalente, în funcție de forțele aplicate

Din figura 4.54 se observă că odată cu creșterea progresivă a forțelor din cele 3 intervale, cresc și valorile maxime ale tensiunilor echivalente.

Valoarea maximă a tensiunii echivalente înregistrată la aplicarea forței de 80 N este localizată pe cablul de tracțiune, în apropierea papucului de prindere al cablului (figura 4.55).

În figura 4.56 sunt reprezentate, în același grafic, rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe direcția axei X, pentru întregul interval de rotație și pentru cele 3 intervale ale forțelor de tracțiune aplicate. Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei X înregistrate pentru fiecare interval de forțe de tracțiune aplicate sunt prezentate în Anexa 4.2, figura 1 ÷ figura 4. Atât din figura 4.56, cât și din figurile 1 ÷ 3 din Anexa 4.2 se observă că variațiile tensiunilor normale pe direcția axei X sunt aproximativ liniare, valorile maxime ale tensiunilor normale pe direcția axei X fiind înregistrate pentru unghiul de rotație de 25°.

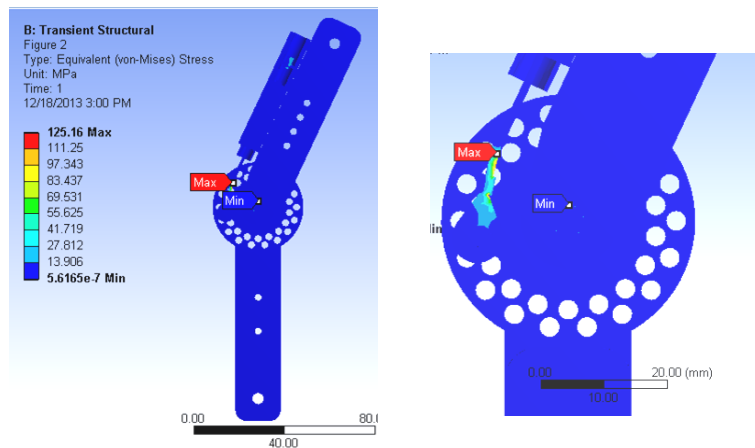


Figura 4.55. Distribuția tensiunii echivalente în cazul aplicării forței de 80 N și unghiul de 25°

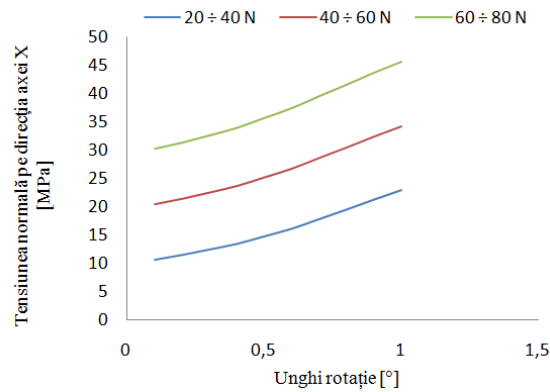


Figura 4.56. Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei X în funcție de forțele de tracțiune aplicate

Valorile maxime ale tensiunii normale pe direcția axei X cresc odată cu creșterea valorilor forțelor progresive din cele 3 intervale de forțe (figura 4.56 și Anexa 2, figura 4).

Valoarea maximă a tensiunii normale pe direcția axei X, de 45.559 MPa, a fost înregistrată la aplicarea forței de 80 N și este localizată pe papucul de prindere al cablului de tracțiune (figura 4.57).

Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe direcția axei Y, pentru întregul interval de rotație și pentru cele 3 intervale de valori ale forțelor de tracțiune aplicate sunt prezentate în figura 4.58, în același grafic. Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Y înregistrate pentru fiecare interval de forțe sunt prezentate în Anexa 4.2, figura 5 ÷ figura 8. Din figurile 5 ÷ 7 din Anexa 4.2 se observă că variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Y sunt aproximativ liniare.

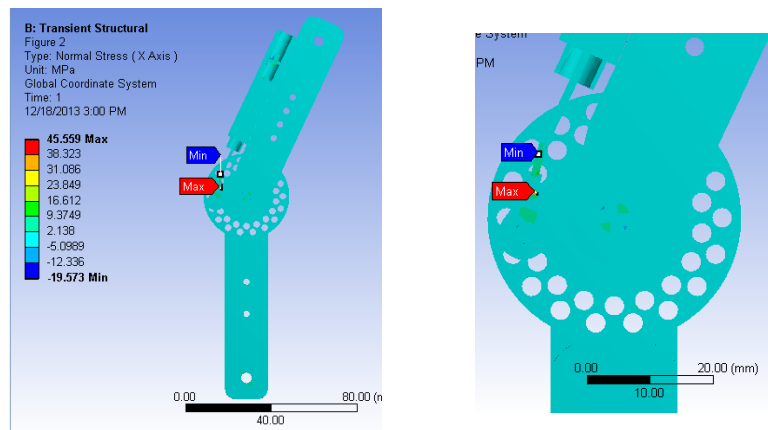


Figura 4.57. Distribuția tensiunii normale pe axa X pentru forța de 80 N și unghiul de 25°

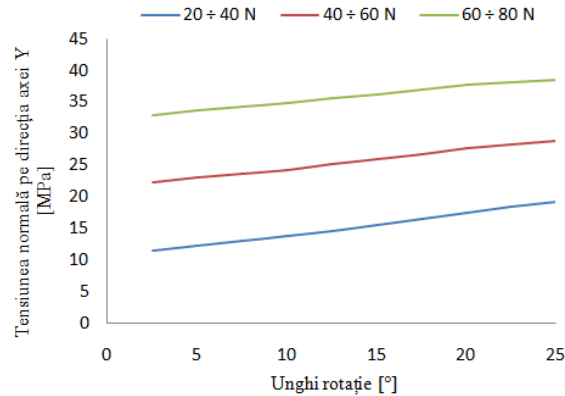


Figura 4.58. Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Y în funcție de forțele de tracțiune aplicate

Valoarea maximă a tensiunilor normale pe direcția axei Y (38.579 MPa) a fost înregistrată în cazul aplicării forței de 80 N, pentru unghiul de 25° (Anexa 4.2, figura 8).

Analizând valorile maxime ale tensiunilor normale pe direcția axei Y, se poate observa faptul că valorile maxime cresc odată cu creșterea forțelor progresive din cele 3 intervale de forțe (Anexa 4.2, figura 8).

Valoarea maximă a tensiunii normale pe direcția axei Y, la aplicarea forței de 80 N este localizată pe cablul de tracțiune în apropierea papucului de prindere al cablului (figura 4.59).

Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe direcția axei Z, pentru întregul interval de rotație și pentru cele 3 intervale ale forțelor de tracțiune aplicate sunt prezentate în același grafic în figura 4.60. Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Z înregistrate pentru fiecare interval de forțe de tracțiune aplicate sunt prezentate în Anexa 4.2, figura 9 ÷ figura 12. Din figurile 9 ÷ 11 din Anexa 4.2 se observă că variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Z sunt, de asemenea, aproximativ liniare.

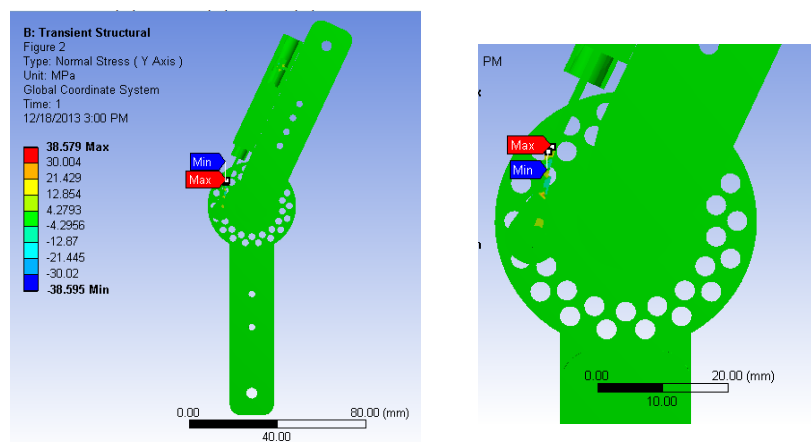


Figura 4.59. Distribuția tensiunii normale pe axa Y, pentru forța de 80 N și unghiul de 25°

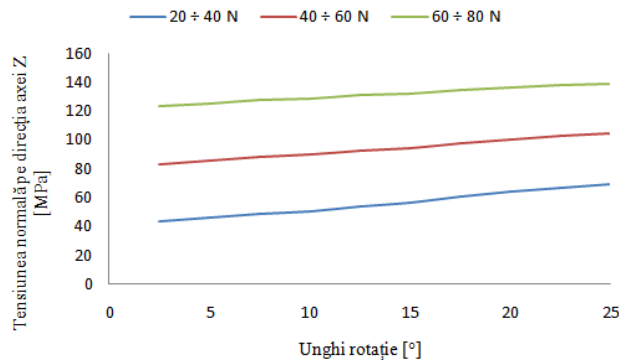


Figura 4.60. Variațiile tensiunilor normale pe direcția axei Z în funcție de forțele de tracțiune aplicate

Valoarea maximă a tensiunilor normale pe direcția axei Z (139.05 MPa) a fost înregistrată în cazul aplicării forțe de tracțiune de 80 N, pentru unghiul de 25° (Anexa 4.2, figura 12).

Din Anexa 4.2, figura 9 ÷ figura 11, se observă că valorile maxime ale tensiunilor normale pe direcția axei Z, pentru forțele progresive aplicate au fost înregistrate pentru unghiul de rotație al dispozitivului de tensionare de 25°.

Valorile maxime ale tensiunii normale pe direcția axei Z cresc odată cu creșterea forțelor aplicate (figura 4.60 și Anexa 4.2, figura 12).

Valoarea maximă a tensiunii normale pe direcția axei Z, la aplicarea forței de 80 N este localizată pe papucul de prindere al cablului de tracțiune (figura 4.61).

Tensiunile de forfecare determinate au avut valori semnificativ mai mici decât tensiunile echivalente și cele normale, ceea ce este în concordanță cu solicitările corespunzătoare funcționării dispozitivului de tensionare a ortezei.

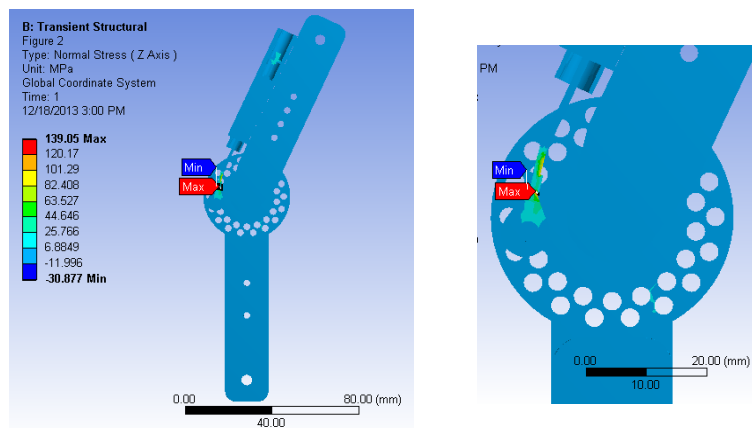


Figura 4.61. Distribuția tensiunii normale pe axa Z, pentru forța 80 N de și unghiul de 25°

Pentru a avea o vedere de ansamblu asupra distribuției deplasărilor și tensiunilor înregistrate în dispozitivul de tensionare, în tabelul 4.3 au fost sintetizați parametrii analizei numerice, în funcție de zona dispozitivului unde s-a înregistrat

valoarea maximă, unghiul de rotație al dispozitivului de tensionare fiind, în toate cazurile, unghiul maxim de rotație de 25°.

Tabelul 4.3. Distribuția valorilor maxime ale parametrilor analizei numerice

Parametrii studiați	Zona unde s-a înregistrat valoarea maximă
Deplasarea totală [mm]	Partea superioară a lamelei 2, lamela pe care se fixează mecanismul pentru tensionarea arcului
Deplasarea pe direcția axei X [mm]	Mecanismul de rabatare al ortezei
Deplasarea pe direcția axei Y [mm]	Opritorul cablului de tracțiune
Deplasarea pe direcția axei Z [mm]	Partea exterioară a suportului pentru înglobarea arcului
Tensiunea echivalentă [MPa]	Cablul de tracțiune, în apropierea papucului de prindere al cablului
Tensiunea normală pe direcția axei X [MPa]	Papucul de prindere al cablului de tracțiune
Tensiunea normală pe direcția axei Y [MPa]	Cablul de tracțiune în apropierea papucului de prindere al cablului
Tensiunea normală pe direcția axei Z [MPa]	Papucul de prindere al cablului de tracțiune

Din rezultatele analizei numerice prin Metoda Elementului Finit și din tabelul 4.3 se poate concluziona faptul că, valorile maxime ale parametrilor studiați au fost înregistrate pentru un unghi de rotație al dispozitivului de tensionare de 25°, în majoritatea cazurilor la aplicarea forței de 80 N, deosebire făcând deplasarea totală și deplasarea pe direcția axei Z, unde forța maximă aplicată a fost de 40 N.

Valorile maxime ale tensiunilor apar în cablul de tracțiune și cresc odată cu forța aplicată. Valorile maxime ale deplasărilor scad odată cu forța aplicată, deoarece acesta se opune mișcării de rotație impuse ca și condiție pe contur.

În urma tuturor testărilor la care a fost supus dispozitivul pentru tensionarea ortezei fixe de noapte s-a demonstrat faptul că acesta îndeplinește condițiile necesare din punct de vedere al solicitărilor mecanice pentru a putea fi aplicat pe orteza de noapte.

4.6. Fixarea dispozitivului pentru tensionare pe orteza fixă de noapte

După realizarea și testarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei fixe de noapte s-a trecut la următoarea etapă, cea de fixare a acestuia pe orteza fixă de noapte. Montarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei și adaptarea ortezei de noapte pentru afecțiunea Talus - Valgus s-au realizat în cadrul firmei Triamed Orthopaedics SRL Timișoara.

Primul pas în fixarea dispozitivului pe orteză a constat în stabilirea locului unde va fi montat: centrul dispozitivului este poziționat în partea posterioară a ortezei, la o distanță egală între maleole.

Au fost marcate pe orteză următoarele repere: centrul dispozitivului, poziționarea lamelelor și porțiunea de orteză ce urmează a fi decupată (figura 4.62).



Figura 4.62. Marcarea reperelor necesare pentru montarea dispozitivului pe orteză

170 Îmbunătățirea caracteristicilor ale unei orteze de noapte pentru Talus-Valgus-4

Lamelele pentru fixarea dispozitivului pe orteză au fost modelate cu ajutorul unei chei speciale de modelat tije și platbandă. În continuare a fost macarcat locul de ampalsare al lamelei pe planta ortezei și locul în care vor fi date găurile de prindere a lamelelor pe orteză (figura 4.63).



Figura 4.63. Poziționarea dispozitivului pe orteză

Capetele lamelelor au fost ajustate, iar în orteză s-au realizat găurile de prindere. Dispozitivul de tensionare a ortezei a fost montat pe orteză folosind șuruburi cu cap îngropat M4 x 30.

Dispozitivul s-a fixat pe orteza încă nedecupată, verificând să nu se modifice poziția fiziologică a piciorului (figura 4.64).



Figura 4.64. Fixarea dispozitivului pe orteza nedecupată

Orteza a fost decupată în zona maleolelor (marcată anterior) cu ajutorul unui fierăstrău pendular longitudinal și finisată cu ajutorul polizorului 1PT90L-2A (figura 4.65).



Figura 4.65. Finisarea ortezei după decupare

Pasul următor a constat în fixarea propriu-zisă a dispozitivului pe orteză (figura 4.66) cu ajutorul șuruburilor de fixare.



Figura 4.66. Fixarea dispozitivului pe ortează

Orteza de noapte cu caracteristici funcționale îmbunătățite este prezentată în figura 4.67.



Figura 4.67. Orteza fixă de noapte cu caracteristici funcționale îmbunătățite

Prin folosirea ortezei cu dispozitiv de tensionare se pot realiza gradual reglajele necesare aplicării hipercorecțiilor deformării piciorului, reducând substanțial costurile suportate de pacient.

4.7. Concluzii

Afecțiunea Talus – Valgus este o diformitate a retropiciorului, frecvent întâlnită, în special în cazul copiilor, care de regulă poate fi reabilitată prin utilizarea unor orteze fixe de zi și/sau de noapte.

Cercetările prezentate în acest capitol au condus la o soluție constructivă a unei orteze de noapte personalizate, folosită în vederea reabilitării afecțiunii Talus – Valgus, cu caracteristici funcționale îmbunătățite. Soluția propusă pentru îmbunătățirea ortezei de noapte a constat în conceperea, proiectarea și fabricarea unui dispozitiv de tensionare a ortezei. Validarea acestui dispozitiv de tensionare s-a realizat prin testarea mecanică și analiza numerică folosind Metoda Elementului Finit.

Dispozitivul pentru tensionare conceput oferă caracteristici funcționale îmbunătățite ale ortezei de noapte folosite în mod curent pentru reabilitarea afecțiunii Talus - Valgus. Acest dispozitiv se montează pe orteza obișnuită de către tehnicianul ortoped.

După atașarea ortezei de noapte pe piciorul pacientului, medicul/tehnicianul ortoped poate să adapteze dispozitivul, prin tensionarea arcului mecanismului de tensionare, în funcție de gradul de diformitate a piciorului și să aplice hipercorecțiile până la limita de suportabilitate a pacientului. Astfel, se poate menține o tensiune constantă asupra piciorului. Prin reglarea dispozitivului de tensionare, la fiecare control, în funcție de gradul de recuperare, medicul/tehnicianul ortoped poate regla din nou dispozitivul pentru a se continua procesul de recuperare, nemaifiind necesară schimbarea atât de frecventă a ortezei de noapte.

Dispozitivul pentru tensionarea ortezei de noapte a fost supus testării de tracțiune folosind Sistemul MultiTest 5-i între limitele minime și maxime ale arcului, după fiecare încercare arcul fiind tensionat cu o rotație completă a șurubului (360°), până la tensionarea maximă a arcului. În urma testării la tracțiune a dispozitivului de tensionare a ortezei fixe de noapte, tensionând arcul cu câte o rotație completă a șurubului pentru fiecare test, valorile maxime ale forțelor de tracțiune și momentelor au crescut ușor de la testul T1 la testul T9, corespunzător deschiderii maxime a mecanismului de rabatere a ortezei.

Analiza numerică a comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare a ortezei montat în poziția extremă a urmărit determinarea deplasărilor și tensiunilor ce apar în urma solicitării maxime. Valoarea maximă a tensiunii echivalente a fost înregistrată la baza opritorului superior, respectiv la contactul dintre opritor și arc. Rezultatele obținute pentru deplasările și tensiunile înregistrate în urma aplicării forței de tracțiune maxime confirmă o bună rezistență mecanică a întregului dispozitiv, inclusiv a cablului de tracțiune.

Analiza numerică a comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare a ortezei pentru diferite solicitări ale cablului de tracțiune s-a bazat pe analiza comparativă a deplasărilor și tensiunilor care apar în dispozitivul de tensionare în diferite poziții datorate rotației cu un unghi de până la 25° în axa mecanismului de rabatere, datorită aplicării unor forțe progresive de tracțiune cuprinse în intervalele 20 N ÷ 40 N, 40 N ÷ 60 N și 60 N ÷ 80 N asupra capătului cablului de tracțiune. Analiza comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare, pentru diferite unghiuri de rotație și în condiții de suprasolicitare a arcului a validat funcționarea dispozitivului.

CAPITOLUL 5

CONCEPEREA ȘI ANALIZA UNEI ORTEZE DE NOAPTE PENTRU AFECȚIUNEA HALLUX-VALGUS

Denumirea de Hallux - Valgus este utilizată pentru a defini deviația laterală a halucelui, care se poate produce în timp. În majoritatea cazurilor, afecțiunea Hallux - Valgus este de natură ereditară fiind datorată biomecanicii necorespunzătoare a piciorului. O altă cauză comună de apariție a afecțiunii o constituie supra-pronația care cauzează aplatizarea piciorului. Supra-pronația aplică o presiune excesivă pe tendoane și în partea superioară a mijlocului piciorului. Tendoanele situate între primul și al doilea metatarsian încep să se contracte și împing halucele spre lateral, în direcția celei de-a doua falange. Primul metatarsian începe să se îndepărteze de cel de-al doilea metatarsian, cauzând extinderea bazei articulației halucelui. Odată extinsă articulația metatarsofalangiană, apar depozitele de calciu (monturile) (Giovani & Greisberg, 2007), (Robinson&Limbers, 2005), (Bunion Aid-1, 2013), (Hallux Valgus, 2013) care, în timp produc dureri și necesită tratament.

Afecțiunea mai poate fi cauzată și de: tulburările neuro-musculare, contractura tendonului Ahilian, leziunile și diferitele activități care cauzează inflamația cronică de la nivelul articulației metatarsofalangiene (Bunion Aid -1, 2013), (Hallux Valgus, 2013).

Tratamentul afecțiunii Hallux - Valgus poate fi unul conservator, care presupune utilizarea ortezelor corectoare, iar în cazurile severe se recurge la diferite operații chirurgicale.

În acest capitol este propusă o soluție constructivă cu caracteristici funcționale îmbunătățite pentru realizarea unei orteze de noapte, reglabile, utilizate în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus.

Obiectivele cercetării prezentate în acest capitol constau în:

- realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la caracteristicile unghiulare ale piciorului afectat de Hallux - Valgus și la gradele de severitate ale afecțiunii Hallux - Valgus;
- realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la principalele tipuri de orteze specifice afecțiunii Hallux - Valgus;
- realizarea unei clasificări a ortezelor de Hallux - Valgus;
- conceperea și analiza unui model de orteză de noapte, reglabilă, pentru afecțiunea Hallux - Valgus, încadrată în gradul 1 de severitate.

5.1. Caracteristicile unghiulare ale antepiciorului afectat de Hallux - Valgus

Pentru diagnosticarea afecțiunii, după evaluarea clinică a subiectului se recurge la cea radiografică, cu ajutorul căreia pot fi determinate caracteristicile unghiulare ale piciorului supus investigației.

Măsurările unghiulare utilizate în evidențierea prezenței și severității afecțiunii Hallux - Valgus sunt (Hallux Valgus, 2013):

- unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian;
- unghiul dintre metatarsienele 1 și 2;
- poziția sesamoidului.

Unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian (figura 5.1) (Hallux Valgus, 2013), (Bunion Surgery, 2013) este unghiul format între dreapta trasată de-a lungul axei longitudinale a primului metatarsian și dreapta trasată de-a lungul axei longitudinale a falangei proximale a halucelui. În cazul unei persoane clinic sănătoase, acest unghi nu este mai mare de 15° (figura 5.1.a) (Hallux Valgus, 2013). Orice unghi care depășește această valoare indică apariția afecțiunii Hallux - Valgus (figura 5.1.b) (Bunion Surgery, 2013), (Robinson&Limbers, 2005), (Hallux Valgus, 2013), (Bunion Surgery, 2013).



a) Picior clinic sănătos (Hallux Valgus, 2013)



b) Picior afectat de Hallux - Valgus (Bunion Surgery, 2013)

Figura 5.1. Unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian

Unghiul dintre metatarsienele 1 și 2 (figura 5.2) (Hallux Valgus, 2013), (Bunion Surgery, 2013) este unghiul format între axele longitudinale ale primului și celui de-al doilea metatarsian. La o persoană clinic sănătoasă, unghiul dintre cele două metatarsiene are o valoare mai mică de 9° (figura 5.2.a) (Hallux Valgus, 2013), astfel încât o valoare mai mare indică apariția afecțiunii (figura 5.2.b) (Bunion Surgery, 2013), (Hallux Valgus, 2013), (Robinson&Limbers, 2005).



a) Picior clinic sănătos (Hallux Valgus, 2013)



b) Picior afectat de Hallux - Valgus (Bunion Surgery, 2013)

Figura 5.2. Unghiul dintre metatarsienele 1 și 2

Sesamoidalele sunt oase mici, rotunjite care se dezvoltă în grosimea unor tendoane musculare, în special în dreptul articulațiilor carpiene și tarsiene.

Sesamoidul medial și cel lateral ale articulației metatarsofalangiene sunt atașate de mușchiul flexor hallucis brevis, care la rândul său este atașat la baza primei falange proximale. La apariția afecțiunii Hallux - Valgus, primul metatarsian deviază medial de pe sesamoide, cauzând apariția unei subluxații laterale (Hallux Valgus, 2013).

Poziția sesamoidului medial este determinată în raport cu o dreaptă trasată de-a lungul axei medio-longitudinale a primului metatarsian.

Există patru situații de poziționare a sesamoidului (Hallux Valgus, 2013):

- Situația 0 – sesamoidul este amplasat medial pe dreapta medio – axială;
- Situația 1 – sesamoidul se află la o distanță mai mică de 50 % de dreapta medio – axială (figura 5.3) (Hallux Valgus, 2013);
- Situația 2 – sesamoidul se află la o distanță mai mare de 50 % față de dreapta medio – axială;
- Situația 3 – sesamoidul are o poziție complet laterală față de dreaptă (figura 5.4) (Hallux Valgus, 2013).

Poziționarea sesamoidului în primele două situații (0 și 1) corespunde unei persoane clinic sănătoase, în timp ce poziționarea sesamoidului în situațiile 2 și 3 indică apariția afecțiunii Hallux - Valgus (Hallux Valgus, 2013).



Figura 5.3. Poziționarea sesamoidului - Situația 1 (Hallux Valgus, 2013)



Figura 5.4. Poziționarea sesamoidului - Situația 3 (Hallux Valgus, 2013):

5.2. Gradele de severitate ale afecțiunii

Pe baza examinării clinice și radiologice, afecțiunea Hallux - Valgus poate fi apreciată în funcție de gradul de severitate al acesteia. La un picior clinic sănătos, unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian este mai mic de 15° , unghiul format între metatarsienele 1 și 2 este mai mic de 9° , iar sesamoidul este amplasat medial pe dreapta medio – axială (Stone, 2003).

Există trei grade de severitate ale afecțiunii Hallux - Valgus:

- *Gradul 1* corespunde unei *forme incipiente* a afecțiunii (figura 5.5) (Predescu, 2013). În acest stadiu, unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian este cuprins între $15^\circ \div 20^\circ$, unghiul format între metatarsienele 1 și 2 este cuprins între $9^\circ \div 11^\circ$, iar sesamoidul se află la mai puțin de 50 % distanță față de dreapta medio – axială. Subiecții a căror afecțiune este cuprinsă în acest grad de severitate prezintă o deviere ușoară a halucelui, își păstrează mobilitatea articulației metatarsofalangiene 1, dar pot prezenta inflamații ale membranei sinoviale datorate contactului cu încălțăminte. La acest grad de severitate se recomandă utilizarea ortezelor corectoare pentru haluce (de zi

- și/sau de noapte), purtarea unor pantofi adecvați, care să nu fie ascuțiți, strâmți sau cu toc foarte înalt și tratamentul antiinflamator (Predescu, 2013), (Stone, 2003).
- *Gradul 2* corespunde unei *forme moderate* a afecțiunii (figura 5.6) (Predescu, 2013). Subiecții încadrați la acest grad de severitate al afecțiunii prezintă unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian cuprins între $20^\circ \div 40^\circ$, unghiul format între metatarsienele 1 și 2 între $11^\circ \div 18^\circ$, în timp ce sesamoidul se află la o distanță mai mare de 50 % față de dreapta medio - axială. La acest grad al afecțiunii, dimensiunea montului crește, devierea metatarsianului 1 și cea a halucelui este semnificativă, mobilitatea articulară este redusă. În acest stadiu al afecțiunii apar dureri în timpul deplasării, în ortostatism și în repaus. La acest grad al afecțiunii nu mai sunt suficiente doar tratamentul antiinflamator și utilizarea ortezelor corectoare, de cele mai multe ori fiind necesară intervenția chirurgicală prin practicarea osteotomiei (proceduri de realiniere) și osteosintezei (fixarea fragmentelor osoase) (Predescu, 2013), (Stone, 2003).
 - *Gradul 3* corespunde *forme severe* a afecțiunii (figura 5.7) (Richardson et al., 2013) La acest grad al afecțiunii, unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian este mai mare de 40° , unghiul format între metatarsienele 1 și 2 este mai mare de 18° iar sesamoidul are o poziție complet laterală față de dreapta medio - axială. Subiecții încadrați în acest grad al afecțiunii resimt dureri constante la nivelulul piciorului indiferent de încălțămîntea utilizată, defectele osoase implicând tot antepiciorul. De cele mai multe ori apar defecte ale degetelor 2 - 5 (degete în ciocan) iar articulațiile metatarsofalangiene și interfalangiene sunt rigide. În acest stadiu, afecțiunea poate fi corectată numai prin intervenție chirurgicală (Predescu, 2013), (Stone, 2003).



Figura 5.5. Hallux - Valgus - gradul 1 de severitate (Predescu, 2013)



Figura 5.6. Hallux - Valgus - gradul 2 de severitate (Predescu, 2013)



Figura 5.7. Hallux - Valgus - gradul 3 de severitate (Richardson et al., 2013)

5.3. Clasificarea ortezelor utilizate în cazul patologiei Hallux - Valgus

Principiul de corectare al acestei afecțiuni constă în aplicarea unor puncte de presiune la nivelul halucelui, al articulației metatarsofalangiene și la nivelul metatarsienelor. La nivelul halucelui acționează o forță de tracțiune care ajută realinierea acestuia. Asupra articulației metatarsofalangiene acționează o forță de presiune care ajută la diminuarea inflamației dezvoltate în aceasta. La nivelul

metatarsienelor acționează o forță de presiune prin intermediul benzilor Velcro care au ca scop fixarea ortezei corectoare pe picior.

La persoanele predispuse genetic să dezvolte afecțiunea Hallux - Valgus, se exercită o forță de presiune mai mare pe primul metatarsian producând, în timp, o deplasare a acestuia față de cel de-al doilea metatarsian (ACA, 2013), (Bunion Advisor, 2013).

Pentru ameliorarea acestei afecțiuni se pot utiliza diferite tipuri de orteze corectoare (ACA, 2013), (Bunion Advisor, 2013). Aceste orteze pot fi clasificate în funcție de diferite criterii:

- rolul funcțional;
- materialele din care sunt realizate;
- perioada din zi în care sunt purtate.

După rolul funcțional, ortezele pot fi:

- *Suporturile sau manșoanele de protecție a montului* (figura 5.8) (Express Medical Supply, 2013), (Gel Bunion Pads, 2013) protejează montul de presiunea exercitată asupra lui de pantof, dar nu fac posibilă realinierea halucelui.



Figura 5.8. Suport pentru protecția montului (Express Medical Supply, 2013), (Gel Bunion Pads, 2013)

- *Dispozitivele sub formă de pană* sunt aplicate între haluce și cel de-al doilea metatarsian având ca scop realinierea halucelui (figura 5.9) (Latex Toe Spreaders, 2013).



Figura 5.9. Dispozitiv sub formă de pană pentru afecțiunea Hallux - Valgus (Latex Toe Spreaders, 2013)

- *Susținătorul pentru haluce* este prevăzut cu un manșon care susține halucele și care îi permite acestuia să fie adus în poziția anatomică normală (figura 5.10) (DBT Medical, 2013).



Figura 5.10. Susținător pentru haluce (DBT Medical, 2013)

- *Ortezele prevăzute cu atele* constituie cel mai eficient tratament conservator în încetinirea progresiei inflamației montului, putând fi utilizate și în urma efectuării operațiilor chirurgicale (figura 5.11) (MedicSafe, 2013).



Figura 5.11. Orteză Hallux - Valgus cu atele (MedicSafe, 2013)

Atelele cu care sunt prevăzute aceste tipuri de orteze susțin și realiază halucele, fixându-se în jurul mijlocului piciorului cu ajutorul benzilor Velcro.

În funcție de materialele din care sunt realizate, ortezele se împart în (ACA, 2013), (Bunion Advisor, 2013):

- *Orteze rigide* care se utilizează numai pe timpul nopții. Acestea pot fi:
 - *Ortezele personalizate* sunt realizate din materiale termoplastice, se toarnă și se modelează în funcție de aspectul medial al piciorului și al halucelui.
 - *Ortezele prefabricate* sunt realizate din material plastic sau din metal și se fixează de haluce și de picior.
- *Ortezele flexibile sau moi* sunt realizate din materiale textile care înconjoară halucele și piciorul. Materialul din care este realizată orteza este decupat și cusut pe bie pentru a se mula mai ușor pe haluce și picior. Acest tip de orteză aplică o forță moderată care împiedică deplasarea vicioasă a halucelui. Ortezele flexibile pot fi purtate în încălțăminte.

Ortezele utilizate pentru ameliorarea afecțiunii Hallux - Valgus se pot clasifica și după perioada din zi în care sunt purtate:

- *Ortezele de zi* pot fi purtate în încălțăminte și ajută la realinierea halucelui și reduc durerea apărută la nivelul articulației metatarsofalangiene. Din categoria ortezelor de zi fac parte:
 - *Ortezele din gel de silicon* sunt unele dintre cele mai des utilizate orteze de zi (figura 5.12) (Webster, 2013), (Wide Shoe, 2013). Ele separă halucele de cel de-al doilea deget, ajutând la menținerea unui aliniament corect și la reducerea presiunii exercitate pe mont. Aceste orteze absorb presiunea și

ameliorează durerea care apare la nivelul articulației metatarsofalangiene (Wide Shoe, 2013).



Figura 5.12. Orteze de zi din silicon (Webster, 2013), (Wide Shoe, 2013)

- *Ortezele din material textil* au ca scop corectarea, limitarea dezvoltării afecțiunii Hallux - Valgus și ameliorarea durerii apărute la nivelul articulației metatarsofalangiene (figura 5.13) (Feetlife, 2013).
- *Ortezele din gel de silicon și material textil* asigură protecția și confortul atât în zona antepiciorului, cât și a montului (figura 5. 14) (Feetlife, 2013).
- *Ortezele din material textil și benzi Velcro* permit realinierea halucelui prin tensionarea moderată a acestuia (figura 5.15) (Telmed, 2013).



Figura 5. 13. Orteză de zi din material textil (Feetlife, 2013)



Figura 5.14. Orteză de zi din silicon și material textil (Feetlife, 2013)



Figura 5.15. Orteză de zi din material textil și benzi Velcro (Telmed, 2013)

- *Ortezele de noapte* sunt confecționate, în majoritatea cazurilor, din materiale rigide, fiind fixate de picior cu ajutorul benzilor Velcro. Ele sunt utilizate pre și post-operator. Din categoria ortezelor de noapte fac parte:
 - *Ortezele cu atelă* (figura 5.16) (Medical EXPO, 2013) ajută la alinierea corectă a halucelui și reduc presiunea din articulație. Materialul spumos

care căptușește atela asigură confortul și protecția halucelui. Ajustarea benzilor Velcro permite aplicarea presiunii optime în vederea re poziționării halucelui (Brace Ability, 2013).

- *Ortezele din material textil* ajută la realinierea halucelui și la păstrarea distanței dintre acesta și al doilea deget (figura 5.17) (Foot Ankle Center, 2013).



Figura 5.16. Orteză de noapte cu atelă (Medical EXPO, 2013)



Figura 5.17. Orteze de noapte din material textil (Foot Ankle Center, 2013)

Pe lângă ortezele de zi și cele de noapte, mai există și orteze hibrid, care se folosesc atât pe timp de zi, cât și pe timp de noapte (Advance Brace, 2013), (Alpha Orthotics, 2013).

Tratamentul afecțiunii Hallux - Valgus este un proces de lungă durată, ortezele ajutând la reabilitarea sau încetinirea progresiei afecțiunii.

5.4. Exemple de orteze folosite în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus

În acest subcapitol sunt prezentate unele dintre cele mai bune și mai des utilizate orteze existente pe piață.

Orteza Bunion Aid cu fixare pe mijlocul piciorului produsă de compania Alpha Orthotics (figura 5.18) (Bunion Aid-2, 2013) susține arcul plantar și este recomandată persoanelor cu afecțiunea Hallux - Valgus în stadiu avansat. În cazul afecțiunilor severe, atela laterală și pernita ortezei Bunion Aid fixată pe mijlocul tălpii piciorului oferă sprijin oaselor metatarsiene, îndepărtând presiunea și durerea existente la nivelul articulației metatarsofalangiene în timpul utilizării pantofilor. Această orteză nu corectează deformația apărută la nivelul articulației

5.4. – Exemple de orteze folosite în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus 181

metatarsofalangiene, în schimb ameliorează durerea apărută la nivelul acesteia (Bunion Advisor, 2013).

Ortezele Bunion Aid sunt utilizate în gradul 1 și 2 al afecțiunii Hallux - Valgus. Acestea pot fi purtate atât ziua, cât și noaptea și permit (Bunion Aid-1, 2013):

- alinierea halucelui prin sistemul reglabil cu care sunt prevăzute;
- flexia normală a piciorului;
- îmbunătățirea echilibrului și stabilității în timpul mersului;
- fixarea pe picior cu ajutorul unor benzi Velcro.

Atela balama cu care este prevăzută orteza Bunion Aid este căptușită cu un material moale care absoarbe presiunea și evită iritațiile ce pot apărea la nivelul montului. Orteza poate fi utilizată și după efectuarea unei intervenții chirurgicale, asigurând menținerea halucelui în poziție corectă.

În figura 5.19 poate fi observat modul în care acționează orteza Bunion Aid în timpul utilizării.



Figura 5.18. Orteze Bunion Aid (Bunion Aid-1, 2013), (Bunion Aid - 2, 2013), (Advance Brace, 2013), (Alpha Orthotics, 2013)



Figura 5.19. Modalitatea de acționare a ortezei Bunion Aid (Bunion Aid-1, 2013)

Orteza *Darco TAS* produsă de compania Darco International (figura 5.20) (Orthobionics, 2013) este prevăzută cu o atelă care are un rol important în alinierea halucelui. Această orteză este flexibilă și include 1 ÷ 5 benzi care se pot fixa pe falange și o bandă elastică fixată la nivelul metatarsienelor. Orteza este utilizată frecvent post-operator. Este confecționată dintr-un material moale și flexibil și poate fi purtată în timpul mersului. Aceasta menține alinierea corectă a degetelor de la

182 Conceperea și analiza unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux-Valgus- 5

picioare în timpul procesului de vindecare. Fiind prevăzută cu 5 benzi, tratează pe lângă afecțiunea Hallux - Valgus și degetele în ciocan (Bunion Advisor, 2013).



Figura 5.20. Orteza Darco TAS (Orthobionics, 2013)

Orteza Wheaton produsă de compania Wheaton Brace Company (figura 5.21) (Wheaton brace, 2013) este un manșon din neopren subțire pentru picior, respirabil care poate fi purtată atât ziua, cât și noaptea. Materialul din care este realizată orteza este decupat și cusut pe bie pentru a se adapta cu ușurință la degetul mare. Această orteză aplică o forță corectivă moderată asupra halucelui împiedicând agravarea afecțiunii. Orteza este utilizată în cazul afecțiunii Hallux - Valgus de grad 1 și 2 (Bunion Advisor, 2013).



Figura 5.21. Orteza Wheaton (Wheaton brace, 2013)

Orteza FabriFoam produsă de compania FabriFoam (figura 5.22) (Bunion Advisor, 2013) realizată dintr-o spumă moale este concepută pentru a întinde mușchii și tendoanele și pentru a atenua presiunea exercitată de pantof asupra montului. Orteza este utilizată numai în cazurile de Hallux - Valgus incipiente deoarece ameliorează durerea și inflamația de la nivelul articulației metatarsofalangiene, dar nu este suficient de puternică pentru a putea corecta poziția halucelui. Este utilizată mai ales în timpul nopții deoarece este prea groasă pentru a fi purtată în pantofi și nu oferă suficient sprijin în timpul mersului (Bunion Advisor, 2013).



Figura 5.22. Orteza Fabrifoam (Bunion Advisor, 2013)

Orteza Bunion Bootie produsă de compania Bunion Bootie (figura 5.23) (Bunion Bootie, 2013) este realizată dintr-un cauciuc moale, este confortabilă, oferă susținere și protecție piciorului. Halucele este introdus în manșonul ortezei care se fixează pe picior și creează o barieră între mont și pantof.



Figura 5.23. Orteza Bunion Bootie (Bunion Bootie, 2013)

Orteza Bauerfeind Valguloc II produsă de compania Bauerfeind (figura 5.24) (Bauerfeind-1, 2013) oferă suport articulației metatarsofalangiene și ajută la mișcarea halucelui fără a provoca durerea acestuia. Datorită articulației multidimensionale a acestei orteze, flexia și extensia halucelui pot fi ajustate în funcție de cerințele de tratament.

Orteza se potrivește perfect pe picior putând fi purtată atât în timpul nopții, cât și în timpul zilei, în încălțăminte. Orteza este foarte ușor de fixat și de îndepărtat de pe picior cu ajutorul benzilor Velcro. Datorită faptului că orteza este confecționată dintr-un material termoformabil, aceasta poate fi ușor remodelată pentru a se potrivi formei anatomice a piciorului. Postoperator, orteza imobilizează inițial halucele, pentru ca mai apoi să permită libertatea de mișcare a acestuia (Bauerfeind-2, 2013).



Figura 5.24. Orteza Bauerfeind Valguloc II (Bauerfeind-1, 2013)

Orteza Hallux - Valgus Separator Cushion produsă de compania Uriel (figura 5.25) (Veribrand, 2013) combină două produse într-unul singur. Orteza folosește o pernă metatarsiană și un separator de deget care are ca scop realinierea halucelui. Perna metatarsiană ajută la susținerea arcului frontal al piciorului și este detașabilă (Veribrand, 2013).



Figura 5.25. Orteza Hallux - Valgus Separator Cushion (Veribrand, 2013)

Orteza 3pp Bunion-Aider produsă de compania 3 Point Products (figura 5.26) (3point products, 2013) este folosită pentru a diminua forțele care acționează asupra halucelui și pentru a calma durerile ce apar la nivelul montului. Această orteză este proiectată pentru a corecta alinierea halucelui prin aplicarea corecției în trei direcții: sus, jos și lateral. Orteza poate fi purtată atât noaptea, cât și ziua în încălțăminte (3point products, 2013).



Figura 5.26. Orteza 3pp Bunion - Aider (3point products, 2013)

Orteza Hallux - Valgus Arch Support produsă de compania Uriel (figura 5.27) (Veribrand, 2013) este o orteză de picior prevăzută cu un depărtător ajustabil pentru haluce. Orteza se introduce în încălțăminte subiectului. Prin reglarea pârghiei depărtătorului se obține realinierea treptată a halucelui (Veribrand, 2013).

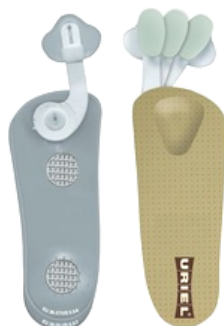


Figura 5.27. Orteza Hallux - Valgus Arch Support (Veribrand, 2013)

5.5. Concepția și proiectarea unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus

Eficacitatea utilizării ortezelor Hallux - Valgus este un subiect controversat. Medicii ortopezi consideră că ortezele pot fi folosite doar pentru stadiul incipient al diformității (gradul 1), când halucele prezintă o deviere ușoară și își păstrează mobilitatea articulației metatarsofalangiene 1. Pentru restul gradelor de severitate diformitatea poate fi corectată doar chirurgical, iar ortezele contribuie la recuperarea postoperatorie.

Majoritatea studiilor întreprinse până în prezent prezintă eficacitatea intervențiilor chirurgicale comparativ cu utilizarea ortezelor corectoare în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus sau reabilitarea afecțiunii în urma diferitelor tipuri de intervenții chirurgicale (Torkki, 2001), (Robinson & Limbers, 2005).

Avantajul utilizării ortezelor în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus a fost prezentat de Tang et al. în anul 2002 (Tang et al, 2002). Aceștia au realizat un studiu pe subiecții cu Hallux - Valgus care prezentau dureri la nivelul articulației metatarsofalangiene. Autorii au conceput și realizat un nou tip de orteză pentru afecțiunea Hallux - Valgus, sub forma unui susținător plantar cu separator de degete. Pacienții pe care s-a realizat studiul au avut inițial un unghi de deviere al halucelui față de primul metatarsian de 35°. În urma purtării ortezei concepute de către autorii studiului, unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian a regresat, ajungând la 30°. Această orteză a fost tolerată de toți pacienții care au utilizat-o, niciunul dintre aceștia nu a prezentat ulcerații sau fliclene la nivelul pielii. Prin utilizarea acestei orteze s-a ameliorat durerea de la nivelul articulației metatarsofalangiene, a fost îmbunătățită capacitatea de deplasare și s-a redus unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian, orteza reprezentând un tratament alternativ pentru pacienții cu Hallux - Valgus (Tang et al, 2002).

O gamă largă de orteze utilizate în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus, existente în comerț folosesc atât pentru fixarea lor pe picior cât și pentru re poziționarea halucelui doar benzile Velcro.

Pornind de la studiile realizate până în prezent și de la faptul că în literatura de specialitate nu sunt prezentate studii referitoare la avantajele utilizării unor orteze personalizate pentru afecțiunea Hallux - Valgus, subcapitolul de față propune conceperea și proiectarea unei orteze de noapte (figura 5.28) care permite, prin tensionarea unui cablu multifilar, reducerea unghiului de deviere al halucelui față de primul metatarsian.

Orteza de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus prezentată în această teză de doctorat a fost proiectată utilizând mediul de proiectare Solid Edge v 19.

Principiul de corecție aplicat de această orteză este bazat pe principiul pârghiei, prin aplicarea forței de presiune la nivelul halucelui, la nivelul articulației metatarsofalangiene și lateral, în zona metatarsienelor.

Această orteză de noapte este formată din următoarele componente: suport haluce, suport picior, piesă ghidare, cablu multifilar și elemente de asamblare (șuruburi, nituri și capse) (figura 5.28). Suplimentar, pentru a asigura protecția/confortul piciorului, celor doi suporturi li se adaugă un strat de material textil căptușit cu burete, ce permite circulația aerului.

Materialele propuse pentru realizarea ortezei sunt: material termoformabil (suport haluce și suport picior), aluminiu (piesa de ghidare), oțel inoxidabil laminat (cablul multifilar) și benzi Velcro.

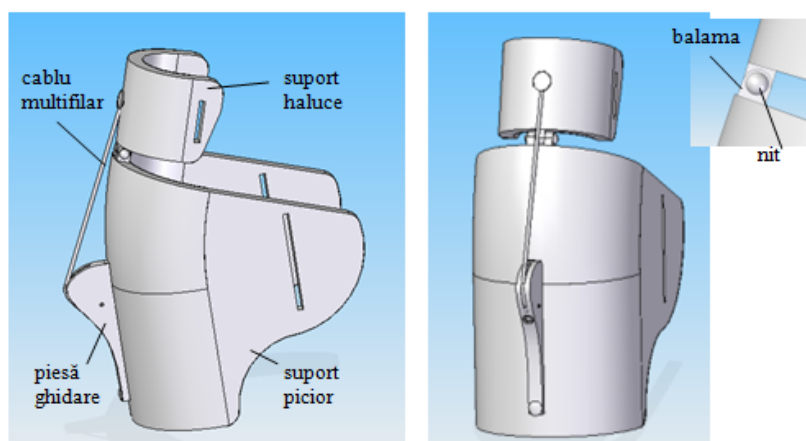


Figura 5.28. Orteza de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus

Suportul halucelui (figura 5.28) și *cel al piciorului* au fost concepute a se fabrica din material termoformabil de grosime 3 mm, datorită capacității acestuia de a lua forma dorită (adaptarea individuală la forma anatomică a piciorului) prin încălzire.

Aceste două suporturi sunt unite între ele printr-o balama fixată cu nit $\varnothing 2$ STAS 9229 (figura 5.28). Cele două suporturi sunt prevăzute cu orificii de prindere a benzilor Velcro cu ajutorul cărora orteza poate fi poziționată pe picior.

Piesa de ghidare (figura 5.29) este fixată pe suportul piciorului cu ajutorul unui nit cu o lungime de 6 mm poziționat în partea inferioară a piesei de ghidare și al unui pin amplasat în partea superioară a piesei cu un diametru de 3 mm și o lungime de 2 mm. Pinul are rolul de a bloca rotația piesei de ghidare. Piesa de ghidare prezintă o parte bombată prevăzută cu un canal de ghidare prin care trece cablul multifilar. Dimensiunile și forma piesei de ghidare determină direcția forței de tracțiune dezvoltată de dispozitiv.

Cablul multifilar (figura 5.28) are un diametru de 1 mm și se fixează superior pe suportul halucelui și inferior pe piesa de ghidare. Prinderea superioară a cablului multifilar este fixă, realizându-se prin intermediul unui sistem de capse ME 3535 Hanolox. Prinderea inferioară a cablului multifilar se realizează prin intermediul unui bolț de tensionare. Blocarea bolțului se realizează din lateral, cu un șurub de

fixare, în funcție de poziția halucelui (determinată de gradul diformității). Materialul propus pentru cablul multifilar este oțelul inoxidabil laminat.

Lungimea cablului multifilar este stabilită după efectuarea manevrelor de hipercorecție aplicate halucelui de către ortoped.

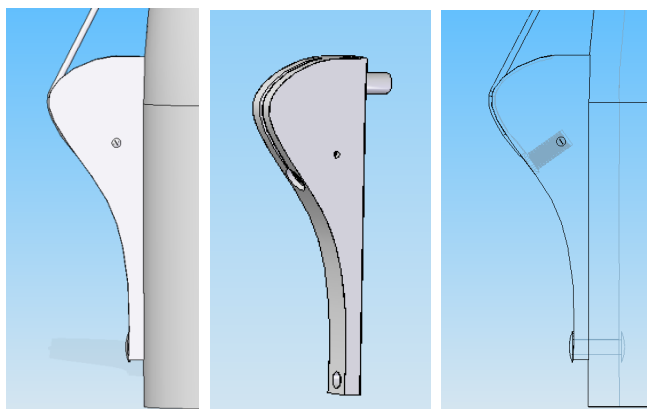
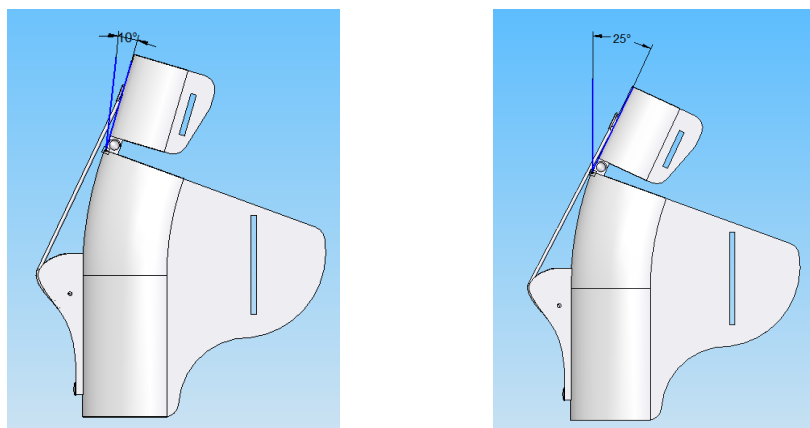


Figura 5.29. Piesa de ghidare și tensionare a cablului multifilar

Avantajul acestei orteze de noapte față de aceeași categorie de orteze existente pe piață la ora actuală constă în corectarea treptată a deformației piciorului, folosind aceeași orteză.

Orteza de noapte concepută este recomandată persoanelor cu gradul 1 de severitate a afecțiunii Hallux - Valgus. Orteza prezentată face posibilă reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus pentru deviații ale unghiului de deviere al halucelui față de primul metatarsian cuprins între 10° și 25° (figura 5.30, a și b).



a) Poziția suportului halucelui la 10°

b) Poziția suportului halucelui la 25°

Figura 5.30. Poziționarea suportului halucelui

Figura 5.30. a prezintă suportul halucelui poziționat la un unghi de 10° , corespunzător devierii halucelui față de primul metatarsian, iar figura 5.30. b prezintă poziția suportului halucelui la un unghi de 25° , simulând unghiul maxim de deviere al halucelui față de primul metatarsian, pentru gradul 1 de severitate.

5.6. Determinarea experimentală a forțelor necesare corecției pentru diferite unghiuri de deviere a halucelui față de poziția primului metatarsian

Ținând cont de faptul că orteza de noapte proiectată va fi utilizată pentru reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus cu gradul 1 de severitate (unde unghiul de deviație al halucelui față de primul metatarsian poate avea valori cuprinse între $10^\circ \div 20^\circ$), am efectuat câte 5 determinări experimentale în cadrul cărora a fost aplicată o forță de tracțiune asupra halucelui, care a produs o rotație a acestuia de 5° , 10° și 15° .

Determinările experimentale au fost realizate cu ajutorul celei de forțe Mecmesin Advanced Force Gauge AFG – 1000 N (figura 5.31). Acest aparat este ușor de utilizat, permite măsurarea forțelor de tracțiune și a celor de compresiune având o precizie de $\pm 0.1\%$ (Mecmesin-3, 2013).

Determinările s-au realizat în cadrul Laboratorului de încercări CIDUCOS, al centrului de Cercetări în Ingineria Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara pe un subiect de sex feminin prezentând Hallux - Valgus incipient, cu un unghi de deviere al halucelui față de poziția primului metatarsian de 10° . Subiectul se încadrează în gradul 1 de severitate a afecțiunii cu haluce non-rigid.

În vederea determinărilor experimentale, a fost aplicată o bandă Velcro pe halucele subiectului. De aceeași bandă Velcro este atașată celula de forțe Mecmesin AFG 1000 N (figura 5.31). Prin aplicarea forțelor de tracțiune, halucele s-a rotit cu un unghi de 5° , 10° , respectiv 15° , în vederea alinierii lui la poziția primului metatarsian. S-au determinat astfel valorile forțelor necesare rotației halucelui cu 5° , 10° , respectiv 15° .

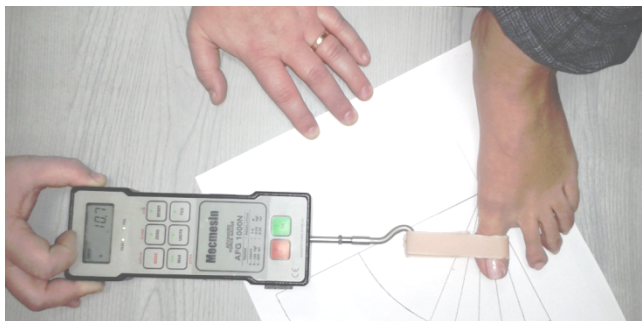


Figura 5.31. Determinarea forței de tracțiune la o rotație de 10° a halucelui subiectului

Valorile medii ale forțelor aplicate, care au produs rotațiile halucelui cu 5° , 10° , respectiv 15° sunt prezentate în tabelul 5.1.

Tabelul 5.1. Valorile forțelor de tracțiune corespunzătoare rotației halucelui

Unghiul de rotație a halucelui [$^\circ$]	Forța de tracțiune aplicată [N]
5	3.9
10	10.7
15	31.2

Valorile celor trei forțe de tracțiune rezultate în urma determinării experimentale vor fi utilizate în testarea ortezei prin analiza numerică cu Metoda Elementului Finit, în vederea validării acesteia.

5.7. Analiza numerică a ortezei de noapte utilizată în afecțiunea Hallux - Valgus, pentru diferite solicitări ale cablului multifilar

Obiectivul analizei numerice a constat în studiul comparativ al comportamentului ortezei în cazul corectării diformității Hallux - Valgus prin aplicarea unor solicitări de 3.9 N, 10.7 N și 31.2 N asupra suportului halucelui.

Pentru a putea efectua analiza numerică a ortezei de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus, modelul CAD al acesteia a fost importat în programul ANSYS 13.

Materialele din care se consideră că este realizată orteza de noapte sunt: poliuretan elastomer (material termoformabil) pentru suportul de haluce și cel de picior, aliajul de aluminiu pentru piesa de ghidare și oțelul inoxidabil pentru elementele de fixare și cablul multifilar.

Proprietățile poliuretanului elastomer au fost preluate din literatura de specialitate disponibilă pe site-urile Massachusetts Institute of Technology (MIT, 2013) și MathWeb Material Property Data (MathWeb, 2013).

Proprietățile materialelor utilizate sunt prezentate în tabelul 5.2.

Tabelul 5.2. Proprietățile materialelor folosite pentru componentele ortezei

Material	Modulul de elasticitate [MPa]	Coefficientul lui Poisson	Densitatea [kg/mm ³]
Poliuretan elastomer	25	0.49	$1.2 \cdot 10^{-4}$
Aliaj aluminiu	71000	0.33	$2.77 \cdot 10^{-6}$
Oțel inoxidabil	$1.9 \cdot 10^5$	0.31	$7.75 \cdot 10^{-6}$

Contactele au fost definite de tip *no separation* pentru articulația dintre suport haluce – suport picior, respectiv de tip *bounded* pentru restul contactelor unde nu există mișcare relativă. Discretizarea modelului (figura 5.32) s-a realizat cu elemente tetraedrice, urmărind ca în zona articulației a cablului multifilar să se obțină un rafinament corespunzător. În urma discretizării s-au obținut 20032 de noduri și 6338 de elemente.

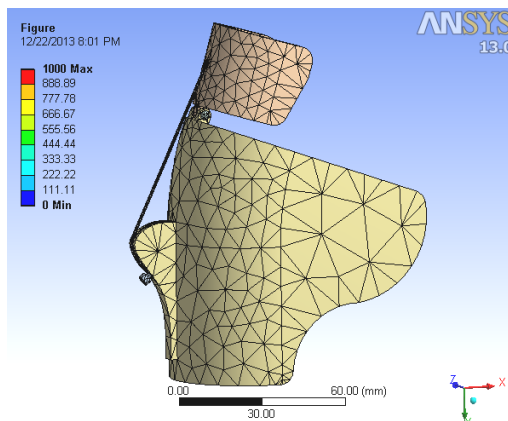


Figura 5.32. Discretizarea ortezei

Condițiile pe contur au fost stabilite astfel: suport fix (A) - suportul pentru picior al ortezei; pe suprafața interioară a suportului pentru haluce (B) a fost

190 Conceperea și analiza unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux-Valgus- 5
 aplicată o forță pe direcția axei X (figura 5.33), reprezentând reacțiunea halucelui
 asupra ortezei.

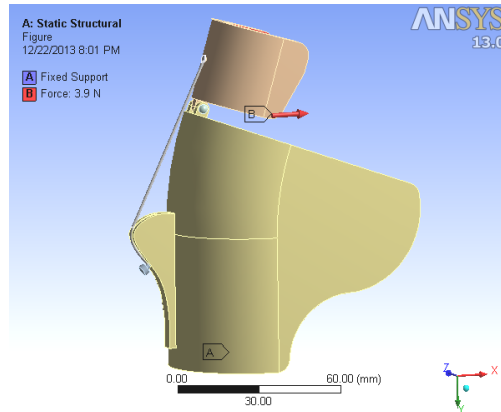


Figura 5.33. Stabilirea condițiilor pe contur

În Anexa 5.1 sunt prezentate detaliat, atât tabelar, cât și sub formă grafică, rezultatele analizei numerice *Static Structural* pentru cele trei cazuri studiate.

Rezultatele urmărite sunt: deplasările totale, deplasările direcționale, tensiunile echivalente, tensiunile normale și tensiunile de forfecare. În figura 5.34 se pot observa valorile maxime ale deplasărilor totale în cele 3 cazuri studiate.

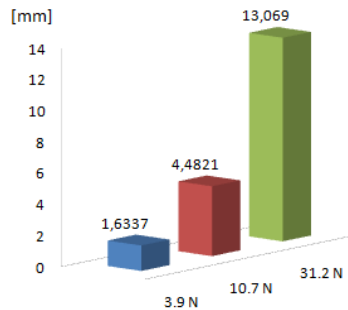


Figura 5.34. Valorile maxime ale deplasării totale, în funcție de forțele aplicate

Deplasarea totală (figura 5.35), precum și deplasările direcționale ating valorile maxime în zona superioară a suportului pentru haluce. De asemenea se observă că deplasarea pe direcția X (figura 5.36) este mai mare decât deplasările pe celelalte direcții, acest lucru datorându-se geometriei ortezei.

5.7. – Analiza numerică a ortezei de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus 191

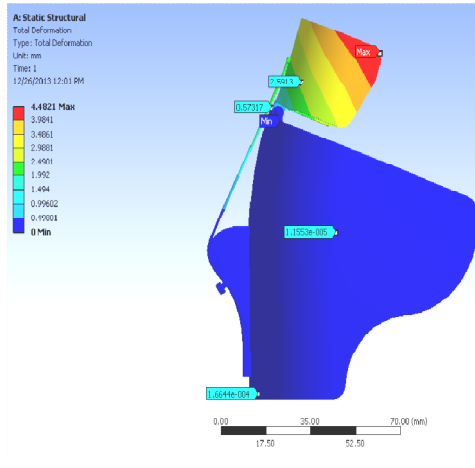


Figura 5.35. Deplasarea totală în cazul aplicării forței de 10.7 N

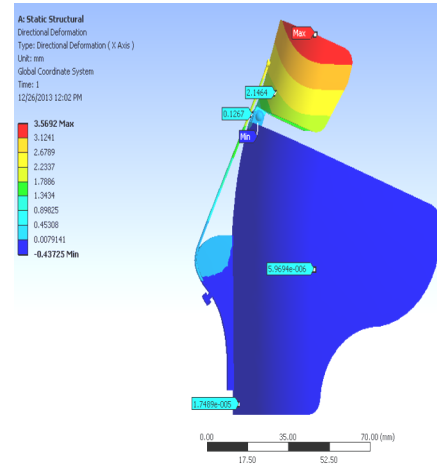


Figura 5.36. Deplasarea pe direcția axei X pentru forța de 10.7 N

In figura 5.37 sunt prezentate valorile maxime ale tensiunii echivalente. Tensiunea echivalentă maximă este localizată pe cablul multifilar, la capătul acestuia, în zona de prindere pe suportul pentru haluce (figura 5.38).

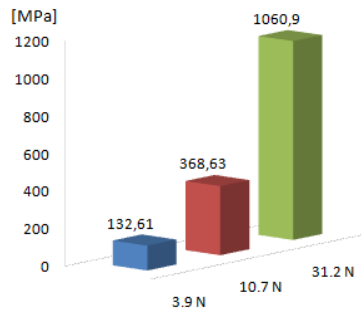


Figura 5.37. Valorile maxime ale tensiunii echivalente, în funcție de forțele aplicate

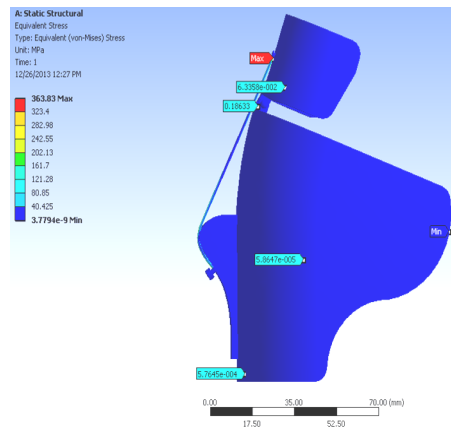


Figura 5.38. Tensiunea echivalentă la aplicarea forței de 10.7 N

De asemenea, se observă că și valorile maxime ale tensiunilor normale și ale celor de forfecare apar tot la capătul firului multifilar. Tensiunea normală pe direcția Y (figura 5.39) și tensiunea de forfecare în planul XY (figura 5.40) au valori mai ridicate decât tensiunile ce apar pe celelalte direcții, respectiv plane ale sistemului de referință ales datorită geometriei ortezei.

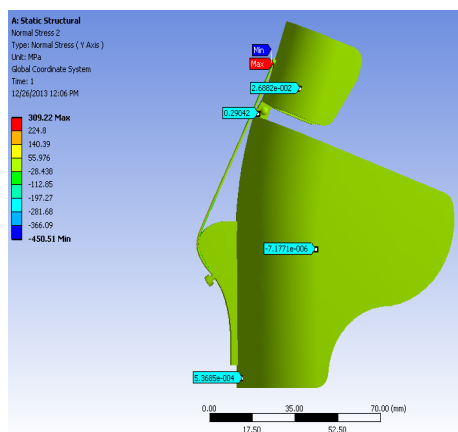


Figura 5.39. Tensiunea normală pe direcția axei Y la aplicarea forței de 10.7 N

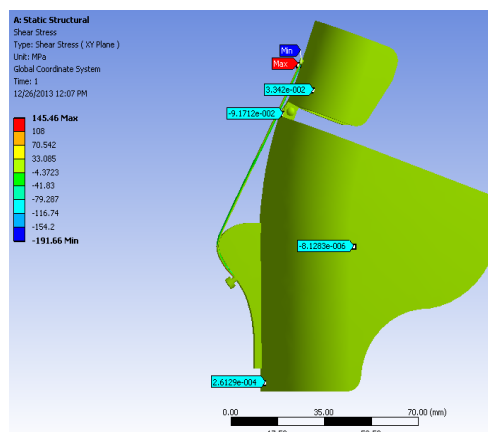


Figura 5.40. Tensiunea de forfecare în planul XY la aplicarea forței de 10.7 N

Rezultatele obținute în urma analizei numerice efectuate validează modelul de orteză elaborat. Deformațiile maxime corespund deplasării suportului pentru haluce ceea ce reprezintă și scopul utilizării unei astfel de orteze. Tensiunile ce apar la nivelul celor doi suporturi (picior și haluce) sunt foarte mici, acest lucru permițând utilizarea pe perioadă îndelungată a ortezei. De asemenea, valorile maxime ale tensiunilor echivalente, normale și de forfecare apar în cablul multifilar care trebuie dimensionat corespunzător.

Pentru ca orteza să poată fi utilizată și în cazul unei forțe mai mari de 10.7 N, este necesară modificarea grosimii cablului multifilar sau realizarea cablului dintr-un alt material deoarece valorile tensiunilor ce apar în cel de-al treilea caz studiat (solicitare de 31.2 N) sunt la limită, în unele situații chiar depășind limitele de material.

În urma analizei numerice efectuate putem concluda că orteza elaborată corespunde din punct de vedere funcțional, dar trebuie acordată atenție la alegerea cablului multifilar. În funcție de severitatea afecțiunii se optează pentru o grosime mai mare a cablului multifilar.

5.8. Concluzii

Afecțiunea Hallux - Valgus este frecvent întâlnită, cauzele apariției acestei diformități fiind multiple. Pornind de la ideea că diformitatea Hallux - Valgus încadrată în gradul 1 de severitate poate fi rezolvată prin tratament conservator, respectiv prin utilizarea ortezelor corectoare, este propusă o soluție constructivă cu caracteristici funcționale îmbunătățite pentru realizarea unei orteze de noapte, reglabile, utilizată în reabilitarea afecțiunii Hallux - Valgus.

Orteza Hallux - Valgus concepută este personalizată, cei doi suporturi (suport haluce și suport picior) fiind realizați din material termoformabil, astfel încât să se

adapteze formei piciorului. Orteza corectoare de noapte poate fi reglată, prin tensionarea cablului multifilar, în funcție de mobilitatea halucelui și unghiului de deviere a acestuia.

Validarea soluției propuse s-a realizat prin analiză numerică, folosind Metoda Elementului Finit. Rezultatele analizei numerice efectuate confirmă că orteza corespunde din punct de vedere funcțional, pentru solicitările corespunzătoare unor deviații de 5° și 10° . Pentru o deviație a halucelui de 15° , ar trebui însă redimensionat cablul multifilar.

Orteza poate fi folosită chiar și în cazul unei deviații de 15° , în condițiile în care corecția se realizează treptat, spre exemplu, cu câte 5° , iar halucele are o mobilitate corespunzătoare.

CAPITOLUL 6

CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

Progresul înregistrat în ultimii ani în domeniul biomedical a produs un impact puternic asupra aparatelor/echipamentelor de evaluare și diagnosticare, respectiv de recuperare a persoanelor cu diferite afecțiuni, inclusiv la nivelul gleznei și piciorului. Deși în prezent există numeroase tipuri de dispozitive ortetice specifice diferitelor patologii ale gleznei și piciorului, numărul persoanelor care manifestă afecțiuni este într-o continuă creștere, foarte mulți dintre aceștia fiind nevoiți să fie supuși intervențiilor chirurgicale. În funcție de tipul afecțiunii, dar și de gradul de severitate al acesteia, intervențiile chirurgicale pot fi de osteotomie, artroscopie, artrodeză sau chiar de artroplastie.

Utilizarea dispozitivelor ortetice are ca obiectiv reabilitarea anumitor afecțiuni, respectiv corecția unor diformități, fiind asociată sau nu intervențiilor chirurgicale. În cazul în care afecțiunea nu poate fi tratată prin utilizarea dispozitivelor ortetice se recurge la intervenții chirurgicale, în multe situații fiind necesară purtarea postoperator a unor orteze.

Având în vedere importanța posturii în timpul activităților zilnice, ceea ce include un mers normal, în prezent, dispozitivele ortetice sunt folosite tot mai mult în scop profilactic sau pentru îmbunătățirea confortului sau a performanțelor sportive.

În contextul prezentat, teza de doctorat intitulată **Studii și cercetări privind ortezele de gleznă și picior** și-a propus aducerea unor contribuții pentru îmbunătățirea caracteristicilor funcționale ale ortezelor de gleznă și picior prin studiul mărimilor caracteristice sistemului anatomic gleznă-picior, prin evaluarea biomecanică experimentală de analiză a mersului și distribuției presiunii plantare, respectiv prin conceperea, proiectarea, simularea și testarea experimentală a unor orteze. Dintre numeroasele afecțiuni ale gleznei și piciorului au fost studiate și s-au propus dispozitive ortetice cu caracteristici funcționale îmbunătățite pentru două afecțiuni foarte des întâlnite: Talus - Valgus și Halux - Valgus.

În continuare, sunt prezentate concluziile fiecărui capitol, contribuțiile personale, valorificarea rezultatelor cercetărilor și direcțiile viitoare de cercetare în acest domeniu.

6.1. Concluzii generale

În cadrul cercetărilor desfășurate au fost abordate următoarele aspecte:

- determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă - picior, care au o importanță deosebită pentru stabilirea diagnosticului, evaluarea recuperării și conceperea dispozitivelor ortopedice de corectare a afecțiunilor articulației gleznei și piciorului;
- evaluarea comportamentului biomecanic al sistemului anatomic gleznă - picior, atât teoretic prin elaborarea unui model într-un mediu avansat de simulare (Matlab, modulul Simulink), cât și experimental folosind sisteme de analiză a

- mersului și distribuției presiunii plantare în vederea identificării și cuantificării parametrilor biomecanici caracteristici, pentru evaluarea gradului de severitate al afecțiunii investigate, cât și pentru monitorizarea recuperării după anumite intervale de timp;
- conceperea, proiectarea și analiza unor orteze cu caracteristici funcționale îmbunătățite pentru cele două afecțiuni studiate (Talus - Valgus și Hallux - Valgus);
 - fabricația unei orteze de noapte pentru afecțiunea Talus - Valgus, cu dispozitiv de tensionare care poate realiza gradual reglajele necesare aplicării corecțiilor deformării piciorului, reducând substanțial costurile suportate de pacient.

Capitolul Introducere susține actualitatea și importanța cercetărilor în domeniul ortezării sistemului anatomic gleznă – picior și prezintă succint obiectivele și conținutul tezei, precum și metodologia de cercetare abordată pentru realizarea obiectivelor propuse.

Capitolul 1: Stadiul actual al cercetărilor referitoare la ortezarea gleznei și piciorului cuprinde o amplă sinteză bibliografică și prezintă stadiul actual al cercetărilor referitoare la ortezarea gleznei și piciorului, atingând aspectele importante ale acestui domeniu: conceptul de ortezare, standardele referitoare la terminologie, cerințele funcționale ale unei orteze, caracteristicile de design, materialele și tehnologiile de fabricație, principalele tipuri de orteze de gleznă și picior.

Pornind de la ideea că o anumită orteză trebuie să fie utilizată doar pentru managementul afecțiunii pentru care este prescrisă și doar pentru pacientul pentru care a fost realizată (sau achiziționată), pe baza standardelor ISO 8551:2003 și ISO 8551:2003 și studiilor publicate s-au analizat cerințele funcționale ale ortezelor, care trebuie să răspundă obiectivelor clinice ale tratamentului ortetic, respectiv principiile biomecanice ale design-ului dispozitivelor ortetice, care trebuie să asigure îndeplinirea cerințelor funcționale ale dispozitivelor ortetice.

În urma clasificării ortezelor în funcție de mai multe criterii, s-a ajuns la concluzia că în prezent, datorită numărului foarte mare de modele existente pe piață, alegerea modelului corespunzător fiecărei afecțiuni îi revine medicului specialist ortoped, după o analiză riguroasă a rezultatelor investigațiilor medicale ale pacientului și a caracteristicilor geometrice ale elementelor anatomiche corespunzătoare zonei afectate.

Studiul tipurilor de materiale utilizate pentru fabricația ortezelor a evidențiat rolul fundamental al proprietăților acestora asupra îndeplinirii cerințelor funcționale. Alegerea materialelor pentru fabricația dispozitivelor ortetice trebuie realizată în deplină concordanță cu tipul ortezei, respectiv cu design-ul acesteia. De asemenea, s-a evidențiat faptul că proprietățile fizice și estetice ale materialelor influențează în mod direct caracteristicile dispozitivului ortetic, atât pe cele funcționale, cât și costul și gradul de acceptare de către pacient.

Studiile bibliografice au urmărit obținerea unor soluții integrate prin procesele de scanare – modelare – design – fabricație a ortezelor. Astfel, cercetările în domeniul fabricației ortezelor sunt orientate spre dezvoltarea unor sisteme de scanare computerizate cu sau fără contact și sisteme CAD/CAM, acuratețea cu care este determinat modelul 3D al segmentului anatomic fiind de o importanță esențială pentru fabricația ulterioară a ortezei.

Pe baza studiilor efectuate a fost conturat un ghid general pentru dezvoltarea unor noi tipuri de orteze de gleznă și picior, ale cărui aspecte principale au fost prezentate detaliat în subcapitolul 1.6.

Urmărind contradicțiile privind eficacitatea ortezelor de gleznă și picior, în comparație cu tratamentul chirurgical, decizia unui tratament ortetic se bazează pe raționamentul medicului specialist în prescrierea unui anumit tip de dispozitiv ortetic în funcție de diagnostic și profilul pacientului.

Capitolul 2: Determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă–picior prezintă studii teoretice și experimentale asupra mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă–picior, respectiv asupra metodelor de determinare teoretică și experimentală a acestor mărimi caracteristice.

În **partea teoretică** s-au sintetizat principalele noțiuni de anatomie funcțională a segmentului anatomic gleznă–picior, precum și aspectele legate de patologia gleznei și piciorului, noțiunile fundamentale de biomecanică a sistemului anatomic gleznă–picior, metodele de diagnosticare clinică și radiografică ale patologiei piciorului, metodele de calcul al indicelui arcului plantar subliniind importanța și rolul pentru stabilirea diagnosticului, evaluarea recuperării și conceperea dispozitivelor ortopedice de corectare a afecțiunilor articulației gleznei și piciorului.

Partea experimentală a constat în măsurări efectuate atât pe un lot sănătos, cât și pe un lot de persoane cu patologii ale gleznei și piciorului, în urma cărora s-au determinat:

- indicele arcului plantar în cazul unui lot de subiecți asimptomatici, utilizând metoda lui Cavanagh și două metode de estimare a suprafeței plantare: metoda pătratelor module și utilizarea unui program de procesare a imaginilor;
- indicele arcului plantar în cazul unui lot de subiecți cu picior plat, utilizând metoda lui Cavanagh și două metode de determinare a amprente plantare: cu ajutorul cernelii și electronic, folosind platforma de forțe Zebris FDM;
- indicatorii stabilometrici adiționali, folosind baropodometrul Modular Electronic al sistemului DIASU, podoscopul PodoScanalyzer și termograful Flir B200;
- mărimile caracteristice ale sistemului gleznă–picior utilizând investigarea radiologică cu ajutorul Computer Tomografului Philips Brilliance 16 Slice.

Precizia determinării indicelui arcului plantar depinde de calitatea amprente plantare înregistrate și de precizia cu care sunt determinate mărimile de calcul al acestui indice, deci de sistemele de măsurare utilizate.

Investigarea radiografică și reconstrucția 3D a sistemului anatomic gleznă–picior oferă informații importante pentru determinarea mărimilor caracteristice care contribuie la stabilirea patologiei piciorului. Dezavantajul acestei metode constă în nocivitatea caracteristică tuturor investigațiilor bazate pe raze X.

Evaluarea biomecanică experimentală a sistemului anatomic gleznă – picior, bazată pe analiza mersului și a distribuției presiunii plantare aduce informații suplimentare și deosebit de valoroase pentru o investigație detaliată, atât în cazul unor loturi de subiecți sănătoși, cât și pentru pacienții cu diferite patologii. Utilizarea sistemelor de măsurare moderne este nenocivă, prezintă o interacțiune pozitivă cu subiecții investigați, solicitările fiind minime, iar măsurările desfășurându-se fără complicații chiar și în cazul copiilor.

Limitările majore ale acestor studii constau în următoarele aspecte:

- valorile considerate normale diferă de la un individ la altul, astfel încât evaluarea unei patologii ar trebui realizată comparativ cu mărimile de control ale aceluiași subiect;
- rapoartele publicate oferă date diferite ce depind de metodele aplicate, respectiv de sistemele de măsurare utilizate;
- nu există o standardizare a terminologiei utilizate, ceea ce conduce la erori de interpretare și îngreunează analizele comparative.

Studiile teoretice și experimentale au evidențiat necesitatea unor protocoale de investigare avansată, bazate atât pe evaluarea clinică, cât și pe cea radiografică, pentru investigarea detaliată a posturii, respectiv patologiei gleznei și piciorului.

Capitolul 3: Analiza biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior abordează problemele de modelare și analiză biomecanică a sistemului anatomic gleznă-picior.

Analiza biomecanică poate fi realizată pe baza unor modele teoretice (analitice sau computaționale) sau folosind sistemele de analiză experimentală din laboratoarele de analiză a mișcării.

Având în vedere complexitatea anatomiei segmentelor anatomice, în general, respectiv a sistemului anatomic gleznă-picior, în particular, modelarea teoretică este deosebit de dificilă, iar simplificările necesare procesului de modelare conduc la rezultate generale, cu grad ridicat de aproximare a comportamentului biomecanic. În prezent, analizele experimentale sunt folosite din ce în ce mai mult în investigarea clinică a diferitelor patologii, deoarece acestea pun în evidență pattern-urile specifice subiectului investigat și permit o evaluare cantitativă a patologiei.

Analiza biomecanică experimentală depinde atât de sistemele de măsurare folosite, cât și de experiența investigatorului. Pentru asigurarea repetabilității și unei precizii ridicate a măsurărilor, este necesar să se lucreze după protocoale de investigare bine elaborate, specifice obiectivelor analizei.

Protocolul conceput pentru investigarea sistemului articulația gleznei – picior și procesarea datelor este specific înregistrărilor obținute cu ajutorul sistemelor de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM din Laboratorul de Analiza Mișcării al Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală din Universitatea Politehnică din Timișoara.

Cercetările întreprinse au urmărit investigarea a două patologii ale piciorului (Talus – Valgus și Hallux - Valgus) și s-au bazat pe studii de analiză experimentală a mersului și distribuției presiunii plantare. Evaluarea fiecărei afecțiuni a presupus o analiză comparativă a parametrilor caracteristici determinați pentru pacienții investigați raportați la aceiași parametri determinați pentru subiectul/lotul de subiecți de referință (control), respectiv la anumite intervale de timp.

Studiul de analiză experimentală a unor subiecți sănătoși în timpul pedalării pe bicicleta ergometrică a urmărit determinarea amplitudinilor mișcărilor din articulația gleznei (variația unghiului de dorsiflexie - flexie plantară) pentru diferite înălțimi ale șezutului bicicletei. Rezultatele acestei analize pot fi utile în cazul în care bicicleta ergometrică este folosită în ședințele de recuperare.

O limitare generală, comună analizelor experimentale realizate constă în numărul redus al subiecților investigați, atât din loturile de referință, cât mai ales din loturile specifice patologiilor studiate. De asemenea, omogenitatea acestor loturi de subiecți este foarte importantă pentru corectitudinea concluziilor rezultate.

Aplicația dezvoltată în mediul de simulare Simulink permite o analiză personalizată a biomecanicii sistemului anatomic gleznă-picior care folosește rezultatele analizelor experimentale realizate cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS și cu platforma de forțe Zebris FDM și caracteristicile antropometrice și inerțiale ale subiectului investigat.

Deși modelul sistemului anatomic gleznă-picior este unul simplificat, datorită determinării vitezelor și accelerațiilor unghiulare, respectiv reacțiunii și momentului din articulația gleznei, aplicația oferă informații suplimentare despre comportamentul biomecanic evaluat cu cele două sisteme de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM.

Dezvoltările ulterioare ale acestei aplicații și interfața prietenoasă vor oferi un instrument util pentru analizele biomecanice realizate în Laboratorul de Analiza Mișcării al Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală.

Capitolul 4: Îmbunătățirea caracteristicilor funcționale ale unei orteze de noapte pentru afecțiunea Talus - Valgus prezintă etapele de concepere, fabricație și testare a unui dispozitiv de tensionare a unei orteze de noapte, urmate de analiza numerică a dispozitivului în vederea validării acestuia și montarea dispozitivului pe o orteză de noapte folosită în mod curent pentru reabilitarea afecțiunii Talus-Valgus.

Cercetările realizate au condus la o soluție constructivă a unei orteze de noapte personalizate, folosită în vederea reabilitării afecțiunii Talus - Valgus, cu caracteristici funcționale îmbunătățite, validată prin testarea mecanică și analiza numerică folosind Metoda Elementului Finit.

Dispozitivul de tensionare poate fi montat cu ușurință pe orteza obișnuită de către tehnicianul ortoped. Prin tensionarea arcului mecanismului de tensionare, în funcție de gradul de diformitate al retropiciorului, medicul/tehnicianul ortoped poate să aplice corecțiile necesare, astfel încât, prin reglarea dispozitivului de tensionare, se poate continua procesul de recuperare, nemaifiind necesară schimbarea frecventă a ortezei de noapte, reducând substanțial costurile suportate de pacient.

Dispozitivul pentru tensionarea ortezei de noapte a fost supus testării de tracțiune folosind Sistemul MultiTest 5-i până la limita maximă a arcului de compresiune. Pentru fiecare test, arcul a fost tensionat printr-o rotație completă a șurubului, până la tensionarea sa maximă. Valorile maxime ale forțelor de tracțiune și momentelor au crescut ușor, în concordanță cu deschiderea mecanismului de rabatere a ortezei. Din punct de vedere al solicitării la tracțiune, concluziile încercărilor mecanice au confirmat funcționalitatea și rezistența dispozitivului de tensionare.

Analiza numerică a comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare a ortezei pentru poziționarea cea mai defavorabilă a determinat deplasările și tensiunile maxime care s-au înregistrat în cazul deschiderii maxime a mecanismului de rabatere a ortezei, corespunzătoare unghiului maxim de deplasare pe verticală a dispozitivului față de poziția inițială. Valoarea maximă a tensiunii echivalente a fost înregistrată la baza opritorului superior, respectiv la contactul dintre opritor și arc. Rezultatele obținute pentru deplasările și tensiunile înregistrate în urma aplicării forței de tracțiune maxime confirmă o bună rezistență mecanică a întregului dispozitiv, inclusiv a cablului de tracțiune.

Analiza numerică a comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare a ortezei pentru diferite solicitări ale cablului de tracțiune s-a bazat pe analiza comparativă a deplasărilor și tensiunilor care apar în dispozitivul de tensionare în diferite poziții datorate rotației cu un unghi de până la 25° în axa mecanismului de rabatere, datorită aplicării unor forțe de tracțiune de diferite valori (cuprinse în intervalele 20 N ÷ 40 N, 40 N ÷ 60 N și 60 N ÷ 80 N) asupra capătului cablului de tracțiune. Analiza comportamentului mecanic al dispozitivului de tensionare, pentru diferite unghiuri de rotație și în condiții de suprasolicitare a arcului a validat funcționarea dispozitivului în condițiile impuse.

Capitolul 5: Conceperea și analiza unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus prezintă conceperea, proiectarea și analiza numerică ale unei orteze Hallux - Valgus de noapte, care permite aplicarea progresivă a corecțiilor necesare recuperării diformității încadrate în gradul 1 de severitate.

În vederea conceperei ortezei pentru Hallux - Valgus au fost realizate sinteze bibliografice referitoare la caracteristicile unghiulare ale piciorului afectat de Hallux -

Valgus, la gradele de severitate ale afecțiunii Hallux - Valgus și la principalele tipuri de orteze specifice afecțiunii Hallux - Valgus care sunt disponibile comercial.

Orteza de noapte, concepută pentru remedierea diformității Hallux - Valgus, este formată din următoarele componente: suport haluce, suport picior, piesă ghidare, cablu multifilar și elemente de asamblare (șuruburi, nituri și capse). Materialele necesare pentru realizarea acestei orteze sunt material termoformabil (pentru componentele suport haluce și suport picior), aluminiu (piesa de ghidare), oțel inoxidabil laminat (cablul multifilar) și benzi Velcro.

Prin tensionarea corespunzătoare a cablului multifilar, suportul pentru haluce acționează asupra acestuia cu o forță care produce deplasarea halucelui spre lateral, reducând progresiv unghiul de deviere al halucelui față de primul metatarsian.

Pentru validarea ortezei de noapte concepute s-a realizat o analiză numerică a comportamentului ortezei concepute pentru diferite solicitări ale suportului pentru haluce, care asigură reducerea graduală a unghiului de deviere al halucelui față de primul metatarsian cu 5°, 10°, respectiv 15°. Aceste solicitări au fost determinate experimental folosind celula de forțe AFG 1000 N a mașinii de încercare Mecmesin.

Orteza de noapte pentru corectarea afecțiunii Hallux - Valgus oferă pacientului posibilitatea folosirii unui singur dispozitiv ortetic, reglabil, pentru întregul interval de timp necesar purtării acestuia, al cărui cost este mic.

6.2. Contribuții personale

Capitolul: Introducere a evidențiat actualitatea și importanța problematicii lucrării de doctorat, obiectivele și metodologia cercetării și a prezentat pe scurt conținutul tezei.

Capitolul 1: Stadiul actual al cercetărilor referitoare la ortezarea gleznei și piciorului a sintetizat principalele aspecte ale ortezării în general, respectiv ale ortezării gleznei și piciorului, în particular. Contribuțiile autoarei tezei sunt:

- Realizarea unei sinteze a *cerințelor funcționale ale dispozitivelor ortetice (Obiectiv 1)*;
- Realizarea unei sinteze a *principiilor biomecanice ale design-ului dispozitivelor ortetice (Obiectiv 1)*;
- Clasificarea originală a tipurilor de orteze pentru gleznă și picior existente în momentul actual, în funcție de diferite criterii (**Obiectiv 1**);
- Sinteza principalelor categorii de materiale utilizate în ortezarea gleznei și piciorului, subliniind proprietățile pe care acestea trebuie să le îndeplinească, atât din punct de vedere funcțional, cât și al confortului persoanei, respectiv al esteticii (**Obiectiv 1**);
- Realizarea unei sinteze a standardelor care stabilesc terminologia, cerințele funcționale, cerințele și metodele de testare (**Obiectiv 1**);
- Elaborarea unui **Ghid general pentru dezvoltarea unor noi tipuri de orteze de gleznă și picior (Obiectiv 2)**.

Capitolul 2: Determinarea mărimilor caracteristice ale sistemului anatomic gleznă–picior prezintă atât studii teoretice, bazate pe sinteze bibliografice, cât și analize experimentale, studiate atât pe subiecți sănătoși, cât și pe subiecți cu picior plat. Contribuțiile autoarei tezei sunt:

- Realizarea unor sinteze bibliografice referitoare la anatomia și patologiile gleznei și piciorului (**Obiectiv 1**);

- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la noțiunile fundamentale de biomecanică ale sistemului anatomic gleznă – picior (**Obiectiv 1**);
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la metodele de diagnosticare clinică și radiografică ale patologiei piciorului (**Obiectiv 1**);
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la metodele de calcul ale indicelui arcului plantar (**Obiectiv 1**);
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la parametri determinați prin examinarea radiografică a piciorului (**Obiectiv 1**);
- **Determinarea indicelui arcului plantar** pe baza unor **studii experimentale**, atât pentru subiecți asimptomatici, cât și pentru cei cu picior plat, folosind metoda lui Cavanagh, două metode de determinare a amprentei plantare (cu ajutorul cernelii și electronic, folosind platforma de forțe Zebris FDM) și două metode de estimare a suprafeței plantare (metoda pătratelor module și utilizarea programului Klonk de procesare a imaginilor) și **determinarea unor coeficienți de corecție** pentru o mai bună aproximare a ariei suprafeței plantare înregistrate cu platforma de forțe Zebris FDM (**Obiectiv 3**);
- **Determinarea unor parametri adiționali** (parametri geometrici caracteristici morfologiei piciorului, determinați cu ajutorul podoscopului PodoScanalyzer) și realizarea unei **analize comparative** referitoare la **determinarea ariilor suprafețelor plantare**, pentru o mai bună aproximare a ariei suprafeței plantare înregistrate cu platforma de forțe Zebris FDM (**Obiectiv 4**);
- **Determinarea principalilor parametri geometrici ai piciorului** (înălțimea navicularului, lungimea trunchiată a piciorului, unghiul de înclinație calcanean, unghiul calcaneu - primul metatarsian, unghiul de acoperite talo - navicular și unghiul talus - cel de-al doilea metatarsian) pe baza examinării radiografice cu Computer Tomograful Phillips Brilliance 16 Slice și reconstrucției 3D, **pentru evaluarea posturii piciorului**, prin comparație cu valorile din literatura de specialitate (**Obiectiv 5**);
- **Elaborarea unui protocol de examinare clinică și radiografică** pentru evaluarea posturii piciorului, bazat pe măsurări cantitative și obiective, care permit analize comparative (**Obiectiv 6**).

Capitolul 3: Analiza biomecanică a sistemului anatomic gleznă–picior

a urmărit, în principal, realizarea unor analize biomecanice experimentale pentru două patologii ale sistemului anatomic gleznă-picior (Talus – Valgus și Hallux – Valgus), pe baza unui protocol avansat de investigare și elaborarea unei aplicații în mediul de simulare Matlab, care folosește rezultatele analizei biomecanice experimentale ca date de intrare. Contribuțiile autoarei tezei sunt:

- **Conceperea unui protocol avansat de investigare** a sistemului articulația gleznei–picior și **procesare a datelor** obținute cu ajutorul sistemelor de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM care asigură o bună repetabilitate și o precizie corespunzătoare a analizelor biomecanice experimentale (**Obiectiv 7**);
- **Evaluarea recuperării** unui subiect cu afecțiunea **Talus – Valgus bilateral** pe baza **unui studiu de analiză experimentală a mersului și a distribuției presiunii plantare** folosind sistemele de măsurare Zebris CMS-HS și Zebris FDM (**Obiectiv 8**);
- **Evidențierea caracteristicilor dominante** ale patologiei Hallux – Valgus corelate cu parametrii spațio-temporali ai mersului și cu variația reacțiunii normale a solului și **evaluarea recuperării postoperatorii** folosind sistemul de măsurare Zebris FDM, în cazul a 3 loturi de subiecți cu patologia piciorului **Hallux - Valgus**, în funcție de vârsta acestora (**Obiectiv 9**);

- **Investigarea detaliată a variației reacțiunii normale** prin divizarea acesteia în 7 subfaze corespunzătoare ciclului de mers și **analiza amprenteii plantare** în vederea **evaluării recuperării progresive** (analize comparative: preoperator și postoperator la 1.5 luni, 3 luni și 6 luni) pe baza unui **studiu de caz de analiză experimentală a patologiei Hallux - Valgus a piciorului**, folosind sistemul de măsurare Zebris FDM (**Obiectiv 10**);
- **Determinarea amplitudinilor mișcărilor din articulația gleznei** în cazul unui subiect sănătos **în timpul pedalării**, în funcție de înălțimea șezutului bicicletei pe baza unui **studiu de analiză experimentală** folosind sistemul de măsurare Zebris CMS-HS, cu utilitate pentru efectuarea sesiunilor de pedalare în **scop terapeutic** (**Obiectiv 11**);
- **Elaborarea unei aplicații în mediul de simulare Matlab și modulul Simulink**, pentru **determinarea torsorului din articulația gleznei**, care permite o **analiză personalizată** ale cărei date de intrare sunt parametrii cinematici înregistrați cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS, reacțiunile plantare măsurate cu platforma de forțe Zebris FDM și caracteristicile antropometrice și inerțiale ale subiectului studiat (**Obiectiv 12**).

Capitolul 4: Îmbunătățirea caracteristicilor funcționale ale unei orteze de noapte pentru afecțiunea Talus - Valgus a urmărit conceperea, realizarea, testarea și analiza numerică ale unui dispozitiv de tensionare a unei orteze de noapte Talus - Valgus, în vederea aplicării corecțiilor necesare recuperării. Contribuțiile autoarei tezei sunt:

- **Conceperea, proiectarea și fabricarea unui dispozitiv pentru tensionarea unei orteze fixe de noapte**, care poate fi montat pe orteza folosită în mod curent pentru reabilitarea **afecțiunii Talus - Valgus** (**Obiectiv 13**);
- **Testarea dispozitivului pentru tensionarea ortezei** în vederea analizei comportamentului mecanic al acestuia și validării funcționalității (**Obiectiv 14**);
- **Evaluarea comportamentului mecanic**, prin Metoda Elementului Finit, bazată pe studiul distribuțiilor de tensiuni și deplasări dezvoltate în urma solicitărilor impuse, pentru **validarea caracteristicilor funcționale ale dispozitivului de tensionare**, pentru poziționarea cea mai defavorabilă (**Obiectiv 15**);
- **Evaluarea comportamentului mecanic** prin analiza numerică a dispozitivului de tensionare a ortezei pentru diferite solicitări ale cablului de tracțiune, pe baza unei **analize comparative** a deplasărilor și tensiunilor care apar în dispozitivul de tensionare pentru diferite unghiuri de rotație și în **condiții de suprasolicitare** a arcului, în vederea **validării funcționării dispozitivului** (**Obiectiv 15**).

Capitolul 5: Conceperea și analiza unei orteze de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus a urmărit conceperea, proiectarea și analiza numerică ale unei orteze de noapte Hallux - Valgus, în vederea aplicării corecțiilor necesare recuperării. Contribuțiile autoarei tezei sunt:

- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la **caracteristicile unghiulare** ale piciorului afectat de Hallux - Valgus și la **gradele de severitate** ale acestei afecțiuni (**Obiectiv 1**);
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la **principalele tipuri de orteze specifice afecțiunii Hallux - Valgus** (**Obiectiv 1**);
- Realizarea unei **clasificări a ortezelor de Hallux - Valgus** (**Obiectiv 1**);
- **Conceperea și proiectarea unui model de orteză de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus**, care permite corectarea graduală a diformității (**Obiectiv 16**).

- **Validarea modelului ortezei de noapte pentru afecțiunea Hallux - Valgus** prin analiza numerică folosind Metoda Elementului Finit (**Obiectiv 17**).

6.3. Direcții viitoare de cercetare

În urma studiilor teoretice efectuate și a determinărilor experimentale întreprinse, se conturează continuarea cercetării în acest domeniu, abordând mai multe direcții:

- Îmbunătățirea soluțiilor constructive ale modelelor propuse pentru ortezele Talus - Valgus și Hallux - Valgus;
- Extinderea bazei de date ce conține înregistrări ale analizelor de mers și de distribuție a presiunii plantare, prin studiul unor loturi omogene de subiecți având diferite patologii ale piciorului, în vederea evidențierii caracteristicilor dominante, specifice fiecărui tip de afecțiune;
- Elaborarea unor ghiduri de evaluare cantitativă a recuperării diferitelor afecțiuni ale piciorului, pe baza analizelor de mers și de distribuție a presiunii plantare;
- Conceperea și realizarea unor noi modele de orteze, cu proprietăți biomecanice îmbunătățite, atât pentru cele două afecțiuni studiate, cât și pentru alte afecțiuni ale piciorului;
- Validarea modelelor prin diferite încercări mecanice, inclusiv la oboseală și prin analize numerice avansate.

6.4. Valorificarea rezultatelor cercetării

Cercetările științifice realizate pe parcursul stagiului doctoral au condus la publicarea de lucrări în volumele unor conferințe naționale și internaționale și volumele unor reviste de specialitate.

Lista lucrărilor publicate de autoarea tezei este:

- [1] M. Toth-Tașcău, C. Vigar, L. Rusu, **O.M. Pașca**, Plantar arch index determination for a subject having flat - foot, *XI-th Symposium – Acustics and Vibration of Mechanical Structures AVMS*, Timișoara, May 2011, p. 164 – 170.
- [2] D. Bugariu, **O.M. Pașca**, M. Toth-Tașcău, C. Săftescu – Jescu, Study of flexion–extension movement in knee and ankle joints during cycling, *Proceedings of 11th International Conference Research and Development in Mechanical Industry RaDMI 2011*, Vol. 2, Serbia September 2011, p. 1097-1102.
- [3] **O.M. Pașca**, C. Vigar, D.I. Stoia, Short review on ankle –foot orthotics, *Proceedings of 11th International Conference Research and Development in Mechanical Industry RaDMI 2011*, Vol. 2, Serbia, September 2011, p. 1199-1203.
- [4] **O.M. Pașca**, Experimental motion analysis of ankle joint complex during cycling, *Workshop-ul nr. 1 Interdisciplinaritatea și managementul cercetării*, Universitatea „Politehnica” din Timișoara, November 2011, p. MEC 17-18.
- [5] M. Toth-Tașcău, C. Săftescu-Jescu, D. Bugariu, **O. M. Pașca**, Variation of posturographic parameters during lumbar spine movements, *Proceedings of IEEE International Conference of E- Health and Bioengineering EHB 2011*, Iași, 24-26 November 2011 p. 159-162 (**indexată ISI, Premiul III, Young Researcher, Scientific Comitee of the IEEE International Conference**)

- [6] **O.M. Pașca**, Comparison Between Plantar Arch Index Of Flatfoot and Healthy Foot Subject, *Workshop-ul nr. 2 Interdisciplinaritatea și managementul cercetării în studiile doctorale*, Universitatea din Oradea, June 2012.
- [7] M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, **O. M. Pașca**, D.I. Stoia, F. Bălănean, Comparison of Plantar Arch Index Calculated from Ink and Electronic Footprints, *5th International Conference Biomaterials, Tissue Engineering & Medical Devices*, BiomMedD 2012, Constanța, August – September 2012, *Key Engineering Materials* Vol. 583, 2014, p. 125 – 128 (în curs de **indexare ISI**/publicație indexată).
- [8] M. Toth-Tașcău, **O. M. Pașca**, D.I. Stoia, C. Vigaru, Comparison of the flexion–extension movement in ankle joint of two Hallux-Valgus children, *Proceedings of 12th International Conference Research and Development in Mechanical Industry RaDMI 2012*, Vol. 2, Serbia, September 2012, p. 1223-1226.
- [9] M. Toth-Tașcău, D.I. Stoia, C. Vigaru, **O.M. Pașca**, Influence of the Surface Area Approximation on Plantar Arch Index Calculus, *Proceedings of International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics*, ICNAAM 2012, Vol. A and B, Grecia, September 2012 p. 1095- 1098 (**indexată ISI**).
- [10] M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, L. Rusu, **O.M. Pașca**, Achieving of Footprints by Different Methods, *Scientific Bulletin of the "Politehnica" University of Timișoara*, Romania, *Transactions on Mechanics*, Vol. 57 (71), nr.1, Romania, March 2012 (CNCSIS B).
- [11] **O.M. Pașca**, M. Toth-Tașcău, D.I. Stoia, C. Vigaru, Recovery Evaluation of Hallux-Valgus Pathology based on Ground Reaction Force, *Proceedings of 13th International Conference Research and Development in Mechanical Industry*, RaDMI 2013, Vol. 2, Serbia, September 2013, p. 900-904.
- [12] D.I. Stoia, M. Toth-Tașcău, **O.M. Pașca**, C. Vigaru, Plantar Pressure Improvement after Corection of Hallux Valgus Condition. Static Analysis Study, XII-th International Symposium „Acustics and Vibration of Mechanical Structures” AVMS-2013, Timișoara, România, 23-24 Mai, 2013, *Applied Mechanics and Materials*, Vol 430, Timișoara, Online since September 2013, p. 208 – 212 (în curs de **indexare ISI**/publicație indexată).
- [13] M. Toth-Tascau, **O.M. Pașca**, C. Vigaru, L. Rusu, Assessment of Gait Symmetry for Talus Valgus Children based on Experimental Kinematic Analysis, *Proceedings of International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2013*, Vol. 1558, Grecia, September 2013, p. 1652 – 1655 (în curs de **indexare ISI**/publicație indexată).
- [14] D.I. Stoia, M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, **O.M. Pașca**, Evaluation of Rearfoot Deformity based on Instrumented Motion Analysis. Talus Valgus Case Study, 14th Symposium on Experimental Stress Analysis and Materials Testing, Timișoara, May 2013, *Key Engineering Materials*, lucrare acceptată, în curs de publicare (publicație **indexată**).

Cele 14 lucrări științifice publicate de autoarea tezei pot fi sintetizate astfel:

- 2 lucrări publicate în volumele unor conferințe internaționale - ISI Proceedings;
- 4 lucrări publicate (din care 1 lucrare în curs de publicare) în volumele unor conferințe internaționale - în curs de **indexare ISI**;
- 1 lucrare publicată într-o revistă CNCSIS B;
- 4 lucrări publicate în volumele unor conferințe internaționale din străinătate, cu comitet de recenzie, fără cotație;

- 1 lucrare publicată în volumul unei conferințe internaționale din țară, cu comitet de recenzie, fără cotație;
- 2 lucrări publicate în volumele unor conferințe/workshop-uri organizate în cadrul Proiectului POSDRU/CPP107/DMI1.5/S/77265 *Spre cariere de cercetare prin studii doctorale* al Ministerului Muncii, Familiei, Protecției Sociale și Persoanelor vârstnice din România, co-finanțat de Fondul Social European – Investește în oameni.

Am obținut **Premiul III, Young Researcher, Scientific Committee of the IEEE International Conference**, la conferința internațională IEEE International Conference on E- *Health and Bioengineering* EHB 2011.

Anexa 4.1

Variația deplasărilor înregistrate de dispozitivul de tensionare a ortezei pentru diferite unghiuri și diferite forțe aplicate asupra cablului de tracțiune

Deplasarea totală

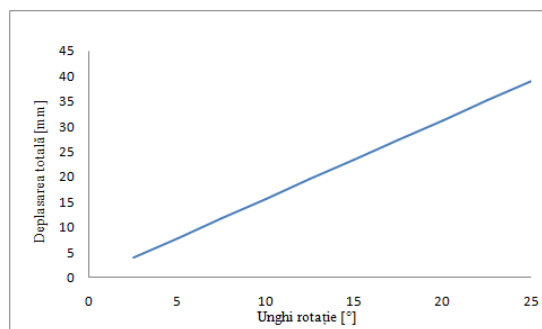


Figura 1. Variația deplasării totale în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

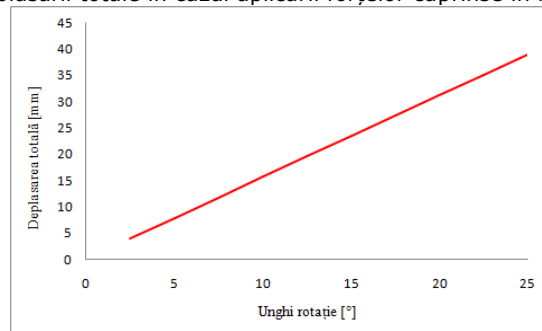


Figura 2. Variația deplasării totale în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

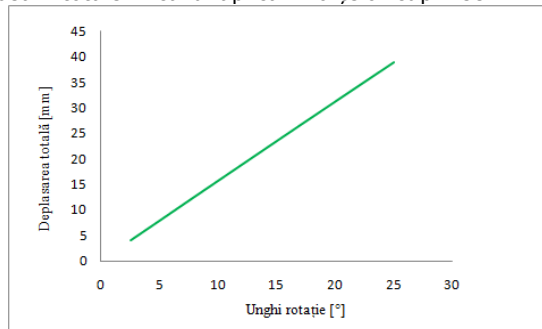


Figura 3. Variația deplasării totale în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

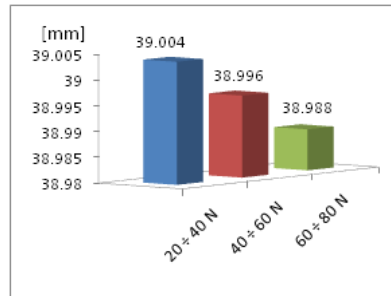


Figura 4. Valorile maxime ale deplasărilor totale, în funcție de forțele aplicate

Deplasarea pe direcția axei X

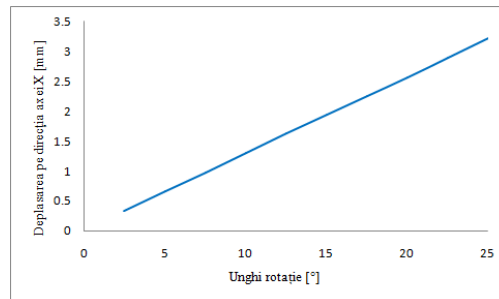


Figura 5. Variația deplasării pe direcția axei X în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

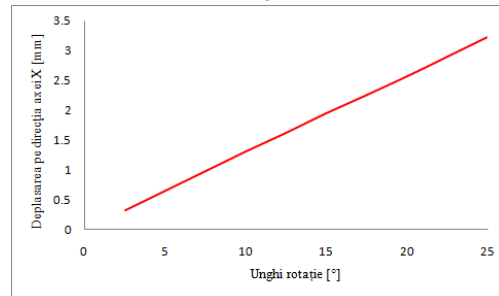


Figura 6. Variația deplasării pe direcția axei X în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

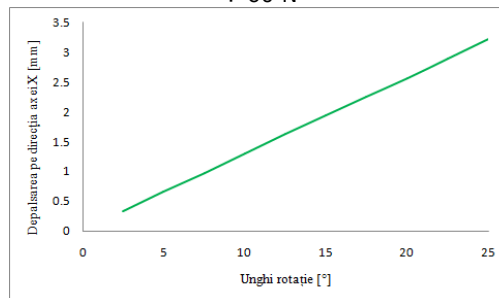


Figura 7. Variația deplasării pe direcția axei X în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

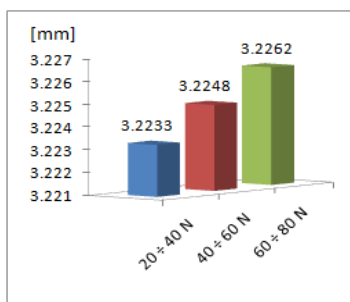


Figura 8. Valorile maxime ale deplasărilor pe direcția axei X, în funcție de forțele aplicate

Deplasarea pe direcția axei Y

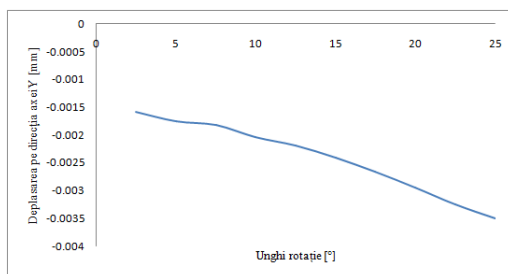


Figura 9. Variația deplasării pe direcția axei Y în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

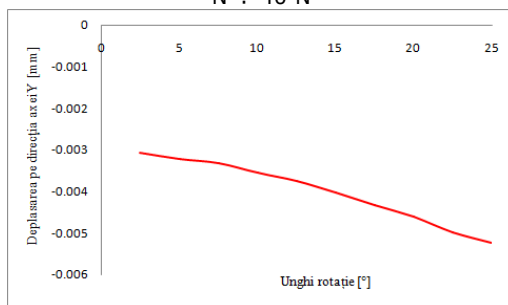


Figura 10. Variația deplasării pe direcția axei Y în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

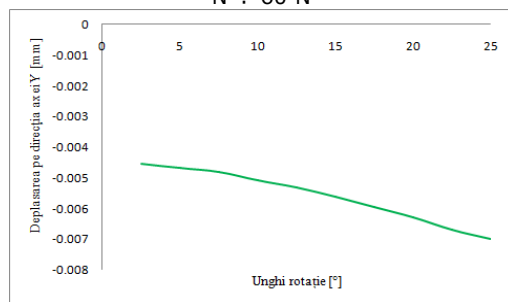


Figura 11. Variația deplasării pe direcția axei Y în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

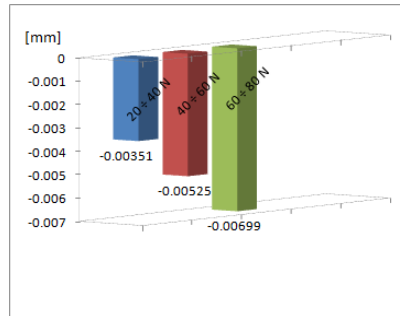


Figura 12. Valorile minime ale deplasărilor pe direcția axei Y, în funcție de forțele aplicate

Deplasarea pe direcția axei Z

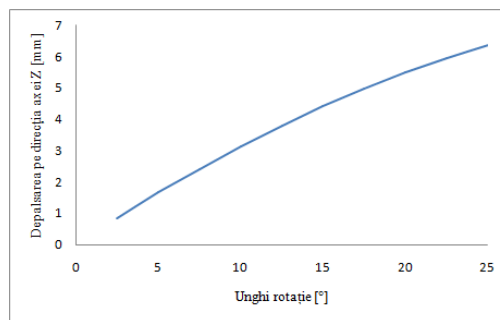


Figura 13. Variația deplasării pe direcția axei Z în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

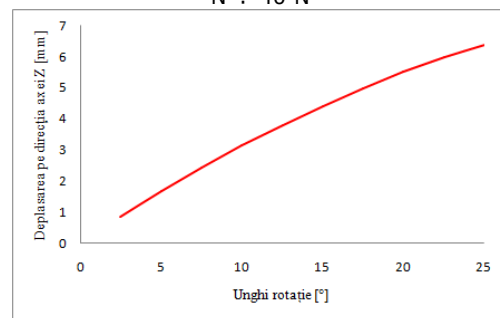


Figura 14. Variația deplasării pe direcția axei Z în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

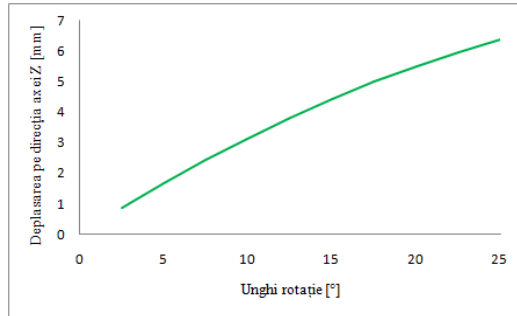


Figura 15. Variația deplasării pe direcția axei Z în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

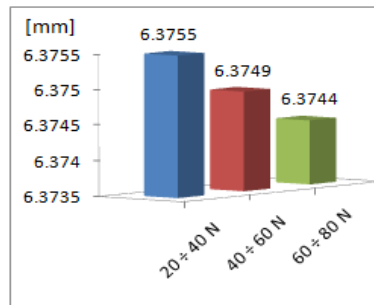


Figura 16. Valorile maxime ale deplasărilor pe direcția axei Z, în funcție de forțele aplicate

Anexa 4.2

Variația tensiunilor normale înregistrate în dispozitivul de tensionare a ortezei pentru diferite unghiuri și diferite forțe aplicate asupra cablului de tracțiune

Variația tensiunii normale pe axa X

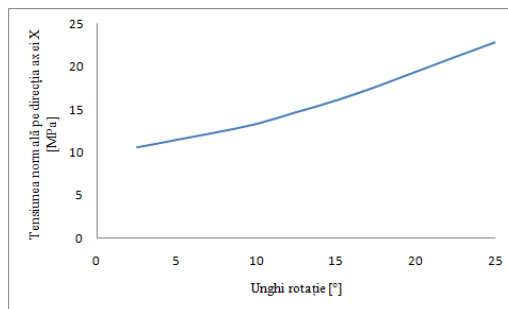


Figura 1. Variația tensiunii normale pe direcția axei X în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

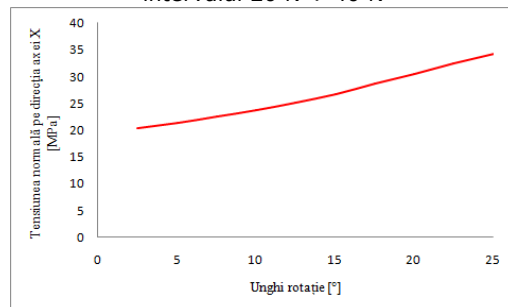


Figura 2. Variația tensiunii normale pe direcția axei X în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

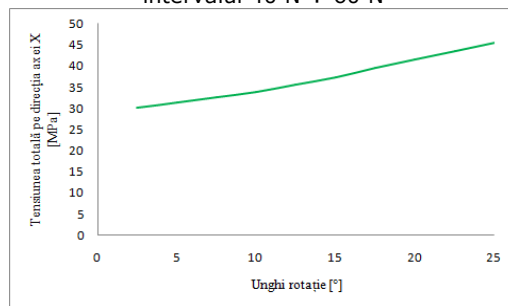


Figura 3. Variația tensiunii normale pe direcția axei X în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

Anexa 4.2.-Variația tensiunilor normale înregistrate în dispozitivul de tensionare 211

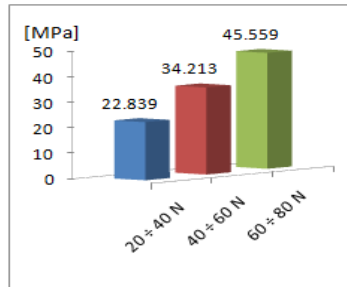


Figura 4. Valorile maxime ale tensiunilor normale pe direcția axei X, în funcție de forțele aplicate

Variația tensiunii normale pe axa Y

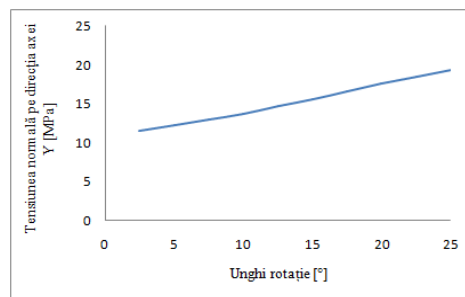


Figura 5. Variația tensiunii normale pe direcția axei Y în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

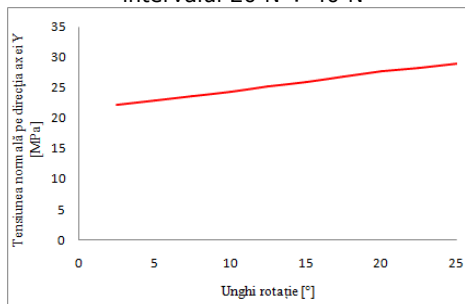


Figura 6. Variația tensiunii normale pe direcția axei Y în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

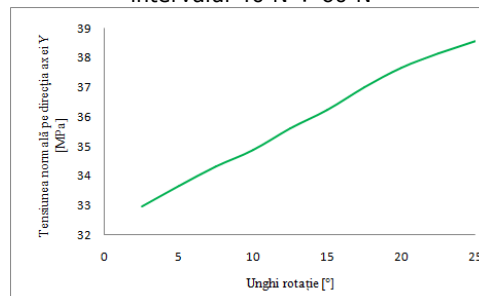


Figura 7. Variația tensiunii normale pe direcția axei Y în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

212 Anexa 4.2.-Variația tensiunilor normale înregistrate în dispozitivul de tensionare

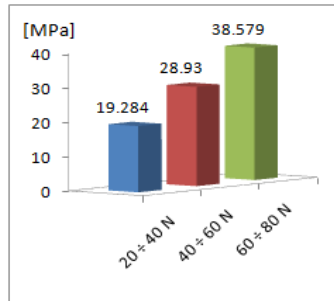


Figura 8. Valorile maxime ale tensiunilor normale pe direcția axei Y, în funcție de forțele aplicate

Variația tensiunii normale pe axa Z

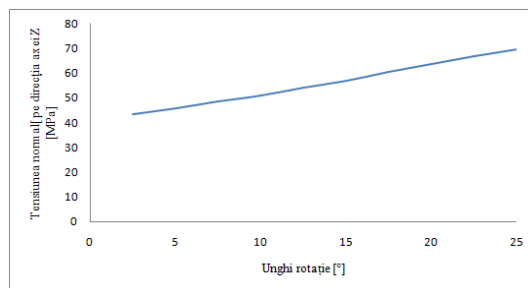


Figura 9. Variația tensiunii normale pe direcția axei Z în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 20 N ÷ 40 N

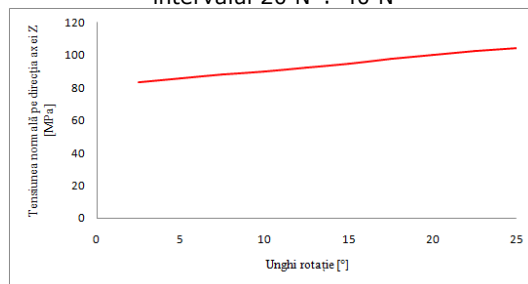


Figura 10. Variația tensiunii normale pe direcția axei Z în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 40 N ÷ 60 N

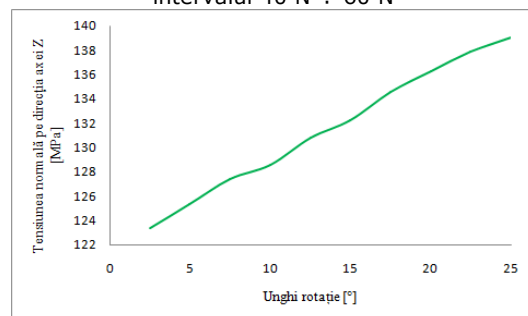


Figura 11. Variația tensiunii normale pe direcția axei Z în cazul aplicării forțelor cuprinse în intervalul 60 N ÷ 80 N

Anexa 4.2.-Variația tensiunilor normale înregistrate în dispozitivul de tensionare 213

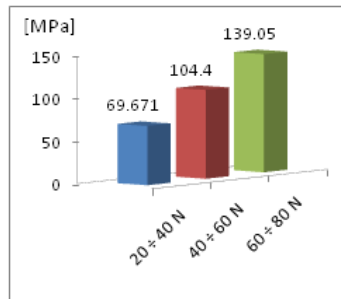


Figura 12. Valorile maxime ale tensiunilor normale pe direcția axei Z, în funcție de forțele aplicate

Anexa 5.1

Rezultatele analizei numerice - deplasările totale, deplasările direcționale, tensiunile echivalente, tensiunile normale și tensiunile de forfecare pentru cele trei cazuri de solicitări studiate

Tabelul 1. Rezultatele analizelor numerice *Static Structural*

Parametrul analizei numerice	Valoarea maximă		
	3.9 N	10.7 N	31.2 N
Deplasarea totală [mm]	1.6337	4.4821	13.069
Deplasarea pe direcția axei X [mm]	1.3009	3.5692	10.407
Deplasarea pe direcția axei Y [mm]	1.0255	2.8136	8.2041
Deplasarea pe direcția axei Z [mm]	0.5057	1.3876	4.046
Tensiunea echivalentă [MPa]	132.61	368.63	1060.9
Tensiunea normală pe direcția axei X [MPa]	93.452	256.39	747.61
Tensiunea normală pe direcția axei Y [MPa]	112.71	309.22	901.64
Tensiunea normală pe direcția axei Z [MPa]	56.573	155.21	452.58
Tensiunea de forfecare în planul XY [MPa]	53.017	145.46	424.13
Tensiunea de forfecare în planul YZ [MPa]	25.414	69.726	203.31
Tensiunea de forfecare în planul XZ [MPa]	15.054	41.303	120.44

Rezultatele analizei numerice în cazul solicitării de 3.9 N

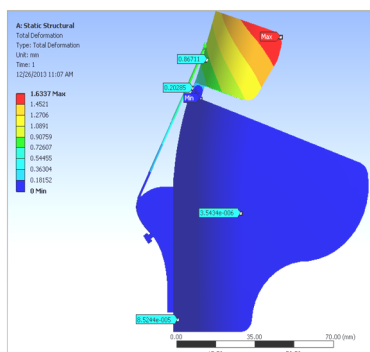


Figura 1. Deplasarea totală la aplicarea forței de 3.9 N

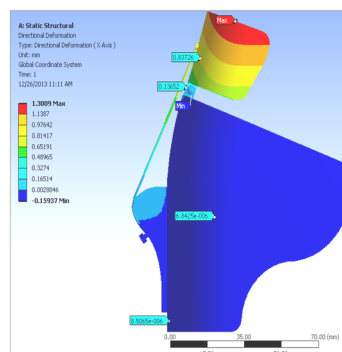


Figura 2. Deplasarea pe direcția axei X la aplicarea forței de 3.9 N

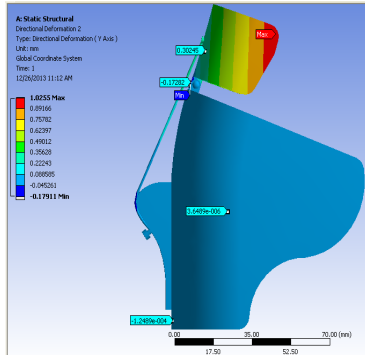


Figura 3. Deplasarea pe direcția axei Y la aplicarea forței de 3.9 N

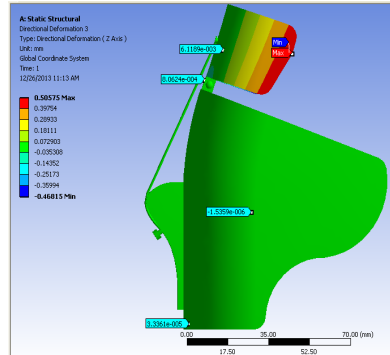


Figura 4. Deplasarea pe direcția axei Z la aplicarea forței de 3.9 N

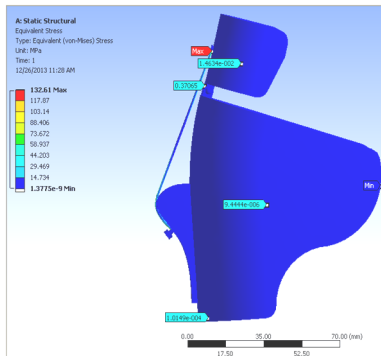


Figura 5. Tensiunea echivalentă la aplicarea forței de 3.9 N

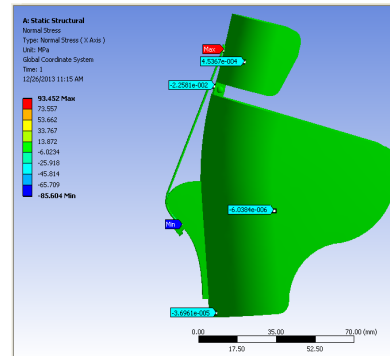


Figura 6. Tensiunea normală pe direcția axei X la aplicarea forței de 3.9 N

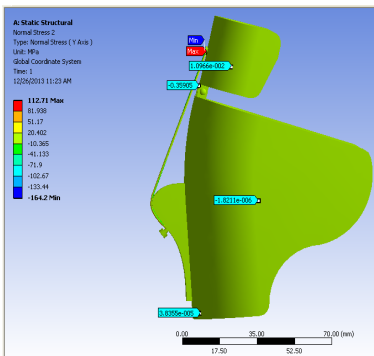


Figura 7. Tensiunea normală pe direcția axei Y la aplicarea forței de 3.9 N

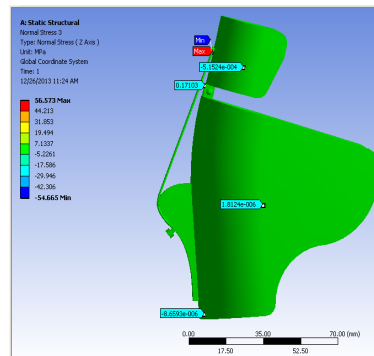


Figura 8. Tensiunea normală pe direcția axei Z la aplicarea forței de 3.9 N

216 Anexa 5.1. - Rezultatele analizei numerice pentru cele trei cazuri de solicitări

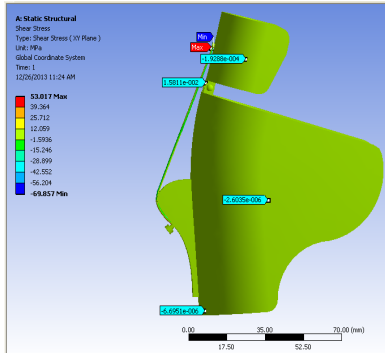


Figura 9. Tensiunea de forfecare în planul XY la aplicarea forței de 3.9 N

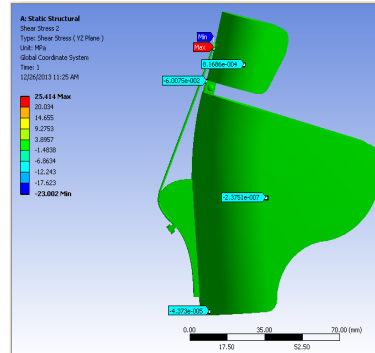


Figura 10. Tensiunea de forfecare în planul YZ la aplicarea forței de 3.9 N

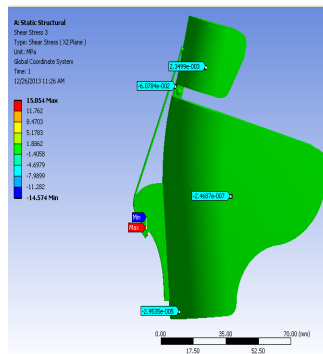


Figura 11. Tensiunea de forfecare în planul XZ la aplicarea forței de 3.9 N

Rezultatele analizei numerice în cazul solicitării de 10.7 N

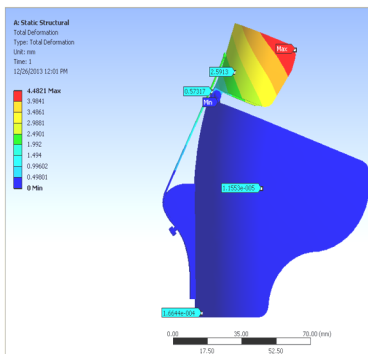


Figura 12. Deplasarea totală la aplicarea forței de 10.7 N

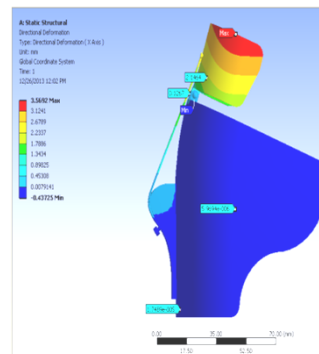


Figura 13. Deplasarea pe direcția axei X la aplicarea forței de 10.7 N

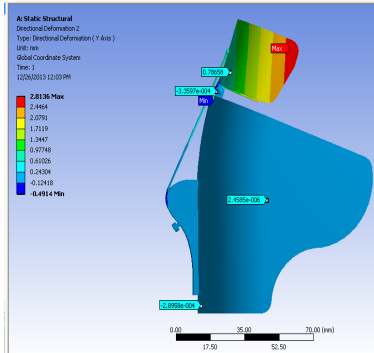


Figura 14. Deplasarea pe direcția axei Y la aplicarea forței de 10.7 N

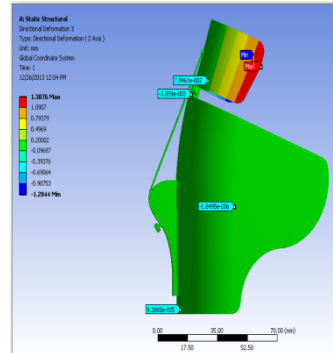


Figura 15. Deplasarea pe direcția axei Z la aplicarea forței de 10.7 N

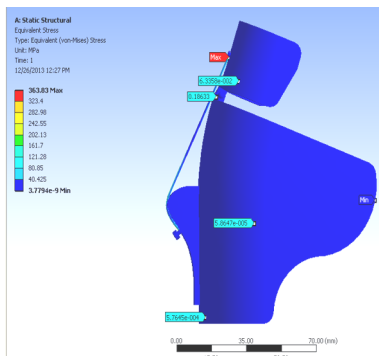


Figura 16. Tensiunea echivalentă la aplicarea forței de 10.7 N

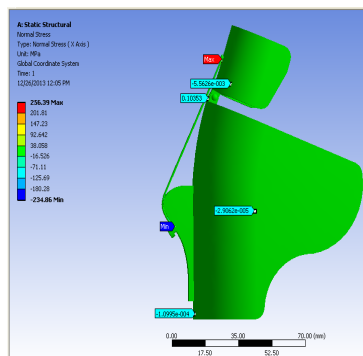


Figura 17. Tensiunea normală pe direcția axei X la aplicarea forței de 10.7 N

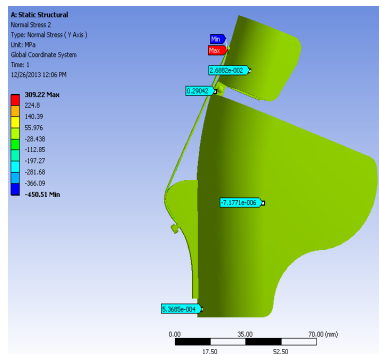


Figura 18. Tensiunea normală pe direcția axei Y la aplicarea forței de 10.7 N

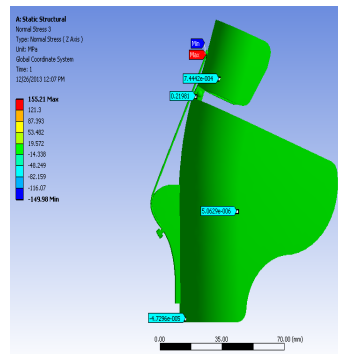


Figura 19. Tensiunea normală pe direcția axei Z la aplicarea forței de 10.7 N

218 Anexa 5.1. - Rezultatele analizei numerice pentru cele trei cazuri de solicitări

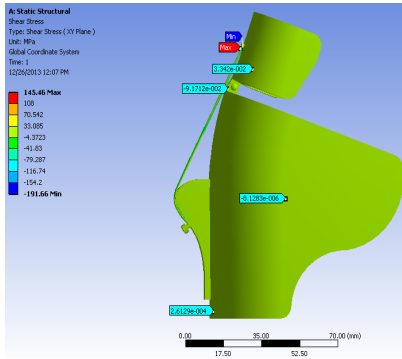


Figura 20. Tensiunea de forfecare în planul XY la aplicarea forței de 10.7 N

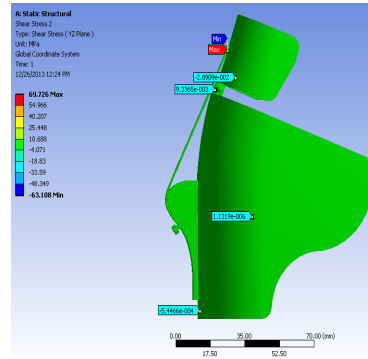


Figura 21. Tensiunea de forfecare în planul YZ la aplicarea forței de 10.7 N

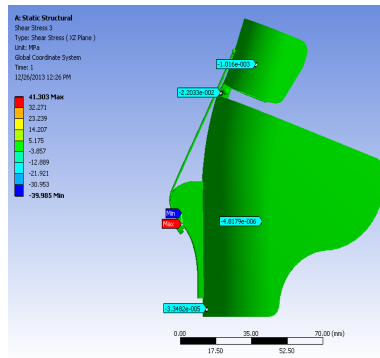


Figura 22. Tensiunea de forfecare în planul XY la aplicarea forței de 10.7 N

Rezultatele analizei numerice în cazul solicitării de 31.2 N

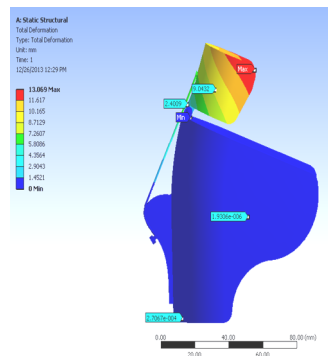


Figura 23. Deplasarea totală la aplicarea forței de 31.2 N

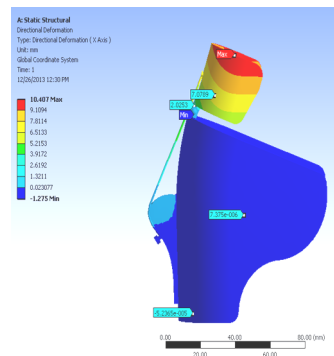


Figura 24. Deplasarea pe direcția axei X la aplicarea forței de 31.2 N

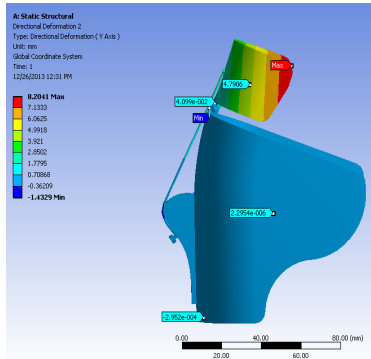


Figura 25. Deplasarea pe direcția axei Y la aplicarea forței de 31.2 N

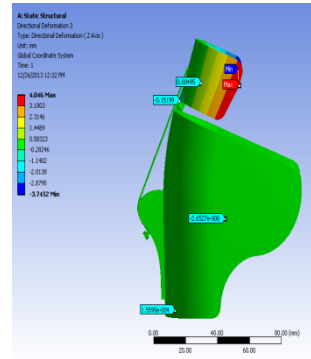


Figura 26. Deplasarea pe direcția axei Z la aplicarea forței de 31.2 N

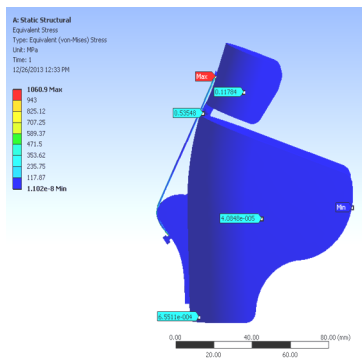


Figura 27. Tensiunea echivalentă la aplicarea forței de 31.2 N

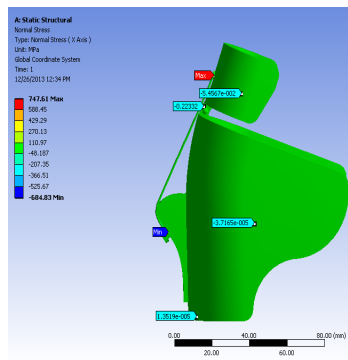


Figura 28. Tensiunea normală pe direcția axei X la aplicarea forței de 31.2 N

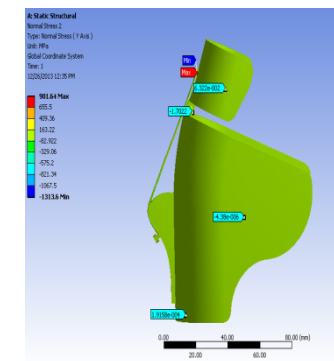


Figura 29. Tensiunea normală pe direcția axei Y la aplicarea forței de 31.2 N

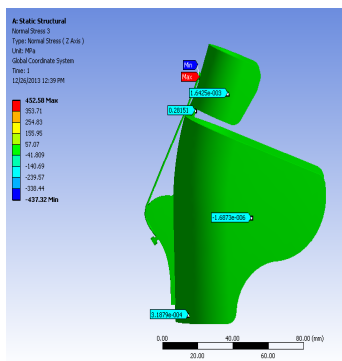


Figura 30. Tensiunea normală pe direcția axei Z la aplicarea forței de 31.2 N

220 Anexa 5.1. - Rezultatele analizei numerice pentru cele trei cazuri de solicitări

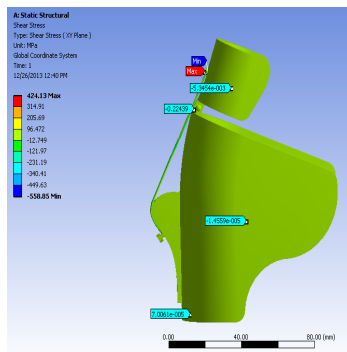


Figura 31. Tensiunea de forfecare în planul XY la aplicarea forței de 31.2 N

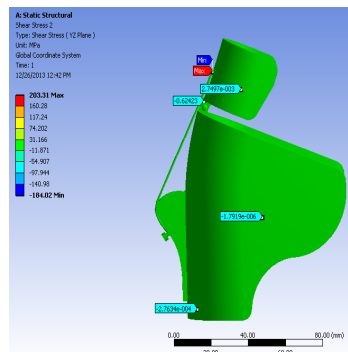


Figura 32. Tensiunea de forfecare în planul YZ la aplicarea forței de 31.2 N

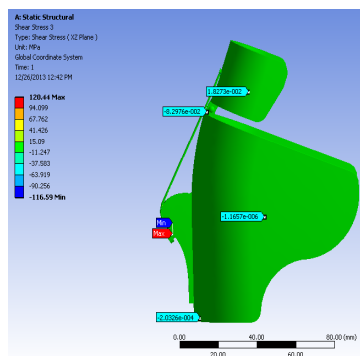


Figura 33. Tensiunea de forfecare în planul XZ la aplicarea forței de 31.2 N

Bibliografie

- (3point products, 2013) - 3 point products, 3pp Bunion Aider, Disponibil pe: <http://www.3pointproducts.com/3pp-bunion-aider-new/>, Accesat la data de 29.11.2013.
- (ACA, 2013) - American Chiropractic Association, Disponibil pe: http://www.acatoday.org/content_css.cfm?CID=4507, Accesat la data de 26.11.2013.
- (Access Spring, 2013) - Spring Constant Calculator, Disponibil pe: <http://www.accessspring.com/spring-constant-calculator.html>, Accesat la data de 12.12.2013.
- (Advance Brace, 2013) - (Advance Brace, Bunion Aid, Disponibil pe: <http://bracesupport.com/BunionAid/BunionAidHalluxValgus.htm>, Accesat la data de 28.11.2013.221
- (Aetna, 2011) - Aetna. Clinical Policy Bulletin: Ankle Orthoses, Ankle - Foot Orthoses (AFOs), and Knee-Ankle-Foot Orthoses, Number 0565, http://www.aetna.com/cpb/medical/data/500_599/0565.html, Accesat la data de: 16.08.2011.
- (Alpha Orthotics, 2013) - Alpha Orthotics Bunion Aid Treatment Splint, Disponibil pe: <http://www.keepyoungforever.com/alpha-orthotics-bunion-aid-treatment-splint.html>, Accesat la data de: 28.11.2013.
- (Amfit, 2013) - Amfit Inc., Amfit Products, <http://www.amfit.com/products>, Accesat la data de: 14.03.2013.
- (Ansys, 2013) - Ansys, Disponibil pe: www.ansys.com, Accesat la data de 21.10.2013.
- (Arimoto & Forester, 1980) - H.K. Arimoto, D.M. Forrester, Clasification of Ankle Fractures: An Algorithm, *AJR* 135, november 1980, pp. 1057-1063.
- (Ashberg Ortho, 2004) - Ashberg Specialty Orthopaedics, Metatarsus adductus, Disponibil pe: <http://ashbergortho.com/pediatric-orthopedic/foot/intoeing.aspx>, Accesat la data de: 24.05.2013.
- (Atkins et al., 2003) - M. Atkins, D. Clark, R. Waters, *Orthotic Design Principles by Functional Level*, în *Spinal Cord Medicine: Principles and Practice*, editori V.W. Lin, D.D. Cardenas, N.C. Cutter, et al., New York Demos Medical Publishing, 2003.
- (Baciu, 1981) - C.C. Baciu, *Anatomie funcțională, biomecanică, semiologie clinică*, diagnostic diferențial, 1981.
- (Barg et al., 2012) - A. Barg, C. Saltzman, B. Hintermann, Biomechanics of the foot and ankle, Orthopaedia Main. In: Orthopaedia - Collaborative Orthopaedic Knowledgebase, Disponibil pe: <http://www.orthopaedia.com/display/Main/Biomechanics+of+the+foot+and+ankle>, Accesat la data de: 20.03.2012.
- (Bauerfeind-1, 2013) - Bauerfeind, ValguLoc II, Disponibil pe: <http://www.bauerfeind.ro/orteze/orteza-valguloc-ii/>, Accesat la data de: 29.11.2013.
- (Bauerfeind-2, 2013) - Bauerfeind ValguLoc II, Disponibil pe: <http://www.bauerfeindusa.com/en/products/supports-orthoses/foot/valguloc-2.html>, Accesat la data de: 29.11.2013.

- (Becker, 2013) - Becker Orthopedic. Thermoplastic orthoses components. <http://www.beckerortho.com/thercomp.htm>, Accesat la data de: 19.02.2013.
- (Benedetti et al., 2011) - M.G. Benedetti, M. Manca, G. Ferraresi, M. Boschi, A. Leardini, A new protocol for 3D assessment of foot during gait :Application on patients with equinovarus foot, *Clinical Biomechanics*, Vol.26, 2011, pp.1033-1038.
- (Biangi, 2007) - Biangi Ortopedic. Sustinatori plantari. <http://www.biangi.ro/produse-ortopedice-9.html>, Accesat la data de: 06.03.2013.
- (Biomec. Serv., 2011) - Biomechanical Services. Foam Utilization in Orthotic Therapy, <http://www.biomechanical.com/support/foamutilization.asp>, Accesat la data de: 08.03.2013.
- (BioSculptor, 2013) - BioSculptor. BioSculptor® Fabrication. <http://biosculptor.com/fabrication/>, Accesat la data de: 15.03.2013.
- (Bishop et al., 2012) - C. Bishop, G. Paul, D. Thewlis, Recommendations for the reporting of foot and ankle models. *Journal of Biomechanics*, VOL 45, ISSUE 13, (2012), pp. 2185-2194.
- (Blanco & Scher, 2013) - J.S. Blanco, D.M. Scher, Pediatric Foot Deformities: An Overview, Hospital for Special Surgery, Disponibil pe: http://www.hss.edu/conditions_pediatric-foot-deformities-overview.asp, Accesat la data de: 24.05.2013.
- (Blaya & Herr, 2004) - J.A. Blaya, H. Herr, Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 12, No. 1, March 2004, pp. 24-31.
- (BMJ Group, 2013) - BMJ Group, Torsion of the lower limb in children, disponibil pe: <http://bestpractice.bmj.com/best-practice/monograph/748/diagnosis/step-by-step.html>, Accesat la data de 26.04.2013.
- (Brace Ability, 2013) - Brace Ability, Disponibil pe: <http://www.braceability.com/bort-valco-hallux-valgus-splint-and-bunion-regulator>, Accesat la data de 28.11.2013.
- (Bugariu et al., 2011) - D. Bugariu, **O.M. Pasca**, M.Toth-Tașcău, C. Săftescu-Jescu, Study of flexion-extension movement in knee and ankle joints during cycling, Proceedings of 11th International Conference Research and Development in Mechanical Industry RaDMI 2011, Serbia, 2011, pp. 1097-1102.
- (Bunion Advisor, 2013) - Bunion Advisor, Disponibil pe: <http://bunionadvisor.com/bunion-aidcom/>, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Bunion Aid-1, 2013) - Bunion Aid, Disponibil pe: <http://www.alphaorthotics.com/pages/about-hallux-valgus>, Accesat la data de: 29.11.2013.
- (Bunion Aid-2, 2013) - Bunion Aid Arch Support, Disponibil pe: <http://www.alphaorthotics.com/products/arch-support-bunion-brace>, Accesat la data de: 29.11.2013.
- (Bunion Bootie, 2013) - Bunion Bootie, PRWeb, Disponibil pe: <http://www.prweb.com/releases/2013/2/prweb10467449.htm>, Accesat la data de: 29.11.2013.
- (Bunion Surgery, 2013) - Bunion Surgery, Disponibil pe: <http://www.bunionssurgery.com.hk/topic7.asp>, Accesat la data de 25.11.2013.
- (Burke et al., 2010) - T.N. Burke, F.J. Franca, S.R. Meneses, V.I. Cardoso, R.M. Pereira, C.F. Danilevicius, A.P. Marques, Postural control among elderly women with and without osteoporosis: is there a difference?, *Sao Paulo Med Journal.*, Vol 128(4), June 2010, pp 219-224.

- (Burnett et al., 2011) - D.R. Burnett, N.H. Campbell – Kyureghyan, P.B. Cerrito, P.M. Quesada, Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol.21, 2011, pp.610-615.
- (CADCAM Orthotics, 2011) - CADCAM Orthotics User Manual and Reference manual for Fotoview, <http://www.testcell5.com/fotoview/index.html>, April 2011, Accesat la data de: 15.03.2013.
- (Calais- Germain, 2007) – B. Calais-Germain, *Anatomy of Movement*, Revised Edition, Eastland Press, Seattle, 2007.
- (Carbon Express, 2010) - Carbon Express, Orthotics, <http://www.mycarbonexpress.com/orthotics>, Accesat la data de: 06.03.2013.
- (Cascade, 2008) - Cascade Orthotics. Ankle-Foot Orthosis, <http://www.cascadeorthotics.com/html/afo-ankle-foot-orthosis.html>, Accesat la data de: 19.02.2013.
- (Cavanagh & Rodgers, 1987) - P.R. Cavanagh, M.M. Rodgers, *J Biomech*, Vol. 20, 1987, pp. 547-551.
- (CGA, 2013) - Clinical Gait Analysis - CGA, Disponibil pe: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/>, Accesat la data de: 24.05.2013.
- (Chuckpaiwong et al., 2008) - B. Chuckpaiwong, J.A. Nunley, N.A. Mall, R.M. Queen, The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running, *Gait & Posture*, Vol.28, October 2008, pp. 405-11.
- (Cousins et al., 2012) - S.D. Cousins, S.C. Morrison, W.I. Drechsler, The reliability of plantar pressure assessment during barefoot level walking in children aged 7-11 years, *J. Foot Ankle Res.*, Vol.5, Iss.1, No.8, 2012.
- (Cox Orthotics, 2013) - Cox Orthotics, Orthotic Materials, <http://www.coxorthotics.com/materialsinformation.html>, Accesat la data de: 08.03.2013.
- (Custom Orthopedic, 2013) - Custom Orthopedic Ltd., Orthotic Insoles, http://customorthopedic.ca/Custom_Foot_Orthotics.html, Accesat la data de: 22.02.2013.
- (Custom Orthotic Design, 2012) - Custom Orthotic Design Group, Ltd., Ankle Foot Orthoses, <http://www.customorthotic.ca/professional-services/devices/ankle-foot-orthoses-afo>, Accesat la data de: 12.03.2012.
- (David, 2005) – Ip. David, *Orthopedic Principles – A Resident's Guide*, Springer, 2005.
- (DBT Medical, 2013) - DBT Medical, Disponibil pe: <http://www.dbtmedical.co.uk/rubber-products.htm>, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Delcam, 2010) - Delcam. Custom Orthotics Insoles, CADCAM Suite, 2010, <ftp://tawe.delcam.com/pub/pdf/orthotics/en/Orthotics-Brochure.pdf>, Accesat la data de: 15.03.2013.
- (Delcam, 2013) - Delcam. Custom Orthotics Insoles, Build a Solution to Fit your Process, <http://www.orthotics-cadcam.com/orthotics-solution/index.asp>, Accesat la data de: 15.03.2013.
- (Denischi & Popovici, 1964) – A. Denischi, N. Popovici, O. Medrea, *Bolile piciorului*, Ed. Medicală, 1964.
- (Design Revision 2, Disponibil pe: http://poisson.me.dal.ca/~dp_03_8/rev2.html, Accesat la data de: 20.06.2012.
- (DIASU, 2006) – DIASU. Diagnostic Support Postural Biomedicine, Milletrix Software, Intelligent Software Application for Digitalized Biometry, Version 2.0, User's Manual, 2006.

- (DIASU, 2013) – Diagnostic Support Postural Biomedicine, Disponibil pe web-site: <http://www.diasu.com/en/home.html>, Accesat la data de: 14.05.2013.
- (Dicționar medical, 2012) – Dicționar medical, Grifa digitală, Disponibil pe: <http://www.dictionar-medical.ro/index.php/boli/durere-de-picior-sau-glezna/249-grifa-digitala.html>, Accesat la data de: 17.10.2012.
- (DiGiovanni & Greisberg, 2007) - Ch. DiGiovanni, J. Greisberg, *Core Knowledge in Orthopaedics: Foot and Ankle*, Mosby Elsevier, 1 edition, 2007.
- (Dimulescu et al., 1973) – V. Dimulescu, V. Niculescu, C. Veleanu, M.-J. Negrini, *Anatomia practică a membrului inferior*, Litografia Institutului de Medicină Timișoara, 1973.
- (Donatelli, 1985) – R. Donatelli, Normal Biomechanics of the Foot and Ankle, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Vol. 7, No.3, 1985, pp. 91–95.
- (Drăgulescu, 2005) – D. Drăgulescu, *Modelare în biomecanică*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 2005.
- (Drake et al., 2010) – R. Drake, W. Vogl, M. Mitchell, *Gray's Anatomy for Students*, Second Edition, Churchill Livingstone, Elsevier, 2010.
- (Duckworth & Blundell, 2010) – T. Duckworth, C.M. Blundell, *Orthopaedic and Fractures, Lecture Notes*, 4th edition, Wiley-Blackwell Publication, 2010.
- (Dungan & Bhat, 2005) – S.A. Dungan. K.P. Bhat, Biomechanics and Analysis of Running Gait, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, Vol. 16, 2005, pp. 603–621.
- (Ebrahim, 2008) – A.H.M. Ebrahim, The Gait Cycle, Lecture IX, Disponibil pe: <http://faculty.ksu.edu.sa/68417/RHS%203411/THE%20GAIT%20CYCLE.pdf>, Accesat la data de 05.11.2012.
- (Edelstein & Bruckner, 2002) - J. Edelstein, J. Bruckner, *Orthotics: A Comprehensive Clinical Approach*, SLACK Incorporated, 2002.
- (e-medOnline, 2009) – e-medOnline, Metatarsus Adductus, Disponibil pe: <http://www.emedonline.ro/afectiuni/view.article.php/c27/187/p1>, Accesat la data de: 17.10.2012.
- (eOrthopod-1, 2003) – Orthogate, A Patient's Guide to Ankle Anatomy, Toronto, 2003, Disponibil pe: <http://www.eorthopod.com/content/adult-ankle>, Accesat la data de: 03.04.2012.
- (eOrthopod-2, 2003) – eOrthopod. Ankle tendons, Disponibil pe: <http://www.eorthopod.com/content/ankleanatomytendons03>, Accesat la data de: 25.05.2012, cu acordul Medical Multimedia Group, LLC, Missoula, Montana, USA, acord primit la data de 23.05.2012.
- (eOrthopod, 2009) – eOrthopod. Anatomy, Joints of the Foot, Disponibil pe: <http://www.eorthopod.com/content/adult-foot-fractures-anatomy> Accesat la data de: 24.05.2012, Cu acordul Medical Multimedia Group, LLC, Missoula, Montana, USA, acord primit la data de 23.05.2012.
- (eOrthopod, 2011) – eOrthopod. Ankle arthroscopy ligaments lateral Disponibil pe: <http://www.eorthopod.com/content/anklearthroscopyligamentslateral>, Accesat la data de 25.05.2012, cu acordul Medical Multimedia Group, LLC, Missoula, Montana, USA, acord primit la data de 23.05.2012.
- (Escobedo et al., 2012) – E.M. Escobedo, S.J. Pinney, J.C. Hunter, B.J. Sangeorzan, Evaluation of Adult Foot Alignment, UW MSK, Disponibil pe web-site: <http://uwmsk.org/>, Accesat la data de: 10.02.2012.
- (Esfandiari, 2008) - L. Esfandiari, Active Ankle Foot Orthosis, Spring 2008, <http://bme240.eng.uci.edu/students/08s/lesfandi/index.html>, Accesat la data de: 13.03.2012.

- (Euromedica, 2013) - Euromedica Grup. Orteza Equalizer® Air Walker | Standard, <http://www.orteze.ro/glezna-picior-orteza--equalizer®-air-walker-standard-261.html>, Accesat la data de: 21.02.2013.
- (Express Medical Supply, 2013) - Express Medical Supply, Disponibil pe: <http://www.exmed.net/p-3232-duro-med-stein-reusable-bunion-pads.aspx>, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Fan et al., 2009) - Y. Fan, M. Loan, Y. Fan, Z. Xu, Z. Li, D. Luo, *Least Action Principle in Gait*, 2009.
- (Fast Therapy, 2013) - Fast Therapy. <http://www.recuperarerapida.ro/index.php>, Accesat la data de: 22.02.2013.
- (Faustini et al., 2008) - M.C. Faustini, R.R. Neptune, R.H. Crawford, S.J. Stanhope, Manufacture of Passive Dynamic Ankle-Foot Orthoses Using Selective Laser Sintering, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 2, February 2008, pp. 784-790.
- (Feetlife, 2013) - Feetlife, Bunions, Disponibil pe: <http://www.feetlife.co.uk/Bunions>, Accesat la data: 26.11.2013.
- (Ferrari et al., 2008) - A. Ferrari, M.G. Benedetti, E. Pavan, C. Frigo, D. Bettinelli, M. Rabuffetti, Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture*, Vol 28, 2008, pp. 207-216.
- (Foot and Ankle Surgery, 2012) - Foot and Ankle Surgery, Patient Information: Pes Plano Valgus (flatfoot) in children and adolescents, Kaiser Permanente, Disponibil pe Web-site: http://mydoctor.kaiserpermanente.org/nca/facilities/region/santarosa/area_master/departments/Footandankle/pes_plano_valgus.jsp, Accesat la data de 15.10.2012.
- (Foot Ankle Center, 2013) - Foot Ankle Center of Washington, Disponibil pe: http://www.footankle.com/bunions_home.htm, Accesat la data de 28.11.2013.
- (Foot Education, 2012) - Foot Education, Characteristics of a High Arched Foot (Subtle Cavus), Disponibil pe: <http://www.footeducation.com/characteristics-of-high-arched-foot-subtle-cavus>, Accesat la data de: 13.03.2012.
- (Foot Health, 2013) - Foot Health. Foot problems - Heel Vlagus, Disponibil pe: <http://www.fothealthhk.com/eng/titlepage/contentt3s2.html>, Accesat la data de: 02.05.2013.
- (Footwear Consultants, 2013) - Footwear Consultants, Orthosis, <http://www.footwearconsultants.com/orthoses/>, Accesat la data de: 19.01.2013.
- (Gel Bunion Pads, 2013) - Gel Bunion Pads, Disponibil pe: http://www.feetrelief.com/feetrelief/gel_bunion_pad.html, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Giovani & Greisberg, 2007) - C. di Giovanni, J. Greisberg, *Foot and Ankle Core Knowledge in Orthopaedics*, Elsevier Mosby, 2007.
- (Gross, 1995) - M.T. Gross, Lower quarter screening for skeletal malalignment - suggestions for orthotics and footwear, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Vol. 21, Issue 6, 1995, pp. 389-405.
- (H.O.P.E., 2012) - H.O.P.E., Hawaiian Orthotics Prosthetics Enterprises, Photos, <http://www.hopehawaii.com/photos.html>, Accesat la data de: 13.03.2012.
- (Hallux Valgus, 2013) - Hallux Valgus, Disponibil pe: http://uwmsk.org/footalignment/doku.php?id=hallux_valgus, Accesat la data de: 25.11.2013.
- (Hammer Toe, 2013) - Hammer Toe, Medical Pictures, Disponibil pe: <http://medicalpictures.net/hammer-toe-pictures/>, Accesat la data de: 24.05.2013.

- (Harringe et al., 2008) – M.L. Harriange, K. Halvorsenb, P. Renstroma, S. Werner, Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or low extremity injury, *Gait & Posture*, Vol. 28, July 2008, pp. 38-45.
- (Harris et al., 2004) – E.J. Harris, J.V. Vanore, J.L. Thomas, S.R. Kravitz, S.A. Mendelson, R. W. Mendicino, S.H. Silvani, S. Couture Gassen, Diagnostic and Treatment of Pediatric Foot, *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, Clinical Practice Guideline, Volume 3, No.6, November/ December 2004.
- (Hernandez et al., 2007) – A.J. Hernandez, L.K. Kimura, M.H. Ferreira Laraya, E. Fávaro, Calculation of Staheli's plantar arch index and prevalence of flat feet: a study with 100 children aged 5–9 years, *Acta Ortopédica Brasileira*, vol.15, no.2, Sao Paulo, 2007.
- (Hopkinson et al., 1990) – W.J. Hopkinson, P.St Pierre, J.B. Ryan, J.H. Wheeler, Syndesmosis sprains of the ankle, *Foot & Ankle*, Vol. 10, 1990, pp. 325–330.
- (Hsu et al., 2008) – J.D. Hsu, J. Michael, J. Fisk, *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, 4e, Mosby Elsevier, 2008.
- (Huang et al., 2004) – Y.C. Huang, L.Y. Wang, H.C. Wang, K.L. Chang, C.P. Leong, The relationship between the Flexible Flatfoot and Plantar Fasciitis: Ultrasonographic Evaluation, *Chang Gung Med. J*, Vol. 27, 2004, pp. 443-448.
- (Huiskes, 1983) – R. Huiskes, E.Y. Chao, A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade, *Journal of Biomechanics*, Vol. 16(6), 1983, pp. 383 – 409.
- (ICRC, 2010) – ICRC - International Committee of the Red Cross. Manufacturing Guidelines. Ankle-Foot Orthosis. ICRC's Physical Rehabilitation Programme. <http://www.icrc.org/eng/assets/files/other/eng-afo-2010.pdf>, Accesat la data de: 16.08.2011.
- (ISO 8549-1:1989) - ISO 8549-1:1989 *Prosthetics and orthotics - Vocabulary - Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses*.
- (Jacobson et al., 2008) – J.A. Jacobson, G. Girish, Y. Jiang, B.J. Sabb, Radiographic Evaluation of Arthritis: Degenerative Joint Disease and Variations, *Radiology*, Vol. 248, 2008, pp. 737– 747.
- (Jaivin & Ferkel, 1994) – J.S. Jaivin, R.D. Ferkel, Ankle and Foot Injuries. In Fu FH, Stone DA, eds. *Sports Injuries: mechanisms, prevention, treatment*, Ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1994.
- (JMS Plastics, 2011) – JMS Plastics Supply, Fiber Glass Thermoplastic Composite Material, http://www.jmsplastics.com/plastic_sheets/tlblueii.php, Accesat la data de: 06.03.2013.
- (Kadaba et al., 1990) – M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking, *Journal of Orthopaedic Research*, Raven Press, Ltd., New York, 1990, Vol.8, No. 3, pp. 383-392.
- (Kaufman & Irby, 2006) – K.R. Kaufman, S.E. Irby, Ambulatory KAFOs: A Biomechanical Engineering Perspective, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, June 2006, Vol. 18, Number 7, Supplement - Num. 3S, pp. 175-182.
- (Kennedy, 2008) – S. Kennedy, Material Choices in Foot Orthotic Design, *The O&P EDGE*, February 2008, *Advanced Materials in O&P*, Vol. 7, No. 2, http://www.oandp.com/articles/2008-02_13.asp, Accesat la data de: 08.03.2013.
- (Kerr et al., 2007) – A. Kerr, D. Rafferty, F. Moffat, G. Morlan, Specificity of recumbent cycling as a training modality for the functional movements: sit-to-stand and step-up, *Clinical Biomechanics*, Vol. 22, 2007, pp. 1104–1111.

- (Kim & Eng, 2003) - C.M. Kim, J.J. Eng, Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke, *Gait and Posture*, 18, 2003, pp. 23-28.
- (King Abdulaziz, 2013) - King Abdulaziz University. Orthotics and Prosthetics. [www.kau.edu.sa/Files/0052891/Files/107493 ORTHOSIS.PPT](http://www.kau.edu.sa/Files/0052891/Files/107493%20ORTHOSIS.PPT), Accesat la data de: 22.02.2013.
- (Kirby, 1997) - K.A. Kirby, *Foot & Lower Extremity Biomechanics* vol. 1, 1997, Precision Intricast, Inc. Newsletters.
- (Kirby, 2011) - Kirby K.A., Foot Orthoses. Podiatrynetwork. http://www.podiatrynetwork.com/r_foot_orthoses.cfm, Accesat la data de: 16.08.2011.
- (Kirtley, 2006) - C. Kirtley, *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, Elsevier Limited, 2006.
- (Kurtz, 2009) - S.M. Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*, 2009.
- (L. Staheli, 2010) - L. Staheli, *Piciorul varus equin: Metoda Ponseti*, Ediția a III-a, Global Help, Disponibil pe: www.global-help.org, Accesat la data de 16.10.2012.
- (Lam et al., 2005) - W.K. Lam, J.C.Y. Leong, Y.H. Li, Y. Hu, W.W. Lu, Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy, *Gait & Posture*, 22, 2005, pp. 189-197.
- (Larsen et al., 2008) - A.H. Larsen, L. Puggaard, U. Hamalainen, P. Aagaard, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol.18, 2008, pp. 568-580.
- (Latex Toe Spreaders, 2013) - Latex Toe Spreaders, Disponibil pe: http://www.feetrelief.com/feetrelief/latex_toe_spreaders.htm, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Leardini & al., 2007) - A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrassio, R. Nativio, M.G. Benedetti, A new anatomically based protocol for gait analysis in children, *Gait&Posture*, Vol.26, 2007, pp.560-571.
- (LEEDer, 2011) - LEEDer Group, Ankle foot orthoses, <http://www.leedergroup.com/cmo/ankle-foot-orthosis>, Accesat la data de: 16.08.2011.
- (Leitner et al., 2011) - M. Leitner, S. Schmid, R. Hilfiker, L. Radlinger, Test-retest reliability of vertical ground reaction forces during stair climbing in the elderly population, *Gait & Posture*, Vol.34, 2011, pp. 421-425.
- (Lian, 2007) - G. Lian, Casts and Splints, Fiberglass orthotic, <http://www.georgelianmd.com/cms/InformationLinks/CastsandSplints/tabid/125/Default.aspx> Accesat la data de: 16.08.2011.
- (Logan, 1995) - A.L. Logan, *The Foot and Ankle Clinical Applications*, Aspen Publication, Gaithersburg, Maryland, 1995.
- (Lord & Turner-Smith, 2000) - M. Lord, A. Turner-Smith, *Orthopedic Prosthetics and Orthotics in Rehabilitation*, în *The biomedical engineering handbook*, editor Bronzino J.D., second edition, volume II, Springer, 2000.
- (Lusardi & Nielsen, 2007) - M. Lusardi, C. Nielsen, *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*, 2nd Edition, Saunders Elsevier, 2007.
- (Mann & Haskell, 2007) - R.A. Mann, A. Haskell, *Biomechanics of the Foot and Ankle - Surgery of the Foot and Ankle*, 8th Edition, 2007.
- (Martin & Brown, 2009) - J.C. Martin, N.A.T. Brown, Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling, *Journal of Biomechanics*, 42, 2009, pp. 474-479.
- (MathWeb, 2013) - MathWeb Material Property Data, Disponibil pe: <http://www.matweb.com/search/datasheettext.aspx?matguid=26606798bc9d4538a7c7eadf78ab082b>. Accesat la data de: 16.12.2013.

- (MDI, 2011) - MDI Products. FLEXIBLE FOAM. From the Products Gallery of MDI Products LLC. http://en.wikipedia.org/wiki/User:Nirmaljaya/MDI_Products, Accesat la data de: 08.03.2013.
- (Mecmesin-1, 2013) - Mecmesin testing to perfection, MultiTest 5-i (5kN), Disponibil pe: <http://www.mecmesin.com/multitest-5-i-5kn>, Accesat la data de 20.10.2013
- (Mecmesin-2, 2013) - Mecmesin testing to perfection, MultiTest-i, Computer-controlled Test Frames Tension & Compression Test Solutions, Disponibil pe: <http://meczone.mecmesin.netdna-cdn.com/uploads/technical-documents/product-brochures/force-products/force-test-systems/MultiTest-i%20English%20EQ.pdf>, Accesat la data de: 20.10.2013
- (Mecmesin-3, 2013) - Mecmesin Advanced Force Gauge, Disponibil pe: <http://www.mecmesin.com/advanced-force-gauge-afg>, Accesat la data de: 14.12.2013.
- (MedExpert, 2013) - MedExpert. Sustinator plantar - Tacco Footcare, <http://www.med-expert.ro/comercializate.php?cat=5>, Accesat la data de: 10.03.2013.
- (Medical EXPO, 2013) - Medical Expo, Hallux Valgus orthosis, Disponibil pe: <http://www.medicalexpo.com/prod/united-surgical/hallux-valgus-orthoses-70417-450900.html>, Accesat la data de: 28.11.2013.
- (MedicSafe, 2013) - MedicSafe, Disponibil pe: <http://www.medisafe.nl/groepen/2-braces-en-hulpmaterialen.html>, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Menz & Munteanu, 2005) - H.B. Menz, S.E. Munteanu, Validity of 3 Clinical Techniques for the Measurement of Static Foot Posture in Older People, *J. of Orthopaedic & Sports Physiscal Therapy*, Vol.35, No.8, August, 2005.
- (Menz et al., 2008) - H. B Menz, Ge. V Zammit, K. B Landorf, S, E Munteanu, Plantar calcaneal spurs in older people: longitudinal traction or vertical compression, *Journal of Foot and Ankle Research*, Vol 1, 2008.
- (Miller et al., 2009) - J.K. Miller, M.S. Lattermann, S.A. Lattermann, Foot orthotic devices, *United States Patent Application Publication*, July 23 2009.
- (MIT, 2013) - Massachusetts Institute of Technology, Material Properties, Disponibil pe: <http://web.mit.edu/course/3/3.11/www/modules/props.pdf>, Accesat la data de: 16.12.2013.
- (Moratal, 2010) - D. Moratal, *Finit Element Analysis*, Sciyo Publication, 2010.
- (Mornieux et al., 2006) - G. Mornieux, K. Zameziati, E. Mutter, R. Bonnefoy, A. Belli, A cycle ergometer mounted on a standard force platform for three-dimensional pedal forces measurement during cycling, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, 2006, pp. 1296-1303, Disponibil pe: <http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290%2805%2900162-4/fulltext>, Accesat la data de 16.08.2011.
- (Mullan, 2004) - E.C.K. Mullan, *Primary maths in action*, Nelson Thornes, Cheltenham, 2004.
- (Murley et al., 2009) - G.S. Murley, H.B. Menz, K.B. Landorf, A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements, *Journal of Foot and Ankle Research*, Vol. 2, Issue 22, 2009.
- (Myers et al., 2001) - K.A. Myers, M. Wang, R.M. Marks, G.F. Harris, Validation of a multi-segment foot and ankle kinematic model for pediatric gait, 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, October 25-28, 2001, Istanbul, Turkey.
- (Neale & Adams, 1985) - D. Neale, I. Adams, *Common Foot Disorders: Diagnosis and Management. A General Clinical Guide*, Ed. Churchill Livingstone, 1985.

- (NHS choices, 2013) - NHS choices. Flat Feet, Disponibil pe: <http://www.nhs.uk/conditions/flatfeet/Pages/Introduction.aspx>, Accesat la data de: 24.05.2013
- (Nikolaidou & Boudolos, 2006) - M.E. Nikolaidou, K.D Boudolos, A footprint-based approach for the rational classification of foot types in young school children, *The Foot*, Vol. 16, Is. 2, 2006, pp. 82-90.
- (Nix et al., 2013) - S.E Nix, B.T. Vicenzino, N.J. Collins, M.D. Smith, Gait parameters associated with hallux valgus: a systematic review, *Journal of Foot and Ankle Research*, 6:9, 2013, Disponibil pe: <http://www.jfootankleres.com/content/6/1/9>, Accesat la data de 25.06.2013.
- (Nordin & Frankel, 2001) - M. Nordin, V.H. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- (NSOP, 2005) - North Shore Orthotics-Prosthetics, Fabrication, <http://nsop.com/fabrication.htm>, Accesat la data de: 14.03.2013.
- (Oklahoma, 2013) - Oklahoma Foot & Ankle Specialists, Bunions, Disponibil pe: <http://www.okfootandanklespecialists.com/4.html>, Accesat la data de: 24.05.2013.
- (Onodera et al., 2008) - A.N. Onodera, I.C.N. Sacco, E.H. Morioka, P.S. Souza, M.R de Sa, A.C. Amadio, What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur?, *The Foot*, Vol. 18, 2008, pp. 142-149.
- (Oosterwaal et al., 2011) - M. Oosterwaal, S. Telfer, S. Tørholm, S. Carbes, L. W van Rhijn, R. Macduff, K. Meijer, J. Woodburn, Generation of subject-specific, dynamic, multisegment ankle and foot models to improve orthotic design: a feasibility study, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2011, 12:256, disponibil <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/12/256>.
- (Orthobionics, 2013) - Orthobionics, Orthotic Supply Warehouse, Disponibil pe: http://orthobionics.info/index.php?route=product/product&product_id=383, Accesat la data de: 29.11.2013.
- (Orthotics Online, 2011) - Orthotics Online, Foot Care Products by the Professionals, Silicone Insoles, http://www.orthotics-online.co.uk/store/index.php?main_page=index&cPath=9, Accesat la data de: 16.08.2011.
- (Ortopedica-1, 2013) - Ortopedica. Orteze glezna, <http://www.ortopedica.ro/orteze-glezna-c31/>, Accesat la data de: 21.02.2013.
- (Ortopedica-2, 2013) - Ortopedica. Sustinatori plantari din silicon, <http://www.ortopedica.ro/podologie-c33/sustinatori-plantari-din-silicon-p83.html>, Accesat la data de: 06.03.2013.
- (Ortoprofil, 2012) - Ortoprofil. Orteză corectoare de statica a piciorului sustinatori plantari din piele - Tacco Anatomic. <http://www.ortoprofil.ro/sustinatori-plantari-amprentare-plantara-computerizata/sustinatori-plantari-din-piele-tacco-anatomic>, Accesat la data de: 10.03.2013.
- (Ortoprofil, 2013) - Ortoprofil. Orteze pentru membrul inferior. Glezna-picior. <http://www.ortoprofil.ro/orteze-pentru-membre/orteze-pentru-membrul-inferior-glezna>, Accesat la data de: 21.02.2013.
- (Ortotech, 2013) - Ortotech. Orteze membrul inferior. <http://www.ortotech.ro/produse.php?categorie=2&subcategorie=4>, Accesat la data de: 21.02.2013.
- (Ozen et al., 2013) - M. Ozen, O. Sayman, H. Havitcioglu, Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 15, No. 3, 2013, pp. 19-27.

- (Papilian, 1974) – V. Papilian, *Anatomia omului*, Volumul I *Aparatul locomotor*, Ediția a V-a revizuită și adăugită de I. Albu, Editura didactică și pedagogică, București, 1974.
- (Papuga & Burke, 2011) - M.O. Papuga, J.R. Burke, Effects of foot orthotics on running economy: methodological considerations, *J Manipulative Physiol Ther.* Vol. 34(2), 2011, pp. 114-118.
- (Parrot, 2010) - A. Parrot, Normative Reference Values for Musculoskeletal Condition and Functional Motor, Abilities in the Pediatric Population. Literature Review and Clinical Guidelines, Institut de readaptation en deficiences physiques de Quebec, IRDPQ 2010, Disponibil pe: http://www.irdpq.qc.ca/communication/publications/PDF/Part_5_Foot.pdf, Accesat la data de: 08.05.2012.
- (Pașca, 2010) – O. M. Pașca, *Tehnici și metode de proiectare a susținătorilor plantari*, Lucrare de disertație, Universitatea Politehnica Timișoara, Facultatea de Mecanică, iunie 2010.
- (Pașca, 2011) - **O. M. Pașca**, Experimental motion analysis of ankle joint complex during cycling, Workshop-ul nr.1, "Interdisciplinaritatea și managementul cercetării în studiile doctorale", Universitatea Politehnica din Timișoara, Romania, 2011.
- (Pașca et al., 2011) - **O.M. Pașca**, C. Vigar, D.I. Stoia, Short review on ankle- foot orthotics, Conference Research and Development in Mechanical Industry, RaDMI 2011, 15-18 September, Sokobanja, Serbia, pp. 1199-1203.
- (Pașca, 2012) – **O. M. Pașca**, Comparison between Plantar Arch Index of Flatfoot and Healthy Foot, Workshop-ul nr. 2 - Interdisciplinaritatea și managementul cercetării în studiile doctorale, Universitatea din Oradea, România, 07-08 Iunie 2012.
- (Pașca et al., 2013) – **O.M. Pașca**, M. Toth – Tașcău, D.I. Stoia, C. Vigar, Recovery Evaluation of Hallux Valgus Pathology Based on Ground Reaction Force, Proceedings of 13th International Conference Research and Development in Mechanical Industry, RaDMI 2013, Serbia, 2013, pp. 900 – 904.
- (Pelto, 2012) - D. Pelto, Foot Vitals. *IMG Health Publications*, Orthotics: A Complete Guide to Foot Support, November 9th, 2012, <http://www.footvitals.com/health/orthotics/>, Accesat la data de: 08.03.2013.
- (Perry, 1992) – J. Perry, *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, SUA, 1992.
- (Petcu et al., 2010) - D. Petcu, H.A. Karavana, Gh. Berijan, Change of the Foot Morphology Depending on the Plantar Surface 3D Capture Method, *Leather and Footwear Journal*, 10, 2, 2010, pp. 5-18.
- (Petrescu & Poenaru, 1982) – P. Petrescu, D. Poenaru, *Piciorul sănătos și bolnav*, Editura Facla, Timișoara, 1982.
- (Petrușcă, 2012) - I. Petrușcă, Dispozitive ajutoare de mers, *Balneo-Research Journal*, Vol.3, Nr.1, 2012, pp. 18-21.
- (Philips, 2013) - Philips, Brilliance CT 16-slice configuration, Disponibil pe: http://www.healthcare.philips.com/main/products/ct/products/ct_brilliance_16_slice/, Accesat la data de: 26.02.2013.
- (Popescu, 2008) – A. Popescu, Membrile inferioare la copilul mic – principalele anomalii ortopedice, Disponibil pe: <http://dralinpopescu.ro/2010/membrile-inferioare-la-copilul-mic-%E2%80%93-principalele-anomalii-ortopedice.html>, Accesat la data de: 16.10.2012.
- (Posturotest, 2013) - Posturotest. Sustinatorul plantar "Posturotest", http://www.posturotest.ro/imagini/download/Sustinatorul_Plantar.pdf, Accesat la data de: 10.03.2013.

- (Predescu, 2013) - (V. Predescu, Hallux Valgus Ghidul Pacientului, 2013).
- (Prokop et al., 2003) - M. Prokop, M. Galanski, A.J. van der Molen, C. Schaefer Prokop, *Spiral and Multislice Computer Tomography of the Body*, Thieme, 2003.
- (Quigley et al., 2013) - E.J. Quigley, J. Jenkins, R. Van Wieringen, Alternative Approaches to Calculating Foot Progression Angles, Tristan Seley Shirnenrs Hospital for Children, Motion Analysis Laboratory, Tampa, FL, SUA, Disponibil pe: <http://gait.aidi.udel.edu/gaitlab/gcma/info/abstracts/P21.abs20076.pdf>, Accesat la data de 24.04.2013
- (Racic et al., 2009) - V. Racic, A. Pavic, J.M.W. Brownjohn, Experimental identification and analytical modeling of human walking forces: Literature review, *Journal of Sound and Vibration*, No.326, pp.1-49, 2009
- (Rai & Aggrawl, 2006) - D.V. Rai, L.M. Aggrawal, The Study of Plantar Pressure Distribution in Normal and Pathological Foot, *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, Vol.12, 2006, pp. 25-34.
- (Rakuhoku-1, 2005) - Rakuhoku Prosthetic and Orthotic Manufacturing. PTB Slide Orthosis: Manufacturing Process, http://www.rakuhokugishi.co.jp/aboutpo/ptb_process/index_eng.html#syuusei, Accesat la data de: 14.03.2013.
- (Rakuhoku-2, 2005) - Rakuhoku Prosthetic and Orthotic Manufacturing. Insole: Manufacturing Process, http://www.rakuhokugishi.co.jp/aboutpo/insole_process/index_eng.html, Accesat la data de: 14.03.2013.
- (Rao & Joseph, 1992) - U.B. Rao, B. Joseph, The influence of footwear on the prevalence of flat foot, *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 74-B, 1992, pp. 525-527.
- (Raymond et al., 2005) - C.H. Raymond, K.F. Joseph, Y.F. Gabriel, Muscle recruitment pattern in cycling: a review, *Physical Therapy in Sport*, Vol. 6, 2006, pp. 89-96.
- (Razak et al., 2012) - A.H.A. Razak, A. Zayergh, R.K. Begg, Y. Wahab, Foot Plantar Pressure Measurement System : A Review, *Sensors*, Vol 12, 2012, pp. 9884-9912.
- (Richardson et al., 2013) - M.L. Richardson, S.T. Hansen, R. F. Kilcoyne, Radiografic evolution of Hallux Valgus, University of Washington, Department of Radiology and Orthopaedic Surgery, disponibil pe: <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/teaching-materials/radiology-anatomy-teaching-modules/radiographic-evaluation-of-hallux-valgus>, Accesat la data de: 25.11.2013.
- (Richie, 2009) - D.H. Richie Jr., The Biomechanics of Ankle-Foot Orthoses, *Podiatry Management*, September 2009, pp. 173-184.
- (Robinson et al., 1987) - R.O. Robinson, W. Herzog, B.M. Nigg, Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 1987, 10(4), pp. 172-176.
- (Robinson&Limbers, 2005) - A.H.Robinson, J.P. Limbers, Modern concept in the treatment of hallux valgus, *The Bone & Joint Journal*, Vol. 87 (8), 2005, pp. 1038 - 1045.
- (Rodgers, 1988) - M.M. Rodgers, Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running, *Journal of the American Physical Therapy Association*, Vol. 68. No. 12, Decembrie 1988, pp. 1822- 1830.
- (Romkes & Brunner, 2002) - J. Romkes, R. Brunner, Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy, *Gait and Posture*, 15, 2002, pp. 18-24.

- (Rusu & Toth-Tașcău, 2012) - L. Rusu, M. Toth-Tașcău, *Orteze și proteze*, Suport curs, Universitatea Politehnică din Timișoara, 2012.
- (Sacco et al., 2006) - I de C.N.Sacco, H.Y. Takahasi, E.Y.Suda, L.R. Battistella, C.A. Kavamoto, J.A.F. Lopes, J.C.P. deVasconcelos, Ground reaction force in basketball cutting maneuvers with and without ankle bracing and taping, *Sao Paulo Med. J.*, Vol. 124. Nr. 5, 2006, pp. 245-252.
- (Shorter et al., 2008) - K.A. Shorter, J.D. Polk, K.S. Rosengren, E.T. Hsiao-Wecksler, A new approach to detecting asymmetries in gait, *Clinical Biomechanics*, 23(4), 2008, pp. 459-467.
- (Shurr & Michael, 2001) - D. Shurr, J. Michael, *Prosthetics and Orthotics*, 2nd Edition, Prentice Hall, 2001.
- (Silva, 2005) - S.P. Silva, M.A. Sabino, E.M. Fernandes, V.M. Corrello, L.F. Boesel, R.L. Reis, Cork: properties, capabilities and applications, *International Materials Reviews*, 2005 Vol. 50. No. 6, pp. 345-365.
- (Snijders et al., 1986) - C.J. Snijders, J.G.N. Snijder, M.M.G.M. Philippens, Biomechanics of Hallux Valgus and Spread Foot, *Journal of Foot & Ankle International*, August 1986 vol. 7 no. 1, pp. 26-39.
- (Sofsole, 2013) - Sofsole. Insoles. High-Tech Materials, <http://www.sofsole.com/features/index.php>, Accesat la data de: 10.03.2013.
- (Softonic, 2013) - KLONK Image Measurement, Available on: <http://klonk-image-measurement.en.softonic.com/>, Accessed on 17.06.2013.
- (Solid Edge Overview, 2013) - Solid Edge Overview, Solid Edge Design better, Disponibil pe Web-site : http://www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/velocity/solidedge/, accesat la data de: 07.10.2013
- (Stavlas et al., 2005) - P. Stavlas, T.B. Grivas, C. Michas, E. Vasiliadis, V. Polyzois, The Evolution of Foot Morphology in Children Between 6 and 17 Years of Age: A Cross-Sectional Study Based on Footprints in a Mediterranean Population, *J. Foot & Ankle Surgery*, Vol. 44 (6), 2005, pp. 424-428.
- (Stoia, 2012) - D.I. Stoia, *Fabricația dispozitivelor medicale*, Suport curs, Universitatea Politehnică din Timișoara, 2012.
- (Stoia et al.-1, 2013) - D.I. Stoia, M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, **O.M. Pașca**, Evaluation of Rearfoot Deformity based on Instrumented Motion Analysis. Talus Valgus Case Study, 14th Symposium on Experimental Stress Analysis and Materials Testing, Timișoara, May 2013, *Key Engineering Materials*, lucrare acceptată, în curs de publicare (publicație **indexată**).
- (Stoia et al.-2, 2013) - D.I. Stoia, M.Toth- Tașcău, **O.M. Pașca**, C. Vigaru, Plantar pressure improvement after correction of Hallux Valgus condition. Static and dynamic approach, XII- th International Symposium "Acoustic and Vibration of Mechanical Structures" AVMS 2013, Applied Mechanics and Materials, Trans Tech Publications, Switzerland, Vol. 430, 2013, pp. 208 – 2012.
- (Stone, 2003) - N.C. Stone, Hallux Valgus: Surgical Treatment, Memorial University of Newfoundland, 2003, disponibil pe: www.med.mun.ca/ortho/pages/Presentations/Hallux%20Valgus.ppt, accesat la data de: 25.11.2013.
- (Suciu, 2010) - O. Suciu, *Recuperarea mersului în afecțiunile piciorului tratate ortopedico-chirurgical*, Teză de doctorat, Universitatea de Medicină și Farmacie Victor Babeș, Timișoara, 2010.
- (Swionkowski & Stovitz, 2006) - M. Swionkowski, S. Stovitz, *Manual of Orthopaedics*, 6th edition, Ed. Lippincot Williams & Wilkins, 2006.

- (Syngellakis, 2000) – S. Syngellakis, M.A. Arnold, H. Rassoullien, Proc. Inst. Mech. Eng. H, Vol. 214 (5), 2000, pp.527 – 539.
- (Szendroi, 2008) – M. Szendroi, *Orthopedics*, Semmelweis Publisher, Budapest, 2008.
- (Tamarack, 2009) – Tamarack Flexure Joint® 740/742 Series Product Guide, 2009, <http://www.beckerortho.com/assets/pdf/tamarackFab.pdf>, Accesat la data de: 19.02.2013.
- (Tamarack, 2013) – Tamarack Habilitation Technologies, Tamarack Flexure Joint, <http://www.tamarackhti.com/joints/dorsiflexion.asp>, Accesat la data de: 19.02.2013.
- (Tang et al, 2002) – S.F. Tang, C.T. Chen, J.L. Pan, J.L. Chen, C.P. Leong, N.K. Chu, The effect of a new foot – orthosis in treating painful Hallux Valgus, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 18, Iss. 12, 2002, pp. 1792 – 1795.
- (Teichtahl et al., 2009) – A.J. Teichtahl, A.E. Wluka, M.E. Morris, S.R. Davis, F.M. Cicuttini, The associations between the dominant and nondominant peak external knee adductor moments during gait in healthy subjects: Evidence of symmetry. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2009, 90(2), pp. 320-324.
- (Telmed, 2013) – Telmed, Hallux Valgus Day, Disponibil pe: <http://telmedical.net/products/>, Accesat la data de: 28.11.2013.
- (Torkki et al., 2001) – M. Torkki, A. Malmivaara, S. Seitsalo, V. Hoikka, P. Laippala, P. Paavola, Surgery vs. Orthosis vs. Watchful Waiting for Hallux Valgus. *A Randomized Controlled Trial, The Journal of American Medical Association*, Vol. 285, No.19, 2001, pp. 2474 – 2480.
- (Toth-Tașcău & Stoia, 2010) – M. Toth-Tașcău, D.I. Stoia, *Aparate pentru investigații medicale simple*, Editura Politehnica, Timișoara, 2010.
- (Toth-Tașcău et al., 2010) – M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, **O. Pașca**, Methods for footprints and plantar arch index determination, 10th International Conference Research and Development in Mechanical Industry RaDMI 2010, 16 – 19 September 2010, Donji Milanovac, Serbia, Vol. 2, pp. 1268-1273.
- (Toth-Tașcău et al.-1, 2011) – M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, L. Rusu, **O.M. Pașca**, Plantar arch index determination for a subject having flat – foot, XI-th Symposium – Acoustics and Vibration of Mechanical Structures AVMS-2011, Timișoara, România, 26 Mai 2011, pp.164-170.
- (Toth-Tașcău et al.- 2, 2011) – M. Toth-Tașcău, C. Săftescu-Jescu, D. Bugariu, **O.M. Pașca**, Variation of posturographic parameters during lumbar spine movements, 2011, Proceedings of IEEE International Conference on E- Health and Bioengineering EHB 2011, Iași, 24-26 November 2011, pp.159-162.
- (Toth-Tașcău et al.-1, 2012) – M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, L. Rusu, **O.M. Pașca**, Achieving of footprints by different methods, *Buletinul Științific al Universității Politehnica din Timișoara*, Seria Mecanică, Vol. 57(71), Iss. 1, 2012, ISSN 1224-6077, pp. 1-6.
- (Toth-Tașcău et al.-2, 2012) – M. Toth-Tașcău, C. Vigaru, **O.M. Pașca**, D.I. Stoia, F. Balanean, Comparison of Plantar Arch Index Calculated from Ink and Electronic Footprints, 5th International Conference "Biomaterials, Tissue Engineering & Medical Devices" (BiomMedD'2012), Constanta, Romania, *Key Engineering Materials*, Vol. 583 (2014) pp. 125-128.
- (Toth-Tașcău et al.-3, 2012) – M. Toth-Tașcău, D.I. Stoia, C. Vigaru, **O.M. Pașca**, Influence of the Surface Area Approximation on Plantar Arch Index Calculus, International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2012, 19-25 September 2012, Kos, Greece, AIP Conference Proceeding, Vol. 1479, pp.1095-1098.

- (Toth-Tașcău et al.-4, 2012) - M. Toth-Tașcău, **O.M. Pașca**, D.I. Stoia, C. Vigaru, Comparison of the Flexion - Extension Movement In Ankle Joint of Two Halux Valgus Children, Proceedings of 12th International Conference Research and Development in Mechanical Industry, RaDMI 2012, Serbia, 2012, pp. 1223 - 1226.
- (Toth-Tașcău et al., 2013) - M. Toth- Tașcău, **O. Pașca**, C. Vigaru, L. Rusu, Assesment of Gait Symentry for Talus Valgus Deformity Based on Experimental Kinematic Analysis, 11th International Conference on Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2013, Rhodes, Greece, 21-27 September 2013, *AIP Conference Proceedings*, Volume 1558, ISBN: 978-0-7354-1184-5, pp. 1655-1658.
- (Urry & Wearing, 2001) - S.R. Urry, S.C. Wearing, A comparison of footprint indexes calculated from ink and electronic footprints, *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol. 91(4), 2001, pp. 203-209.
- (Urry & Wearing, 2005) - S.R. Urry, S.C. Wearing, Arch indexes from ink footprints and pressure platforms are different, *The Foot*. Vol. 15(4), 2005, pp. 68-73.
- (Uscatu, 2012) - M. Uscatu, Grifa digitală, Disponibil pe: <http://www.chirurgiapiciorului.ro/Chirurgia%20antepiciorului/Degete%20in%20ciocan.html>, Accesat la data de 17.05.2012.
- (Vasyli Medical, 2011) - Vasyli Medical. Products, <http://www.vasylimedical.com/products/>, Accesat la data de: 22.02.2013.
- (Vasyli medical, 2012) - Vasyli medical, Lower Limb Biomechanics, Disponibil pe: <http://www.vasylimedical.com/resources/biomechanics.html>, Accesat la data de: 12.11.2012.
- (Velcro, 2013) - Velcro. Velcro® standard hook & loop, <http://velcro.com.ro/produs/velcro-hook-loop/>, Accesat la data de: 10.03.2013.
- (Veribrand, 2013) - Veribrands, Hallux Valgus Separator Cushion, Disponibil pe: <http://www.urielfootcare.com/hallux-valgus-solutions.html>, Accesat la data de: 29.11.2013.
- (Vicenzino et al, 2005) - B. Vicenzino, M. Franettovich, T. McPoil, T. Russell, G. Skardoon, Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running, *British Journal of Sport Medicine*, vol 39, 2005, pp. 939-943.
- (Virginia Prosthetics, 2013) - Virginia Prosthetics. Orthotic Fabrication. <http://www.viriniaprosthetics.com/default/index.cfm/orthotics/fabrication/>, Accesat la data de: 14.03.2013.
- (Voiculescu & Petricu, 1971) - I.C. Voiculescu, I.C. Petricu, *Anatomia și fiziologia omului*, Editura Medicală, București 1971.
- (Webster, 2013) - Webster, Toe Spreaders, Disponibil pe: <http://webstershoes.com/orthopaedic-shoes/toespreaders-349.html>, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Wells&Sehgal, 2012) - L. Wells, K. Sehgal, Nelson Textbook of Pediatrics, 2012, Disponibil pe: <http://www.nccpeds.com/ContinuityModules-Spring/Lower%20Extremity-Nelsons.pdf>, Accesat la data de: 25.04.2013
- (Werd & Knight, 2010) - M.B. Werd, E.L. Knight, *Athletic Footwear and Orthoses in Sport Medicine*, Springer, 2010, Chapter 13, pp. 119 - 132.
- (Wheaton brace, 2013) - Wheaton bunion beace, Disponibil pe: <http://www.the-bunion-experiment.com/bunion-care-products.html>, Accesat la data de 29.11.2013.
- (Whitby, 2012) - Whitby Family Footcare Clinic. Ankle foot orthosis, [http://www.footcarewhitby.ca/index.cfm?PAGEPATH=Orthotics/Ankle foot orthosis AFO &ID=44258](http://www.footcarewhitby.ca/index.cfm?PAGEPATH=Orthotics/Ankle%20foot%20orthosis_AFO_%26ID=44258), Decembert 10, 2012, Accesat la data de: 13.03.2012.

- (Wide Shoe, 2013) - Wide Shoe, Toe Spreaders, Disponibil pe: <http://www.wideshoe.co.uk/toe-spreaders-i601456.html>, Accesat la data de: 26.11.2013.
- (Wilkerson, 2006) - G. Wilkerson, Evaluation and Management of Subtalar Joint Dysfunction, 2006 NATA Annual Meeting Atlanta, GA, Disponibil pe: <http://www.utc.edu/Academic/GraduateAthleticTraining/docs/subtalar-joint-06-nata.pdf>, Accesat la data de: 12.11.2012.
- (Winter, 2009) - D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley, 4 edition, 2009.
- (Xing et al., 2012) - S.Y. Xing, S.M. Bhagia, E.C. Hills, F. Talavera, P.M. Foye, K.L. Allen, R.H. Meier III, Lower Limb Orthotics and Therapeutic Footwear, *Medscape Reference*, <http://emedicine.medscape.com/article/314838-overview#showall>, Jan 18, 2012.
- (Yamane, 2003) - A. Yamane, *Biomechanical Controls for AFOS*, în *Spinal Cord Medicine: Principles and Practice*, editori V.W. Lin, D.D. Cardenas, N.C. Cutter, et al., New York: Demos Medical Publishing, 2003, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK9263/>.
- (Yates, 2012) - B. Yates, *Merriman's Assessment of the Lower Limb*, Third Edition, Churchill livingstone, Elsevier, 2012.
- (Young et al., 2005) - C. Young, M. Niedfeldt, G. Morris, K. Eerkes, Clinical Examination of the Foot and Ankle, Primary Care, *Clinics in Office Practice*, Vol. 32, 2005, pp. 105-132.
- (Zatsiorsky, 2002) - V.M. Zatsiorsky, *Kinetics of Human Motion*, Human Kinetics, 2002.
- (Zavalisca, 2009) - A. Zavalisca, *Recuperarea platipodiei la elevii ciclului gimnazial în procesul educației fizice*, Teza doctorat, Chisinau, 2009, Available on http://www.cnaa.md/files/theses/2009/14179/aurica_zavalisca_abstract.pdf, Accesat la data de: 26.07.2010.
- (Zebris, 2003) - Zebris. WinGait 2.19.49 for Windows. Operating Instructions, 2003.
- (Zebris, 2005) - Zebris. WinGait for FDM. Manual, 2005.
- (Zebris CMS, 2006) - Zebris Measuring System for 3D Motion Analysis CMS - HS. Technical data and operating instructions, 2006.
- (Zhang, 2011) - M. Zhang, Computational Foot-Ankle-Knee Models for Joint Biomechanics and Footwear Design in *Computational Biomechanics for Medicine*, Editors: Adam Wittek, Poul M.F. Nielsen, Karol Miller, Springer New York, 2011, pp. 105-106.
- (Zifchock & Davis, 2008) - R.A. Zifchock, I. Davis, A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high and low-arched individuals during walking, *Journal of Clinical Biomechanics*, 2008, 23, pp. 1287-1293.
- (Össur, 2012) - Össur, Life Without Limitations, AFO Dynamic, <http://www.ossur.com/?PageID=13647>, Accesat la data de: 14.03.2012.