

# **CONTRIBUȚII LA CREȘTEREA PERFORMANȚELOR PROTEZELOR TRANSTIBIALE**

Teză destinată obținerii  
titlului științific de doctor  
la

Universitatea "Politehnica" din Timișoara  
în domeniul INGINERIE MECANICĂ  
de către

**ing. Mihai Voinescu**

Conducător științific:  
Referenți științifici:

prof.univ.dr.ing. Arjana Davidescu  
prof.univ.dr.ing. Gheorghe Mogan  
prof.univ.dr.ing. George Savii  
conf.univ.dr.med. Iconia Borza

Ziua susținerii tezei: 20.02.2012.

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- |                        |   |
|------------------------|---|
| 1. Automatică          | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie              | 8. Inginerie Industrială                    |
| 3. Energetică          | 9. Inginerie Mecanică                       |
| 4. Ingineria Chimică   | 10. Știința Calculatoarelor                 |
| 5. Inginerie Civilă    | 11. Știința și Ingineria Materialelor       |
| 6. Inginerie Electrică |   |

Universitatea „Politehnica” din 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, 2012

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” din Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

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

# Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în perioada stagiului ca doctorand cu frecvență la Facultatea de Mecanică, Departamentul de Mecatronică, Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat prof.dr.ing. Davidescu Arjana, pentru sfaturile și suportul acordat în toate problemele apărute pe parcursul redactării tezei.

Îmi exprim întreaga considerație față de cadrele didactice ale Facultății de Inginerie a Universității din Porto, Portugalia care m-au sprijinit pe durata stagiului de șase luni în cadrul acestei instituții și în mod special profesorilor António Torres Marques și Renato Natal Jorge din cadrul programului MIT Portugal. Mulțumiri deosebite se cuvin și colegilor din cadrul Facultății de Sport a Universității din Porto, Portugalia și conducerii centrului de reabilitare profesională din Gaia, Portugalia - fără ajutorul cărora o mare parte din teza de față nu ar fi putut fi realizată.

Mulțumiri tuturor cadrelor Universității „Politehnica” din Timișoara care mi-au asigurat un cadru adecvat pentru desfășurarea activității de cercetare, în mod special doamnei conferențiar Argeșanu Veronica pentru accesul la software-ul AnyBody care a fost fundamentul tuturor studiilor prezentate în teza de față.

De asemenea, aș dori să mulțumesc tuturor celor care m-au ajutat cu diverse sfaturi și indicații utile finalizării tezei, precum și conducerii Proiectului de Burse doctorale nr. 6/1.5/S/13.

Timișoara, ianuarie 2012

Mihai VOINESCU

Familiei mele, cu multă recunoștință

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijin parțial din grantul strategic POSDRU/6/1.5/S/13, ID6998, cofinanțat din Fondul Social European "Investește în oameni", în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltare Resurse Umane 2007 – 2013.

Mihai, Voinescu

**Contribuții la creșterea performanțelor protezelor transtibiale**

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 108, Editura Politehnica, 2012, 268 pagini, 207 figuri, 44 tabele, 5 anexe.

ISSN:1842-4937

ISBN:978-606-554-438-3

Cuvinte cheie: amputație transtibială, modelare musculoscheletală, activitate musculară, reducere efort

Rezumat,

Teza de față prezintă modul în care se poate utiliza modelarea musculo-scheletală și metoda elementelor finite pentru a îmbunătăți simțitor calitatea protezelor transtibiale. Sunt descrise metodele prin care s-a făcut modelarea musculo-scheletală a corpului uman în condițiile unei amputații transtibiale. Modelul obținut permite obținerea unor activități musculare cu tendințe similare cu cele descrise în literatura de specialitate și apropiate de realitate. Sunt prezentați factorii care duc la oboseala pacienților cu amputație și metode prin care se poate reduce aceasta, crescând astfel performanțele protezelor transtibiale. S-au evidențiat pașii necesari alegerii formei optime pentru elementele active ale protezei și modul prin care se poate utiliza simularea pentru a evalua beneficiile aduse de un dispozitiv, încă din faza de design. Teza este interdisciplinară, subiectul ales necesitând cunoștințe din domeniul medicinei, programării pe calculator numeric și mecanică.

# CUPRINS

INTRODUCERE.....	8
1. STADIUL ACTUAL IN DEZVOLTAREA PROTEZELOR TRANSTIBIALE .....	10
1.1. Proteze cu construcție simplă .....	11
1.1.1. Proteza SACH .....	11
1.1.2. Sistemul Monolimb pentru contactul dintre proteză și cupă .....	12
1.1.3. Sistemul SATHI pentru contactul dintre proteză și cupă .....	13
1.1.4. Proteza All Terrain Foot .....	13
1.1.5. Proteza Niagara Foot .....	14
1.2. Proteze cu construcție complexă .....	15
1.2.1. Proteze cu înmagazinare și eliberare de energie .....	15
1.2.1.1. Proteza Artificial Foot.....	16
1.2.1.2. Proteză cu camere de aer ajustabile .....	17
1.2.1.3. Proteza Venture Foot.....	18
1.2.1.4. Proteză cu stabilizare medială și laterală.....	19
1.2.1.5. Proteză cu lamelă curbă.....	20
1.2.1.6. Proteză cu gleznă joasă .....	21
1.2.1.7. Proteza Modular III™ .....	22
1.2.1.8. Picior artificial fără articulație .....	23
1.2.1.9. Proteză bazată pe absorbția șocului.....	24
1.2.1.10. Proteza Elite Foot .....	25
1.2.2. Proteze cu reglarea unghiului dintre talpă și tijă .....	26
1.2.2.1. Gleznă ajustabilă pentru un picior artificial .....	27
1.2.2.2. Proteză cu unghi reglabil, care permite inversarea tijeii .....	28
1.2.2.3. Proteza Runway .....	29
1.2.2.4. Proteza Elation .....	31
1.2.2.5. Proteză articulată reglabilă în funcție de înălțimea călcâiului .....	31
1.2.2.6. Proteza Proprio Foot.....	33
1.3. Sisteme cu controlul protezei prin curenți mioelectrici.....	34
1.3.1. Proteză cu acționare electrică pentru mersul pe suprafețe plane și trepte .....	34
1.4. Concluzii. Obiectivele tezei .....	36
2. MODELE PENTRU ANSAMBLUL PELVIS-PICIOARE .....	38
2.1. Elemente de teorie.....	38
2.2. Studiul membrului inferior uman.....	41
2.2.1. Oasele piciorului uman .....	41
2.2.2. Elementele de legătură.....	45
2.2.3. Elementele contractile .....	45
2.2.4. Restricții ale mișcării piciorului uman.....	49
2.3. Modele ale membrului inferior uman.....	51
2.3.1. Modele simple .....	52
2.3.2. Modele avansate.....	52
2.3.2.1. Model avansat al corpului uman generat cu ajutorul aplicației AnyBody .....	54
2.3.2.2. Articulații prezente în modelul utilizat .....	55
2.3.2.3. Mușchi prezenți în modelul utilizat.....	57
3. MODELAREA MERSULUI UMAN PRIN DINAMICĂ INVERSĂ .....	64
3.1. Experimentul pentru prelevarea datelor .....	64

3.1.1. Date legate de cinematica mersului.....	65
3.1.2. Reacțiuni din partea solului .....	68
3.2. Sincronizarea semnalelor .....	71
3.2.1. Soluții complete.....	72
3.2.2. Soluții accesibile .....	73
3.2.2.1. Protocolul pentru studiul deplasării umane utilizat în cadrul Universității din Porto, Portugalia .....	73
3.2.2.2. Protocolul pentru studiul deplasării umane utilizat în cadrul Universității „Politehnica” din Timișoara .....	74
3.2.3. Algoritmi pentru sincronizarea semnalelor.....	74
3.2.4. Aplicație Matlab pentru sincronizarea semnalelor .....	75
3.2.4.1. Determinarea pozițiilor contactului cu solul pentru semnalul de poziție .....	75
3.2.4.2. Determinarea pozițiilor contactului cu solul pentru semnalul caracteristic reacțiunilor din partea solului.....	78
3.2.4.3. Scalarea semnalelor și deriva/deplasarea .....	79
3.2.4.4. Structură de date compatibilă cu aplicația GaitUniMiamiTD.....	80
3.3. Determinarea poziției centrului de presiune.....	80
3.3.1. Calculul centrului de presiune în funcție de forțele de reacțiune din partea solului .....	81
3.3.2. Calculul centrului de presiune folosind presiunea de contact dintre picior și sol .....	82
3.3.3. Validarea poziției centrului de presiune.....	83
3.4. Adaptarea modelului musculo-scheletal la dimensiunile antropometrice .....	84
3.4.1. Scalare uniformă .....	85
3.4.2. Scalare în funcție de greutatea subiectului și lungimile antropometrice .....	86
3.4.3. Scalare folosind greutatea și procentul de grăsime al subiectului .....	86
3.5. Diminuarea erorilor de poziție ale lanțului cinematic .....	87
3.5.1. Aplicație Matlab pentru prelucrarea datelor de poziție.....	87
3.5.1.2. Determinarea lungimilor aproximative ale elementelor lanțului cinematic .....	87
3.5.1.3. Determinarea aproximativă a pozițiilor reperelor.....	88
3.5.2. GaitApplication2 .....	89
3.5.2.1. Repoziționarea reperelor.....	90
3.5.2.2. Redimensionarea elementelor lanțului cinematic .....	92
3.6. Dinamică inversă. Obținerea forțelor și momentelor articulare necesare deplasării .....	93
3.6.1. Aspecte teoretice .....	93
3.6.2. Dinamică inversă, folosind software-ul AnyBody .....	95
3.6.2.1. Algoritmi pentru selecția mușchilor activi .....	96
3.6.2.2. Calibrarea mușchilor și tendoanelor din model .....	96
3.6.2.3. Determinarea forțelor și momentelor articulare.....	98
3.6.3. Studiu asupra utilizării datelor de la o platformă pentru măsurarea presiunii.....	105
4. MODELAREA MERSULUI PACIENȚILOR CU AMPUTAȚIE TRANSTIBIALĂ .....	111
4.1. Modelare prin controlul automat al gleznei .....	111
4.2. Modelare prin eliminarea mușchilor .....	116
4.2.1. Eliminarea mușchilor cu origine pe tibie și a celor cu puncte de inserție pe laba piciorului.....	117
4.2.2. Modelarea contactului bont-proteză .....	118
4.2.3. Modificarea parametrilor mușchilor cu origine pe femur .....	121

4.2.4. Utilizarea modelului pentru studiul mersului pacienților cu amputație transtibială.....	122
4.2.4.1. Activitatea musculară .....	126
4.2.4.3. Forțele musculare .....	129
4.2.4.4. Estimarea consumului energetic necesar pentru efectuarea unui pas .....	130
4.2.4.5. Forța de reacțiune la nivelul contactului bont-proteză .....	132
4.2.4.6. Limitări ale modelului, concluzii .....	135
5. APLICAȚII ALE MODELELOR MUSCULO-SCHELETALE OBȚINUTE .....	136
5.1. Studiul forțelor ce acționează la nivelul contactului bont-proteză pentru diferite poziții de lucru .....	136
5.1.1. Rezultate obținute .....	138
5.2. Studiul influenței înălțimii tocului pantofilor asupra activității musculare, în timpul mersului, pentru cazul pacienților cu amputație transtibială .....	141
5.2.1. Rezultate obținute .....	142
5.2.2. Concluzii.....	147
5.3. Studiul forțelor interioare ce acționează asupra articulațiilor în timpul mersului.....	148
5.3.1. Rezultate obținute .....	149
5.3.2. Concluzii.....	153
5.4. Studiul reducerii efortului depus de pacienții cu amputație transtibială pentru deplasare .....	155
6. PROIECTAREA UNUI MODEL DE PROTEZĂTRANSTIBIALĂ.....	166
6.1. Principii de funcționare .....	166
6.2. Materiale utilizate pentru construcția protezelor.....	168
6.3. Calculul analitic al elementului activ .....	172
6.3.1. Calculul analitic al elementului activ în formă de lamelă curbă cu rază de curbură mare .....	175
6.3.2. Calculul analitic al elementului activ în formă de lamelă dreaptă simplă .....	179
6.3.3. Calculul analitic al elementului activ în formă de tip C cu orientare clasică .....	181
6.4. Analiza numerică a trei modele de proteză .....	187
6.4.1. Aspecte teoretice.....	187
6.4.2. Metoda utilizată pentru analiza în Ansys .....	188
6.4.3. Studiul protezei „C” cu profil înalt .....	193
6.4.4. Studiul protezei „C” cu profil jos .....	201
6.4.5. Studiul protezei „L” .....	207
6.5. Determinarea experimentală a deformației elementului activ.....	214
6.6. Concluzii.....	218
7. CONCLUZII. CONTRIBUȚII ORIGINALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	222
BIBLIOGRAFIE.....	228
ANEXA 1 .....	239
ANEXA 2 .....	242
ANEXA 3.....	247
ANEXA 4.....	261
ANEXA 5.....	265

# INTRODUCERE

Multe din cercetările legate de protezarea corpului uman pot fi văzute drept eforturi în încercarea de a copia, prin soluții mecanice, o parte din capacitățile senzitive sau motorii ale corpului uman, ținând cont de nivelul de dezvoltare tehnic actual. Protezele sunt aparate sau elemente mecanice care înlocuiesc organe, membre sau părți ale acestora. Corpul uman poate fi privit ca un robot biologic, ce are ca unitate centrală de control creierul. În ceea ce privește membrul inferior uman, acesta este în primul rând un instrument pentru deplasarea pe suprafețe plane sau cu denivelări, cât și un sistem de susținere a corpului uman atunci când acesta se află în poziția de repaus.

Protezele de membru inferior trebuie, în primul rând, să asigure contactul dintre partea reziduală a membrului amputat și sol, dar și să-i ofere subiectului posibilitatea echilibrării corpului în poziția de repaus. Modelele mai avansate sunt capabile să permită micșorarea efortului necesar deplasării corpului și permit pacientului să se deplaseze într-o formă apropiată de mersul normal.

Capacitatea de readucere, la un nivel cât mai aproape de normal, a mișcărilor necesare deplasării depinde în primul rând de severitatea amputației. Se disting două mari categorii de amputații:

- *Amputațiile sub nivelul genunchiului:* sunt cele mai ușor de corectat. În general, dacă articulația genunchiului este intactă, mersul obținut în urma protezării va fi apropiat de cel al unei persoane fără dizabilități. Pentru o recuperare adecvată pot fi folosite soluții simple de acționare.
- *Amputațiile deasupra nivelului genunchiului:* sunt mai greu de corectat prin protezare, fiind necesară înlocuirea funcției genunchiului. Soluțiile ce permit o bună rehabilitare a pacienților, în acest caz, sunt complexe și asemănătoare cu sistemele robotice folosite în mediile industriale, dar miniaturizate. Pentru acest tip de amputație este necesar controlul funcțiilor protezei la nivelul genunchiului artificial.

Teza de față tratează cazul în care amputația s-a făcut la nivelul tibiei (sub genunchi), iar articulația genunchiului este intactă.

**Obiectivele tezei** au fost următoarele:

- Conceperea unui model care să permită determinarea activității musculaturii membrului rezidual și să permită studierea efectului utilizării protezelor asupra membrului rezidual.
- Studiarea mișcărilor corespunzătoare unor activități uzuale ale pacienților.
- Studiarea formelor elementelor active ale protezelor și efectul utilizării acestora asupra activității musculare.
- Determinarea cauzelor ce duc la oboseala pacienților și studierea metodelor prin care aceasta poate fi redusă.
- Determinarea caracteristicilor unei proteze care să permită reducerea efortului depus de pacient pentru deplasare.

**Structura tezei:**

Teza este structurată pe șapte capitole, după cum urmează:

Capitolul 1, intitulat „Stadiul actual în dezvoltarea protezelor transtibiale”, motivează alegerea subiectului tezei și arată actualitatea acestuia la nivelul mondial. În acest capitol sunt prezentate majoritatea tipurilor de proteze disponibile în prezent și principiile acestora de funcționare. S-au luat în considerare și soluțiile



aflate încă în stadiul de prototip și au fost studiate brevetele de invenție corespunzătoare acestora.

Capitolul 2, intitulat „Modele pentru ansamblul pelvis-picioare”, prezintă, pe larg, structura anatomică a membrului inferior uman și modul în care se poate face studiul cinematic al acestuia. Sunt prezentate aspecte generale ale modelării membrelor inferioare și structura modelului musculo-scheletal utilizat pentru analiză.

Capitolul 3, intitulat „Modelarea mersului uman prin dinamică inversă”, prezintă experimentul pentru prelevarea semnalelor necesare efectuării unei analize prin dinamică inversă, algoritmi concepuți de autor pentru sincronizarea semnalelor, metode pentru determinarea centrului de presiune, metode pentru scalarea modelului, metode pentru eliminarea erorilor de poziție și analiza propriuzisă, prin dinamică inversă, cu ajutorul aplicației GaitUniMiamiTD a software-ului AnyBody.

Capitolul 4, intitulat „Modelarea mersului pacienților cu amputație transtibială”, prezintă modelele concepute de autor pentru studiul mersului pacienților cu amputație transtibială. În acest capitol sunt prezentate două metode prin care se poate face modelarea și limitările acestora. Este prezentată o metodă prin care se poate evalua obiectiv consumul de energie necesar pentru efectuarea unui pas.

Capitolul 5, intitulat „Aplicații ale modelelor musculo-scheletale obținute”, prezintă studii în care au fost utilizate modelele musculo-scheletale concepute de autor și descrise în capitolele anterioare. Accentul este pus studiarea mișcărilor corespunzătoare unor activități uzuale ale pacienților. În acest capitol este evidențiat efectul pe care îl are momentul articular la nivelul gleznei asupra activității musculare.

Capitolul 6, intitulat „Proiectarea unui model de proteză transtibială”, prezintă formele uzuale ale elementelor active ale unei proteze transtibiale și avantajele și dezavantajele utilizării fiecărui tip de element activ. Capitolul conține o parte teoretică pentru dimensionarea elementelor active. Sunt prezentate proprietățile mecanice ale principalelor materiale utilizate pentru construcția protezelor transtibiale. Sunt prezentate analize dinamice prin metoda elementului finit efectuate asupra trei modele de elemente active. În finalul acestui capitol este discutat efectul (teoretic) asupra activității musculare al utilizării modelelor de proteze concepute. Acest capitol conține și o validare experimentală a studiului.

Capitolul 7, intitulat „Concluzii. Contribuții originale și direcții viitoare de cercetare”, prezintă contribuțiile autorului, atât teoretice, cât și practice. În finalul acestui capitol sunt discutate direcțiile viitoare de cercetare.

Teza are și un număr de cinci anexe în care sunt prezentate modele cinematice simple (anexa 1 și anexa 2), particularități ale modelării musculo-scheletale cu ajutorul aplicației AnyBody (anexa 3), aspectele teoretice ale unei probleme de dinamică inversă (anexa 4) și denumirile utilizate pentru termenii de specialitate din limba engleză (anexa 5).

# 1. STADIUL ACTUAL IN DEZVOLTAREA PROTEZELOR TRANSTIBIALE

Obiectivul principal al protezării este de a restaura, pe cât posibil, capacitățile funcționale avute în prealabil de pacientul cu deficiențe motorii. Pe de altă parte, trebuie avut în vedere faptul că proteza trebuie să fie acceptabilă, din punct de vedere estetic, de pacient, și achiziționarea acesteia să nu implice costuri prohibitive. La prima vedere se constată diferențe semnificative între conceptele utilizate în procesul de proiectare al protezelor pentru membrele inferioare umane. Totuși, studiind modelele utilizate în țările dezvoltate și comparându-le cu cele din țări mai puțin dezvoltate, se poate observa o diferență de cost, dar nu neapărat de funcționalitate. Acest fapt demonstrează că se pot obține rezultate bune și cu materiale mai ieftine sau cu soluții simple.

O proteză este formată din trei componente de bază: cupa – legătura dintre membrul amputat și dispozitivul protetic, tija (extensia) – reprezintă legătura ce înlocuiește oasele lungi ale membrului inferior, și o labă a piciorului artificială (picior artificial). În general, tendința este spre modularizarea protezelor. Există, deci, posibilitatea îmbunătățirii configurației protezei unui pacient anume prin înlocuirea unei părți componente cu una mai performantă sau specializată pentru o anumită funcție. Astfel, un pacient poate avea picioare protetice, de schimb, specializate în funcție de activitate (mers, alergat, pantofi cu grosime diferită a tălpii).

Cauza principală a amputațiilor din Statele Unite ale Americii este reprezentată de bolile vasculare, în timp ce în țări afectate de războaie cum ar fi Cambogia, Iran sau Afganistan, cauza principală o reprezintă, într-un procent de 80-85%, detonarea minelor anti-personal. Anual se produc astfel aproximativ 350000 de amputații la nivel global [46]. Alte cauze ale amputațiilor sunt diabetul, accidentele de munca și lipsa igienei. Acestea duc la infecții și cangrenă și au ca rezultat o creștere alarmantă a numărului de amputări.

Datorită creșterii ratei amputărilor, există o cerere continuă pentru proteze. Este necesară, deci, atât o proteză inițială cât și un număr de componente achiziționate ulterior, de schimb, necesare pe durata vieții pacientului. Pacienții cu vârste sub 15 ani sunt nevoiți să schimbe un număr mai mare de proteze pe durata vieții, comparativ cu adulții. În general, schimbarea protezei este necesară o dată la 6-12 luni pentru minori și la 3-5 ani pentru adulți (De exemplu, dacă un copil are un membru lipsa de la 10 ani, acesta va avea nevoie de aproximativ 25 de proteze pe parcursul vieții sale. Pentru un adult, acest număr ajunge la 15-20 de proteze [39]).

Este evidentă nevoia unor proteze care să fie accesibile pacienților și să ofere o suplinire a funcțiilor de bază necesare. De cele mai multe ori, cei care suferă de amputări sunt oameni care își câștigă existența prin muncă fizică. În lipsa unei restaurări (cel puțin parțiale) a funcțiilor motorii pierdute, pacientul va fi nevoit să depindă de ajutorul social oferit pentru invalizi sau de membrii familiei pentru a-și asigura existența. Pierderea unui picior are un mare impact atât asupra abilităților fizice ale pacientului cât și asupra aspectului acestuia, și poate genera traume psihologice.

Felul în care funcționează protezele și aspectul estetic al acestora depinde de mai mulți factori, cum ar fi: costul, aspectele tehnologice și de proiectare a componentelor și materialele disponibile. O protezare reușită este rezultatul colaborării strânse dintre pacient și specialiștii care se ocupă de conceperea și reglarea protezei.

Din punct de vedere al complexității modelelor de proteze, acestea se pot clasifica în proteze *deconstrucție simplă* și de *construcție complexă* [186]. În cea de-a doua categorie se disting dispozitivele concepute pentru a micșora efortul depus pentru deplasare și cele care permit reglarea unghiului dintre tijă și piciorul artificial.

## 1.1. Proteze cu construcție simplă

### 1.1.1. Proteza SACH

Proteza SACH (figura 1.1) [187], cunoscută și sub denumirea de „Solid Ankle Cushioned Foot” este un dispozitiv folosit cu succes de peste 50 de ani. Proteza este recomandată pacienților cu nivel redus de activitate sau eventual nivel mediu. Pacienții trebuie, de asemenea, să fie capabili să-și mențină echilibrul fără asistență suplimentară. Proteza este formată dintr-un miez solid, conceput pentru asigurarea echilibrului, și o carcasă din spumă poliuretanică ce are drept scop atenuarea șocurilor la contactul călcâiului cu solul [73].

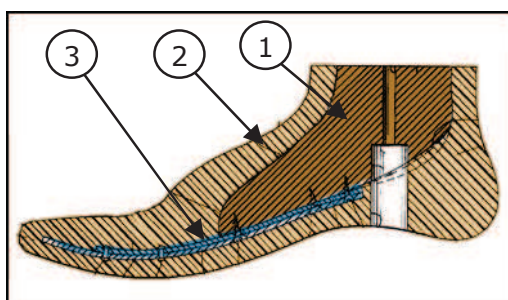


Fig.1.1. Proteza SACH

Datorită formei asemănătoare cu un picior natural și a suprafeței exterioare netede, modelul are un aspect estetic plăcut. Există mai multe variante, în funcție de nevoile pacientului. Se poate utiliza un model pentru care există o degajare între degetul mare și falange, cu toate că flexia degetelor nu este permisă de model, sau se poate opta pentru varianta clasică, cu degetele lipite. Variantele disponibile includ dimensiuni diferite pentru înălțimea tocului, respectiv pentru dimensiunea laterală a piciorului.

În ultimii ani, acest model venerabil a fost îmbunătățit prin modificarea grosimii tălpii și a materialelor folosite în construcția sa. Unele variante moderne sunt concepute astfel încât permit utilizarea lor inclusiv pentru desfășurarea unor activități intense [45].

O variantă a acestui produs a fost concepută în scopul eliminării dezavantajelor modelelor anterioare, prin folosirea unui miez din lemn de esență tare (1). Atașată miezului din lemn se găsește o porțiune de tip talpă (2), din rășină sintetică, de regulă nylon. Talpa este concepută astfel încât vârful să fie poziționat sub porțiunea corespunzătoare vârfului protezei. Carcasa estetică este realizată din spumă poliuretanică (3) și oferă modelului flexibilitate și rezistență sporită. Talpa

protezei permite flexia, spre deosebire de modelele mai vechi ce utilizau forma externă a dispozitivului pentru a asigura flexia. Această variantă constructivă permite selectarea unui element talpă adecvat greutateii utilizatorilor [187].

Unul din neajunsurile acestui tip de proteză a fost legat de elasticitatea variabilă în timp, datorată scăderii proprietăților elastice ale spumei poliuretanică folosite ca înveliș exterior. Varianta modernă are elasticitate constantă pe durata de viață a produsului, iar șansele de rupere a vârfului au fost aproape eliminate. Masa acestui model simplu este între 300g și 650g pentru lungimi din intervalul [22cm, 28cm]. Aceasta poate fi redusă cu 40 până la 80 de grame, în funcție de calitatea materialelor utilizate.

### **1.1.2. Sistemul Monolimb pentru contactul dintre proteză și cupă**

Sistemul „Monolimb” (figura 1.2) [191] este o variantă relativ modernă, studiile în această direcție fiind începute în anii '80, când primele modele au fost concepute și testate [170]. Spre deosebire de soluțiile clasice, bazate pe o tijă rigidă conectată la o cupă, Monolimb este conceput ca o singură piesă din material termoplastic ce face legătura directă dintre laba piciorului protezei și bontul piciorului persoanei cu amputație [26]. Acest model este utilizabil doar de către pacienții la care amputația s-a făcut sub nivelul genunchiului.

Datorită elasticității materialului termoplastic folosit, tija protezei acționează ca o articulație a gleznei. Monolimb este utilizabilă chiar și cu modelele foarte simple de proteze, cum ar fi modelul SACH. Costul unui asemenea dispozitiv este redus, în comparație cu cel al unei tije standard. Greutatea scăzută este un mare avantaj al acestui model de extensie [191]. În ceea ce privește răspunsul pacienților ce utilizează asemenea dispozitive, este de remarcat creșterea confortului în cazul utilizării pe o perioadă îndelungată. Pacienții au constatat o oboseală scăzută, în cazul utilizării unui astfel de dispozitiv, și o reducere a efortului necesar pentru pășire. De asemenea, controlul asupra ansamblului membru rezidual – proteză este îmbunătățit [149].



Fig.1.2. Sistemul Monolimb

### 1.1.3. Sistemul SATHI pentru contactul dintre proteză și cupă

Sistemul „SATHI”, cunoscut și sub denumirea de „Trans-Tibial Plastic Modular Component” (TTPMC) (figura 1.3 [124]) este o soluție modernă ce asigură contactul dintre proteză și cupă. Acesta permite obținerea unui aliniament adecvat și reglaje ale lungimii, în funcție de nivelul amputației. Materialul utilizat pentru fabricarea SATHI este plasticul (polipropilenă). Greutatea și costul scăzut sunt principalele avantaje oferite de acest sistem. Cu cât proteza are o greutate mai mică, cu atât pacientul trebuie să folosească mai puțină energie pentru a se deplasa. Greutatea scăzută reduce, de asemenea, forțele transmise asupra membrului rezidual.

Sistemul este format dintr-un ansamblu de tuburi din plastic. Tija este prevăzută cu patru nervuri pentru a-i îmbunătăți rezistența. Există un număr de 20 de dimensiuni standard pentru tijă, în funcție de necesitățile pacientului. Cele două discuri se montează la extremitățile tije și asigură conexiunea dintre tijă și adaptorul pentru cupă, respectiv dintre tijă și piciorul artificial. Discurile permit obținerea unui aliniament antero-posterior și medial-lateral corespunzător (figura 1.4). Peste tija protezei se poate amplasa o carcasă estetică, modernă, din masă plastică de tip Ethaflex [124]. Spre deosebire de Monolimb, acest sistem nu este conceput pentru a acționa ca o articulație a gleznei (elementele componente sunt rigide).



Fig.1.3. Sistemul SATHI

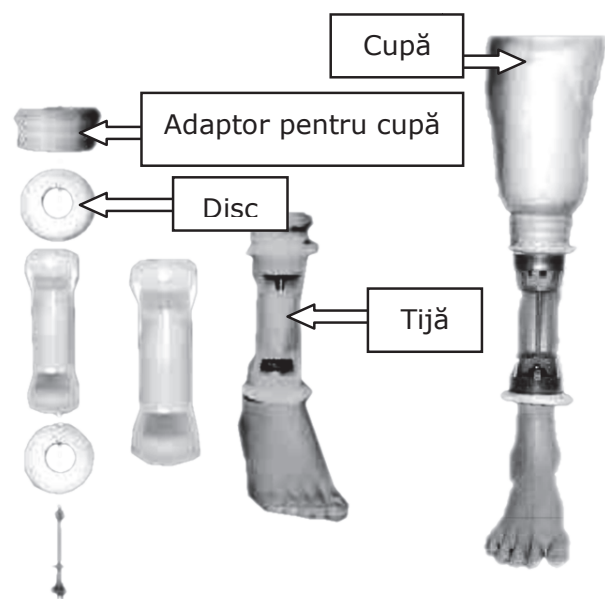


Fig.1.4. Componentele sistemului SATHI

### 1.1.4. Proteza All Terrain Foot

Majoritatea protezelor de transtibiale nu au un comportament foarte bun pe suprafețe denivelate, la trecerea peste obstacole înalte, sau în apă. O alternativă ce utilizează o labă a piciorului artificială din cauciuc s-a dovedit a fi o soluție viabilă în aceste condiții. Acest dispozitiv este utilizat de un număr mare de pacienți, în ciuda

faptului că are un aspect mai puțin plăcut din punct de vedere estetic. Aceștia sunt, în general, muncitori nevoiți să lucreze într-un mediu umed sau chiar în apă. Piciorul artificial se prezintă ca un cap de cauciuc atașat tije protezei. Acesta are formă sferică la extremitatea inferioară (figura 1.5) [122].

Garnitură din cauciuc cu diametru exterior de 18mm și diametru interior de 10mm.

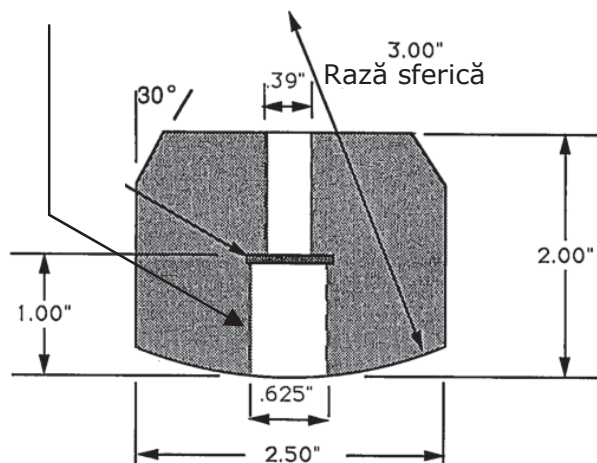


Fig.1.5. All Terrain Foot

Proteza s-a dovedit viabilă pentru multe persoane care au locuri de muncă în medii mlăștinoase sau cu umiditate sporită. Mediul umed și prezența obstacolelor duc la corodarea modelelor clasice în apă sau blocarea acestora în solul mlăștinos. Principalul avantaj al acestui tip constructiv este că nu rămâne blocat în obstacole și că este adaptat muncii în apă, fiind în același timp robust și stabil pe sol [122].

### 1.1.5. Proteza Niagara Foot

„Niagara Foot” este o proteză simplă, ieftină și rezistentă. Talpa este formată dintr-o singură piesă din material plastic (polimer). Proteza are formă asemănătoare cu un picior uman normal (figura 1.6) [206].

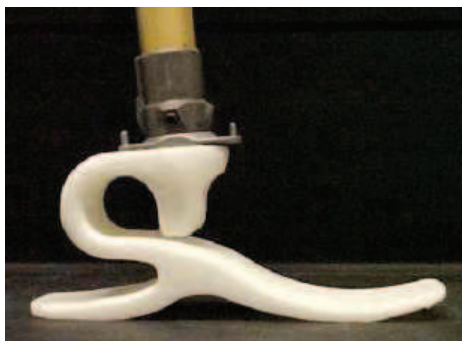


Fig.1.6. Niagara Foot

Proteza este concepută pentru a facilita înmagazinarea și eliberarea energiei, într-un mod similar cu modelele de proteze avansate. Cu toate că este ușoară și, prin înmagazinarea energiei în timpul unui ciclu de mers reduce efortul

necesar pășirii, aspectul exterior al protezei și posibilitatea limitată de a purta pantofi a creat unele neplăceri legate de acest model. Acest dispozitiv s-a dovedit superior față de o proteză clasică, de tip SACH. Pacienții au constatat o stabilitate pe sol mai bună și un confort sporit. Efortul muscular necesar pentru deplasare a fost, de asemenea, redus, comparativ cu modelul SACH. Flexibilitatea călcâiului este o problemă pentru unii dintre utilizatori și poate cauza pierderea parțială a stabilității în cazul activităților pe teren denivelat. Cu toate acestea, problemele legate de lipsa stabilității tind să se diminueze treptat, pe măsură ce pacientul învață să utilizeze dispozitivul [24].

Proteza a fost testată pe 16 pacienți și, după un an de utilizare, s-a observat uzură limitată și nu s-a înregistrat nici un caz de distrugere a protezei prin fisurarea materialului [24]. Acest tip de proteză este modular și poate să fie atașat la majoritatea tipurilor de tijă, cu excepția celor din lemn, datorită solicitărilor crescute ce apar pe șuruburile ce asigură îmbinarea dintre piciorul artificial și tija de lemn.

## **1.2. Proteze cu construcție complexă**

### **1.2.1. Proteze cu înmagazinare și eliberare de energie**

În ultimii ani, producătorii de proteze au pus accent pe dezvoltarea modelelor care să permită reducerea efortului necesar pacientului pentru deplasare. Anumite modele de proteze sunt concepute în vederea înmagazinării de energie în sisteme de tip arc și eliberarea acesteia atunci când elementul elastic nu mai este supus la compresiune. Practic, se realizează o compresiune la contactul protezei cu solul, de preferat, urmată de o deformare a tălpii protezei, asemănătoare cu poziția naturală a piciorului uman la contactul cu solul. În faza de rulare a tălpii piciorului pe sol, energia este eliberată treptat, până în faza de desprindere a piciorului de pe sol. Sistemele astfel concepute sunt capabile să elibereze energie cu valoare de până la de cinci ori mai mare decât modelele cu construcție simplă și talpă relativ rigidă [72], [42].

Acest sistem permite, teoretic, micșorarea efortului depus de pacient pentru a se deplasa [93]. Cu toate acestea, există puține studii care evaluează în mod obiectiv beneficiile aduse pacientului de aceste noi modele de proteze [44], [19], [109]. Acest aspect este datorat, în primul rând, felului în care se efectuează evaluarea modelelor - în general, se pune mai puțin accent pe o viteză constantă de pășire. Pacienții se adaptează la diferitele modele prin efectuarea de pași mai mici, în cazul protezelor rigide, sau printr-o tendință accentuată de a obține mai întâi o echilibrare adecvată a corpului, în cazul protezelor elastice. Datorită adaptării la proteze, subiecții tind să aibă o activitate musculară constantă, indiferent de modelul utilizat. Chiar și în aceste condiții se poate observa o tendință spre o dorsiflexie, la nivelul gleznei, apropiată de cea naturală, în cazul protezelor cu înmagazinare de energie. Valorile înregistrate de platformele pentru măsurarea reacțiunii din partea solului sunt, în general, similare pentru majoritatea modelelor de proteze [139].

Studii recente au demonstrat că activitatea musculară este legată în mod direct de viteza de mers. De asemenea, există o diferență între mersul subiecților de sex feminin față de cei de sex masculin. Această diferență se datorează în principal strategiei de deplasare adoptată de femei, strategie ce implică efectuarea de pași mai mari și adaptarea distanței de pășire la viteza de mers. Diferențele sunt, în

principal, activitatea musculară mai intensă și forța verticală de impact mai mare pe durata fazei de contact cu solul [30].

Ținând cont de aceste aspecte, în vederea unei reabilitări cât mai bune a pacienților cu amputație, este necesar ca terapeutul să aibă în vedere caracteristicile dispozitivului protetic și să ajute pacientul în procesul de adaptare a mersului la dispozitivele cu înmagazinare de energie. Dacă pacientul nu este capabil să se adapteze la un dispozitiv performant, atunci există riscul ca un dispozitiv scump să ducă la o performanță asemănătoare cu utilizarea unui dispozitiv ieftin, capacitatea acestuia de a ajuta deplasarea pacientului fiind exploatată necorespunzător. De asemenea, există posibilitatea ca un dispozitiv performant să fie folosit incorect, ceea ce duce în timp la uzura suplimentară a genunchiului și la un disconfort sporit pentru pacient.

Un alt aspect care nu trebuie neglijat este legat de distribuția masei corporale a pacientului, care afectează în mod direct performanțele dispozitivelor protetice. Studii recente demonstrează nevoia adaptării modelului de proteză la fiecare individ în parte, prin utilizarea de elemente elastice adaptate la individ. O elasticitate optimă are ca rezultat o reducere a încărcărilor din articulațiile intacte ale membrului rezidual și o reducere a costului metabolic pentru fiecare pas efectuat [130].

În concluzie, protezele rigide tind să ofere o mai bună stabilitate la contactul cu solul, dar necesită un efort suplimentar pentru deplasare, ceea ce duce la efectuarea de pași mai mici de către pacient. Protezele care folosesc elemente elastice tind să faciliteze propulsia și reduc nevoia de compensare prin activitate intensă a mușchilor, dar prezintă riscul de a solicita suplimentar mușchii răspunzători de echilibrarea corpului. Dacă elementul elastic nu este dimensionat corespunzător cu caracteristicile pacientului, va exista o creștere a activității musculare necesare, atât pentru asigurarea propulsiei, cât mai ales pentru asigurarea echilibrului [176]. Orientarea elementului elastic este de asemenea importantă. Se disting două orientări, folosite în general: curbura de tip C invers, cu spațiul curburii înspre partea dorsală a dispozitivului (figura 1.7.a); lamelă dreaptă la nivelul contactului cu tija și respectiv curbată spre talpă, conform cu forma piciorului normal (figura 1.7.b). Alternativ pentru cel de-al doilea caz, se poate folosi o configurație în formă de C, asemănătoare cu modelul de proteză Niagara Foot prezentat anterior (figura 1.7.c).

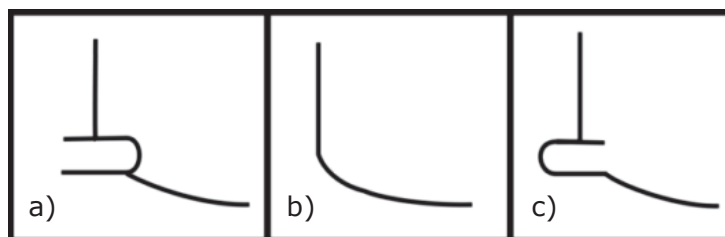


Fig.1.7. Orientări pentru elementul elastic al protezelor cu înmagazinare de energie

### 1.2.1.1. Proteza Artificial Foot

„Artificial Foot” (figura 1.8) [38] este format din părți solide, elastice, dimensionate în scopul obținerii unui ciclu de mers cât mai apropiat de cel normal. Acest tip de proteză este înglobat într-o carcasă estetică (1) ce are un spațiu interior suficient de mare pentru a facilita flexia elementelor active. În interiorul carcasei se află o lamelă flexibilă (2) ce prezintă o porțiune anterioară, corespunzătoare



falangelor și o porțiune posterioară, corespunzătoare călcâiului. Peste lamela flexibilă se află un element de rigidizare (3) din material compozit (material plastic polimeric întărit cu fibră de sticlă) ce face legătura între elementele călcâi și talpă. Tensiunea este transmisă între cele două componente principale (elementul de rigidizare și lamela flexibilă) prin șuruburi (4). În timpul unui ciclu de mers, diferența de rigiditate dintre cele două materiale permite atât o rulare mai bună a protezei pe sol, cât și o înmagazinare și eliberare de energie adecvată reducerii efortului necesar pentru pășire. Pe suprafața elementului de rigidizare se fixează un element de legătură cu tija protezei. Este posibilă adăugarea unui element elastic suplimentar care să sporească eficiența dispozitivului.

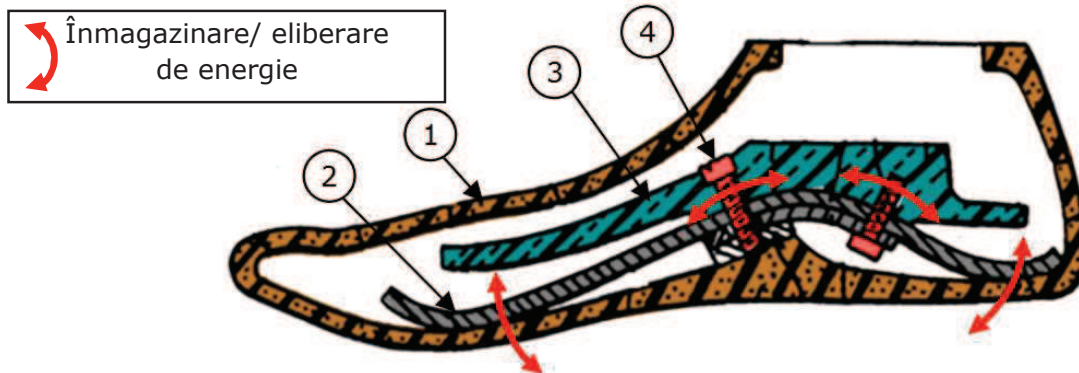


Fig.1.8. Proteza Artificial Foot

Performanțele protezei depind, în primul rând, de raportul înmagazinare/eliberare de energie, dintre porțiunea vârf a tălpii protezei și porțiunea călcâi, calculat în planul antero-posterior. Elasticitatea carcasei influențează parțial comportamentul protezei. Ținând cont de raportul dintre înmagazinarea și eliberarea de energie și de reacțiunile din partea solului, se pot determina dimensiunile componentelor active, în funcție de greutatea pacientului.

### 1.2.1.2. Proteză cu camere de aer ajustabile

Componentele principale al modelului sunt camere ce conțin aer sub presiune. Acestea au rolul de a limita sau accentua deformarea elementelor protezei. Modelul permite reglarea presiunii pentru a facilita atât mersul pe suprafețe plane, cât și efectuarea de mișcări solicitante de tipul săriturilor sau deplasarea cu viteză (alergat). Proteza este concepută modular și are părți ușor demontabile, în cazul defectării dispozitivului, dar și în cazul adaptării sale la anumite categorii de pacienți.

Proteza este formată din 3 lamele și două rezervoare, poziționate pentru a permite deformarea selectivă a lamelor (figura 1.9) [142]. Lamela principală (1), talpa protezei, este prevăzută cu un sistem de prindere de tip șurub-piuliță (2) pentru a putea fi atașată de tija protezei. Lamela principală are scopul de a susține greutatea pacientului și de a se deforma parțial la contactul piciorului cu solul. O lamelă adițională (3) este atașată de cea principală cu ajutorul aceluiași sistem șurub-piuliță ce asigură prinderea protezei de tijă. Între lamela principală și cea adițională se află poziționată o cameră ce conține aer sub presiune (4) și permite deformarea selectivă a lamelei adiționale, fiind astfel redus sau amplificat efectul de înmagazinare de energie. Similar, o cameră conținând aer sub presiune (5) este

poziționată sub lamela călcâi a protezei (6) și acționează atât ca un sistem de absorbție a șocului la contactul cu solul, cât și ca un element de tensionare a lamelei călcâi. Între lamela principală și lamela călcâi există un spațiu în care se află amplasat sistemul pentru ajustarea presiunii aerului din cele două camere.

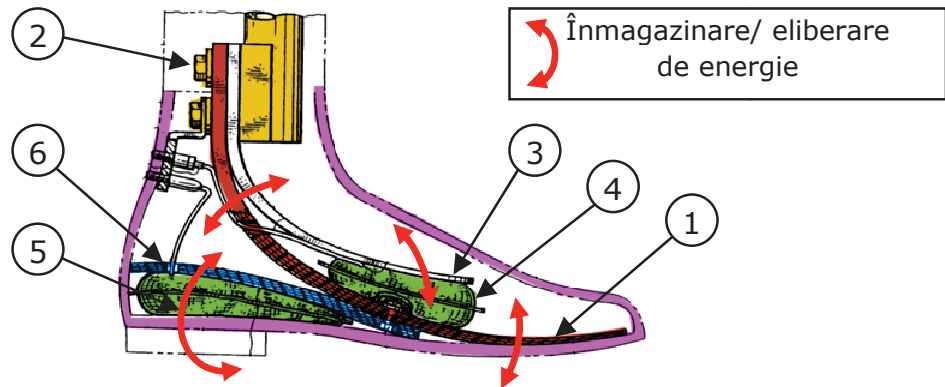


Fig.1.9. Proteză ce încorporează camere de aer ajustabile

Avantajele acestui tip de dispozitiv sunt legate de adaptabilitatea sa la cerințele mersului pacientului și de principiul înmagazinării de energie. Cu toate că structura este robustă și are greutate scăzută, aceasta necesită ajustarea aerului, din camerele sub presiune, cu ajutorul unui dispozitiv extern, de tip recipient cu aer sub presiune. Utilizatorul este obligat, deci, să procure aer sub presiune sau mijloace pentru obținerea acestuia. Alternativ pot fi folosite lichide pentru umplerea celor două camere, dar și această configurație necesită un dispozitiv extern dedicat.

### 1.2.1.3. Proteza Venture Foot

„Venture Foot” (figura 1.10) [35] este un model de proteză conceput de College Park. Metoda de funcționare se bazează pe observații asupra piciorului uman, pentru momentul când acesta atinge solul. Proteza folosește un mecanism diferit față de soluția biologică. Venture Foot are două părți compresibile, una pentru flexie plantară (flexia piciorului de la poziția verticală înspre o direcție înclinată) și una pentru flexie dorsală (întoarcerea piciorului la forma inițială). Acest mecanism are scopul de a permite un mai bun control asupra mișcării [35].

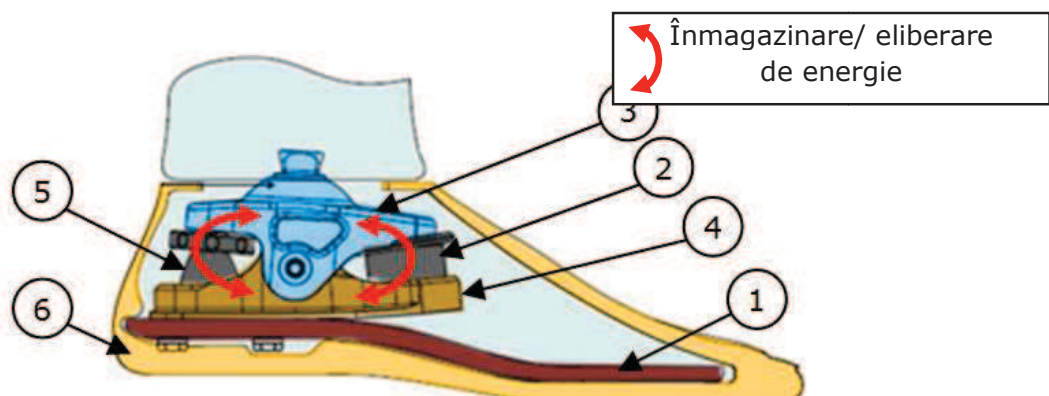


Fig.1.10. Proteza Venture Foot

Proteza are o talpă flexibilă ce se mulează pe sol (1). De aceasta se atașează prin șuruburi o piesă rigidă (2), articulată de piesa gleznă a protezei (3). Piesa gleznă este prevăzută cu un adaptor standard pentru tijă. Între piesa rigidă și piesa gleznă se află două piese elastice poziționate anterior (4) și posterior (5). Proteza este înglobată într-o carcasă estetică (6).

Aționarea protezei începe la contactul inițial dintre călcâi și sol. Articulația de la nivelul gleznei permite rotirea tălpii protezei și așezarea acesteia pe teren. Greutatea pacientului este aplicată pe călcâi într-un mod similar cu mișcarea naturală și comprimă elementul elastic dorsal, astfel rezultând flexia plantară (figura 1.11). După ce se trece în faza de rulare pe sol, greutatea pacientului este transferată spre partea frontală a protezei și comprimă elementul elastic frontal.

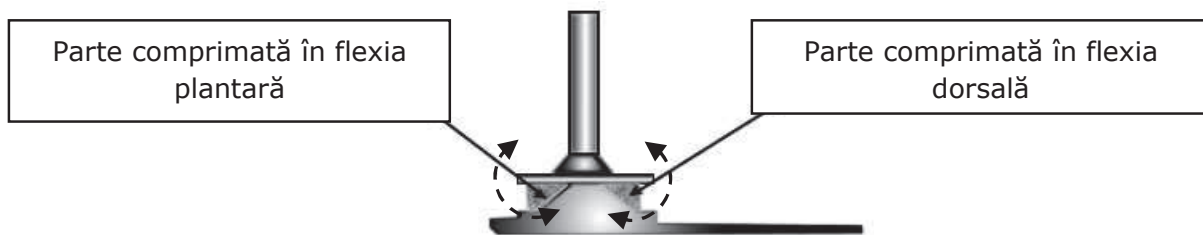


Fig.1.11. Principiul de funcționare al protezei Venture Foot

Avantajele acestui model sunt legate de optimizările aduse flexiei plantare. Ansamblul piesă rigidă – piesă gleznă poate să se rotească în jurul axei tije și permite o adaptare mai bună la mișcările de întoarcere laterală ale pacientului.

#### 1.2.1.4. Proteză cu stabilizare medială și laterală

„Prosthetic Foot With Medial/Lateral Stabilization” (Proteză cu stabilizare medială și laterală) (figura 1.12) [106] este o proteză ce oferă o mai bună fixare pe sol, comparativ cu alte soluții. Modelul este astfel conceput pentru a asigura adaptarea la denivelările solului și a se mula pe acesta. Acest lucru este obținut prin decuparea selectivă a lamelor componente. Decupajele sunt paralele, echidistante și dispuse longitudinal. Decupajele pentru porțiunea lamei principale (1) corespunzătoare falangelor sunt în număr de trei. Pentru lamela corespunzătoare călcâiului (2) numărul decupajelor este tot de trei. Zona corespunzătoare gleznei protezei are un singur decupaj. Decupajele de pe talpa protezei permit flexia individuală a fiecărei porțiuni despărțite prin canale („degete” artificiale). Lungimea decupajelor de pe talpă se alege astfel încât să fie permisă flexia individuală a fiecărui „deget” artificial. Pe lamela călcâi se găsește un sistem asemănător cu cel de pe zona vârf a tălpii protezei. Această configurație oferă posibilitatea obținerii echilibrului, atât în plan lateral, cât și în plan frontal. Cele două porțiuni, obținute prin despicierea tălpii protezei la nivelul gleznei, oferă posibilitatea rotirii protezei în jurul axei longitudinale a tije, la contactul cu solul.

Cele două lamele talpă și călcâi pot fi asamblate prin sudare, cu ajutorul unor șuruburi sau prin nituire. Acest ansamblu permite înmagazinarea și eliberarea de energie în timpul deplasării. Porțiunile despărțite prin canale se deformează la unison atunci când se apasă, pe tija protezei, cu greutatea corporală. Adaptorul pentru tijă se fixează de partea superioară a protezei prin două șuruburi sau prin sudare. Acesta este format din două tuburi metalice care sunt sudate între ele și formează o structură de tip piramidă (3). Pe partea superioară a structurii

piramidale se poate suda tija sau se poate amplasa un adaptor standard (4). În acest adaptor se introduce tija protezei.

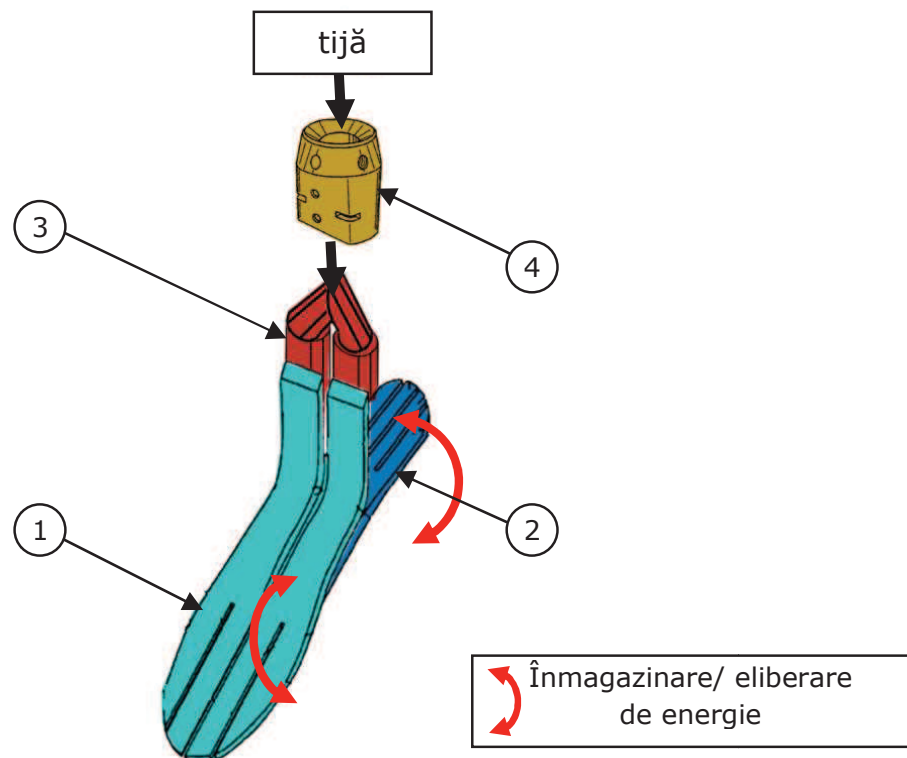


Fig.1.12. Proteză cu stabilizare medială și laterală

Modelul prezintă avantajul unei adaptări avansate la denivelările de pe sol. Există însă riscul unei elasticități accentuate, care va duce la un mers diferit de cel natural. Structura triunghiulară prin care se face legătura dintre proteză și adaptor este rigidă și poate diminua elasticitatea protezei la nivelul gleznei. Acest model este adecvat pacienților cu o lungime mică a membrului rezidual.

### 1.2.1.5. Proteză cu lamelă curbă

Acest tip de proteză a fost conceput pentru a elimina problemele modelelor rigide, cu capacitate moderată de flexie la nivelul tălpii. Proteza cu lamelă curbă (figura 1.13) [140] este un ansamblu de două lamele fixate cu ajutorul a două șuruburi. Cele două lamele pot fi înlocuite ușor cu altele de aceeași formă. Lamelele au lățime și grosime constantă de-a lungul profilului. Există posibilitatea utilizării unei lamele auxiliare (3) pentru rigidizarea porțiunii curbe corespunzătoare gleznei.

Lamelă curbă principală (1) este preformată în scopul obținerii unei porțiuni corespunzătoare falangelor și unei porțiuni curbe, corespunzătoare gleznei umane. În porțiunea superioară a lamelei curbe se fixează, cu ajutorul a două șuruburi, adaptorul pentru tija protezei (4). Faptul că lamela principală este preformată permite transmiterea energiei înmagazinate, prin comprimarea vârfului protezei, direct la tija, și implicit, la piciorul cu amputație. Este astfel posibil un control mai bun asupra dispozitivului. Sub lamela curbă principală se află poziționată o lamelă călcâi (2). Aceasta este fixată de lamela curbă principală prin intermediul a două

șuruburi și permite rigidizarea porțiunii dintre vârful lamei curbe și porțiunea posterioară a lamei călcâi.

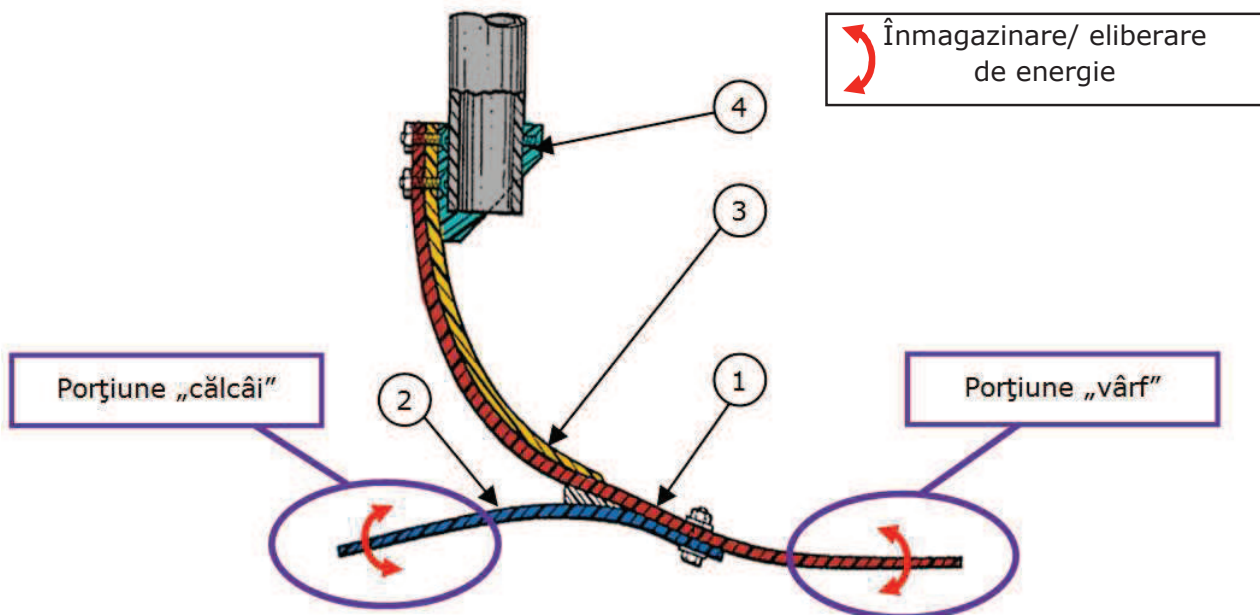


Fig.1.13. Proteză cu lamă curbă

Modularitatea ansamblului este principalul avantaj al acestui tip de proteză. Se pot utiliza lamele de dimensiuni și grosimi diferite, conform cu nevoile pacientului, în funcție de greutate sau necesitățile fizice ale acestuia. Forma simplă a lamelor și grosimea lor constantă prezintă un mare avantaj în procesul de fabricație. Dezavantajul principal al acestui model este raza mare de curbură a lamei talpă, ce duce la o deviație mare față de axa anatomică a articulației gleznei, dacă nu este rigidizată corespunzător.

### 1.2.1.6. Proteză cu gleznă joasă

Elementul principal al protezei este o lamă în formă de L (1), care prezintă un unghi de 90° între cele două extensii (figura 1.14.a) [141]. Raza de curbură a lamei este mică, aspect care facilitează flexia în această porțiune. Sub lamela principală se află o lamă călcâi (2) paralelă cu solul. Cele două lamele sunt fixate cu ajutorul a două șuruburi. Ansamblul prezintă elasticitate la nivelul călcâiului, în porțiunea falangelor, și la nivelul gleznei, conform cu anatomia umană. Forma protezei și raza de curbură mică a lamei permit o flexie apropiată de cea a unui picior uman sănătos. Flexia la nivelul gleznei are loc de-a lungul unei axe apropiate de cea a articulației gleznei umane. Prin urmare, se elimină dezavantajul deviației mari față de axa articulației gleznei prezentă la soluțiile cu rază mare de curbură pentru lamela principală (figura 1.14.b) [141].

Avantajul acestei proteze este legat de distanța pe care are loc flexia plantară, aceasta fiind mult redusă față de alte modele. Forma simplă a modelului implică un cost redus necesar pentru producerea acestuia. În general, protezele necesită o distanță minimă între bont și sol pentru a permite fixarea. Forma dispozitivului este, deci, alt avantaj ce nu trebuie neglijat, considerând că există pacienți care au lungimi mari ale membrului rezidual.

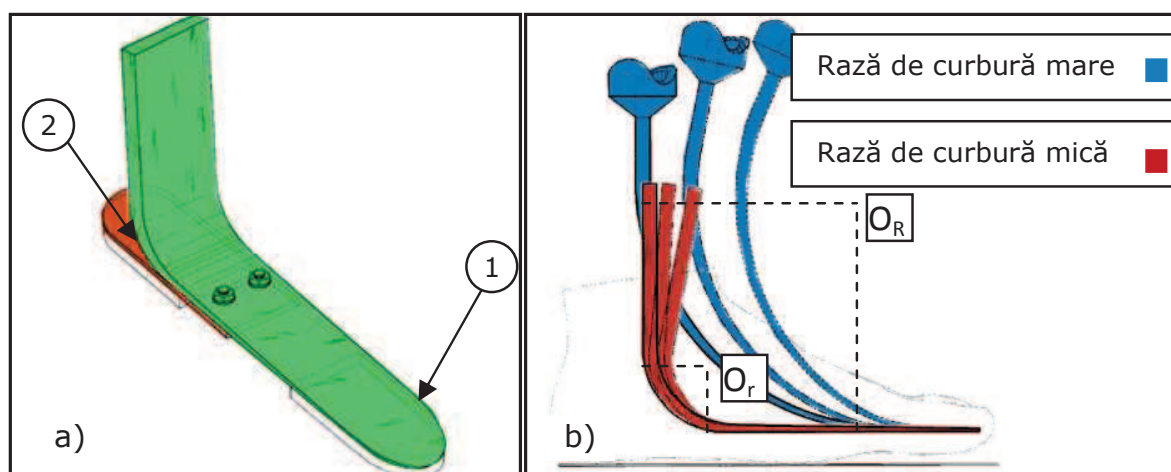


Fig.1.14. a) Proteză cu gleznă joasă. b) Deviația comparativă.

Dezavantajul principal, în cazul acestui model, este dat de forțele mari ce acționează asupra structurii în timpul mersului, mai ales în zona de curbură a lamelei în formă de L. Acestea pot duce în timp la fisuri sau deteriorare mai rapidă, comparativ cu alte modele mai puțin performante.

### 1.2.1.7. Proteza Modular III™

Una dintre soluțiile cu masă redusă de pe piață (403 g pentru picior cu lungime de 25 cm), proteza Modular III sau Flex-Foot (figura 1.15) [133] este construită în totalitate din fibră de carbon. Utilizarea fibrei de carbon permite obținerea unui raport foarte bun între înmagazinarea și eliberarea de energie a acestui dispozitiv. Eficiența protezei, din punct de vedere al energiei eliberate, este de trei ori mai mare decât a modelului SACH [190].

Proteza este formată dintr-un ansamblu de două lamele fixate la nivelul porțiunii tălpii prin două șuruburi. Lamela principală (1) permite flexia în jurul poziției anatomice a axei gleznei. Lamela călcâi (2) este poziționată sub lamela principală și permite atenuarea șocurilor la atingerea solului. Fiecare lamelă prezintă un decupaj de-a lungul porțiunilor în contact cu solul. Decupajele au rolul de a permite o mai bună mulare a modelului pe solul denivelat. Între cele două lamele se pot introduce piese de tip pană, în funcție de dimensiunea tocului pantofului utilizat de pacient (3), ce au rolul de a aduce lamela principală în contact solul. Există posibilitatea utilizării protezei fără tijă, atunci când lungimea bontului permite acest lucru. În acest caz se folosește adaptorul de tip T (4). Adaptorul standard (5) este utilizat atunci este necesară utilizarea unei tije standard (lungimea bontului este prea mică).

Avantajele acestui model sunt datorate utilizării fibrei de carbon. Raportul de înmagazinare și eliberare de energie (0,95) diminuează efortul necesar pentru deplasare [118], [92], [117]. Structura robustă și greutatea scăzută permit utilizarea modelului pe durata unor activități solicitante cum ar fi săriturile, alergatul sau deplasarea pe distanțe mari [100]. Elasticitatea materialului permite o flexie la nivelul gleznei mult mai bună decât la alte modele.

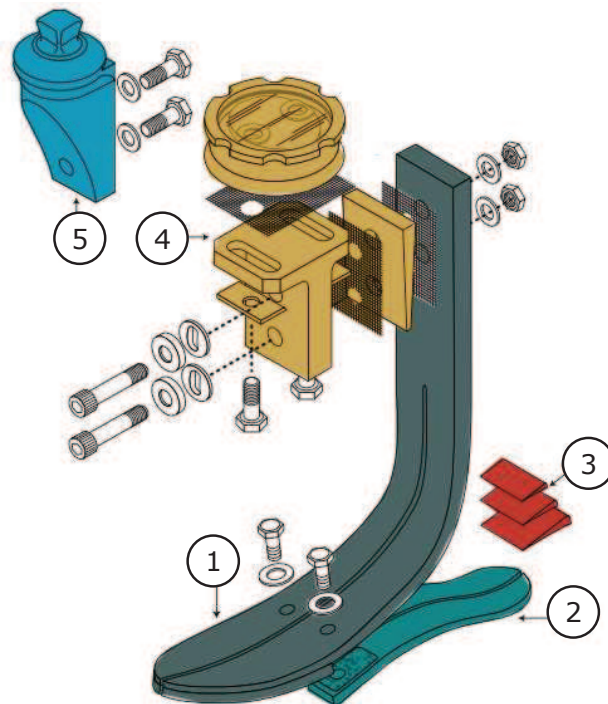


Fig.1.15. Modular III

Pentru a putea utiliza acest model este nevoie de o distanță minimă de 23cm între bont și sol. Greutatea maximă a pacientului, pentru care se garantează funcționarea optimă este de 166 Kg.

### 1.2.1.8. Picior artificial fără articulație

Proteza este concepută în ideea îmbunătățirii modelelor fără articulație și a reducerii impactului din zona călcâiului. Proteza prezintă o elasticitate sporită față de modelele clasice (SACH Foot), iar structura robustă (figura 1.16) [120] oferă o bună stabilitate laterală. Proteza are funcționalitate bună, atât în condiții normale de încărcare (mers), cât și în condiții de solicitări mari (sărit, alergat).

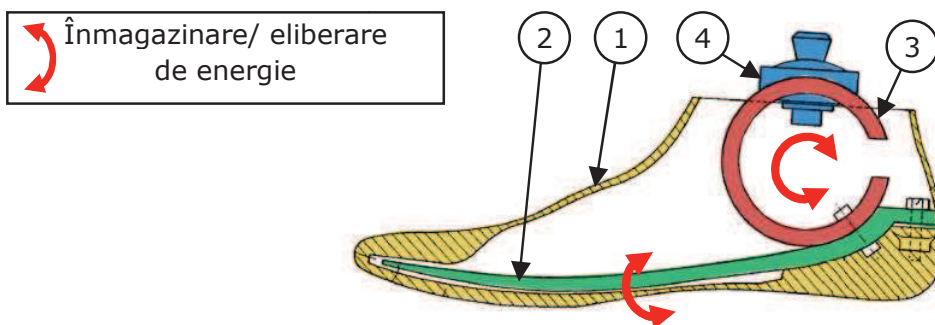


Fig.1.16. Picior artificial fără articulație

Proteza este introdusă într-o o carcasă tubulară (1) realizată din spumă poliuretanică. O lamelă elastică (2) de este situată între inserția posterioară a tălpii în învelișul exterior și partea liberă de la capăt, dinspre vârful piciorului. Arcul talpă prezintă o curbură în partea anterioară a protezei, ce formează un arc de cerc. Peste curbura din partea anterioară a lamelei elastice se montează arcul principal (3) în forma de „C”. Adaptorul pentru tija protezei (4) se fixează de partea superioară a

elementului în formă de „C”. Acest sistem reduce efortului necesar pentru deformarea arcului principal.

La contactul cu solul, șocul este absorbit de spuma poliuretanică din porțiunea călcâi. Înmagazinarea de energie începe odată cu aplicarea greutății pacientului asupra arcului principal „C”. Energia este eliberată treptat, până când axa longitudinală a tijei protezei ajunge în poziție perpendiculară pe sol. Lamela elastică începe să se deformeze în zona corespunzătoare falangelor, pe măsură ce pasul se apropie de etapa desprinderii de pe sol. În acest interval se deformează parțial și arcul C, dar în direcție opusă față de momentul atingerii solului. Energia înmagazinată în arcul principal și în lamela flexibilă este apoi eliberată și facilitează desprinderea protezei de pe sol.

Avantajele modelului sunt costul scăzut și structura robustă. Acest model de proteză, sub o formă mai avansată decât cea prezentată, denumită „C-Walk”, este unul dintre produsele cele bune ale firmei Otto Bock.

### 1.2.1.9. Proteză bazată pe absorbția șocului

„Proteza bazată pe absorbția șocului” (figura 1.17) [97] este compusă din trei elemente elastice lamelare. Talpa protezei (1) este articulată în zona călcâiului de arcul pneumatic „călcâi” (2). Talpa este construită din fibră de carbon și are elasticitate ridicată. Lamela elastică (3) este fixată în porțiunea frontală a tălpii protezei prin intermediul unei piese rigide (4) și a două șuruburi. Adaptorul pentru tijă (5) al protezei este montat în partea superioară a ansamblului. Lamela elastică se fixează, prin două șuruburi, de partea frontală a adaptorului pentru tijă. În partea dorsală a adaptorului se articulează elementul pneumatic. Ansamblul astfel obținut este robust dar flexibil.

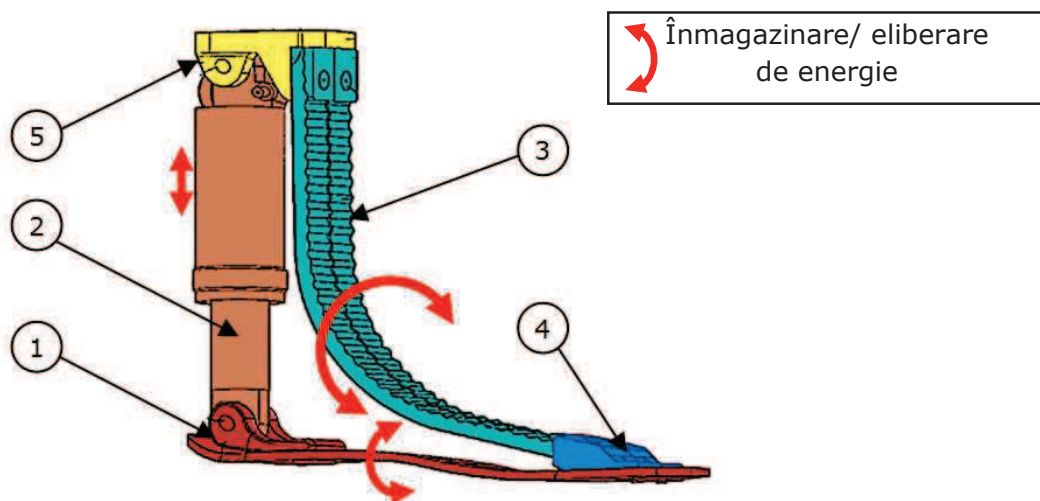


Fig.1.17. Proteză bazată pe absorbția șocului

Proteza a fost concepută în scopul înmagazinării de energie la contactul cu solul și a transmiterii acesteia într-un mod eficient către vârful protezei. Eliberarea energiei se face în momentul desprinderii protezei de pe sol. S-a urmărit și obținerea unei bune stabilități laterale la contactul cu solul.

La primul contact cu solul se comprimă, mai întâi, arcul pneumatic și se extinde astfel lamela elastică frontală. Talpa protezei este astfel pusă în contact cu solul, pe măsură ce arcul pneumatic este comprimat. Energia înmagazinată în proteză este eliberată treptat și aduce proteza la o poziție pentru care axa



longitudinală a tijei este perpendiculară pe sol. Lamela elastică este deformată treptat, pe măsură ce piciorul rulează de pe sol și duce la flexia plantară a protezei. Eliberarea energiei din lamela elastică și talpă asigură desprinderea de pe sol. Pentru o îmbunătățire a comportamentului elastic al lamelei elastice au fost decupate, pe suprafața acesteia, canale echidistante transversale.

Disponerea elementelor elastice într-o structură triunghiulară face din acest ansamblu un foarte bun transmițător al lucrului mecanic. Dispozitivul permite absorbția șocurilor la impactul cu solul fără a diminua raportul dintre energia înmagazinată de proteză și cea eliberată. Elasticitatea sporită facilitează eversia și inversia pe durata deplasării. O variantă a modelului prezentat este comercializată sub numele de „Pathfinder II”. Pathfinder este destinat pacienților cu un stil de viață activ și solicitant. Pentru modelul Pathfinder II s-a renunțat la canalele echidistante de pe suprafața lamelei frontale.

Dezavantajele modelului derivă din complexitatea sa: acesta este masiv (o greutate dublă față de proteza SACH) și scump.

### 1.2.1.10. Proteza Elite Foot

Modelul este bazat pe un sistem tripod, capabil de flexie plantară și de adaptare laterală la înclinarea terenului. Proteza are lamele călcâi și talpă care pot să acționeze independent și să asigure propulsie adecvată și stabilitate bună pe sol. Lamela călcâi (1) a acestui model permite absorbția șocurilor (figura 1.18) [199]. Proteza este adecvată pentru o multitudine de activități, fiind capabilă să ofere rezultate satisfăcătoare chiar și pentru alergat.

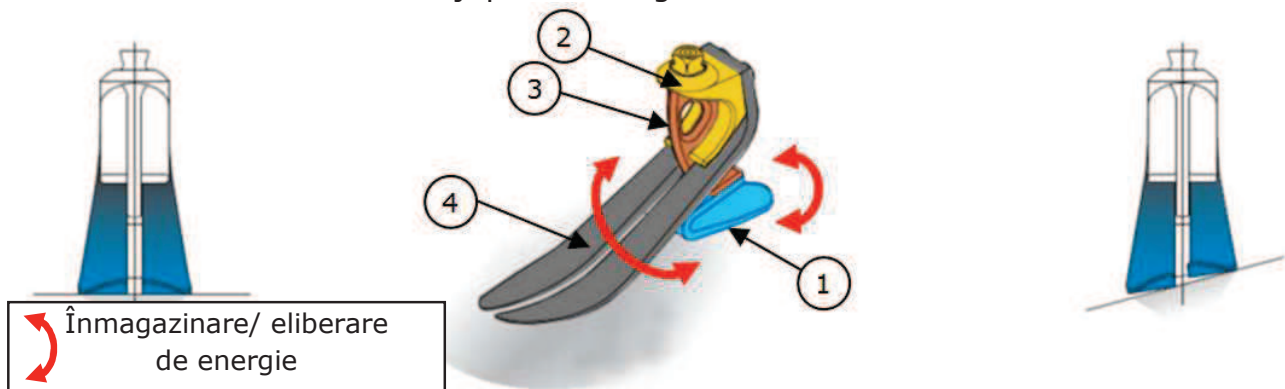


Fig.1.18.Endolite Elite Foot

Lamela călcâi a protezei este construită din material compozit și este conectată la tija protezei cu ajutorul unui adaptor (2). Între lamela călcâi și adaptor se află poziționat un amortizor de șoc din cauciuc (3). Amortizorul este capabil să absoarbă încărcările mari ce apar în urma contactului cu solul. Elasticitatea lamelei călcâi a fost calculată pentru a se maximiza deformarea arcurilor în funcție de masa corporală și de forțele generate pe durata unei activități intense (figura 1.19) [199]. Forma lamelei talpă (4) crește cantitatea de energie înmagazinată în urma comprimării acestui element, ceea ce duce la reducerea efortului depus de pacient. De-a lungul lamelei talpă se observă un decupaj care are scopul de a separa două porțiuni asimetrice, deformabile. Geometria decupajului a fost aleasă pentru a facilita înmagazinarea individuală de energie în cele două porțiuni deformabile. Asimetria tălpii duce la poziționarea centrului de presiune la contactul cu solul pe o traiectorie apropiată de cea întâlnită pe zona medială a piciorului uman. Geometria

protezei crește cantitatea de energie eliberată și reduce efortul necesar pacientului pentru a menține viteza de deplasare. Rezultatul final al utilizării protezei este un mers foarte apropiat de cel normal [199].

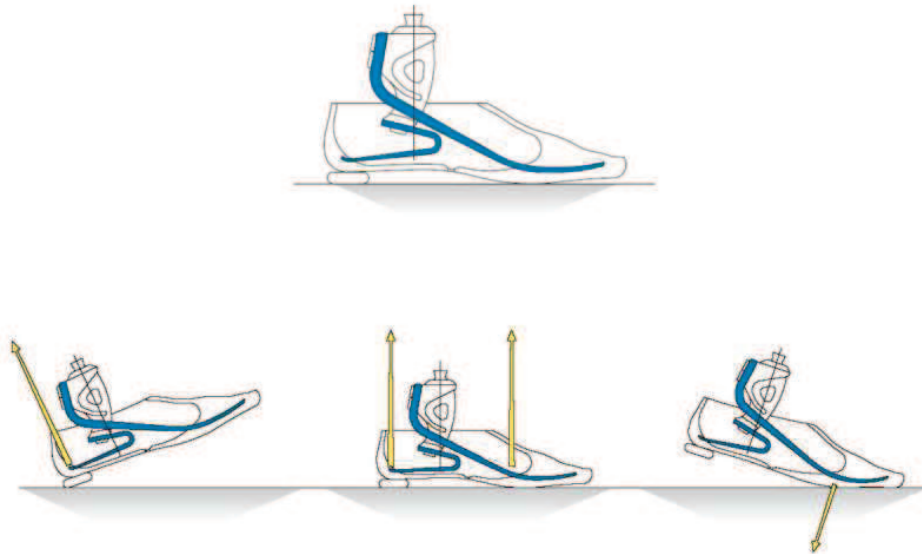


Fig.1.19. Principiul de funcționare al protezei Elite Foot

### 1.2.2. Proteze cu reglarea unghiului dintre talpă și tijă

Aliniamentul corect dintre tija protezei și proteză este necesar pentru ca deplasarea pacientului să fie apropiată de cea a unei persoane fără dizabilități. În prezent, acest aliniament este stabilit de către tehnician, în funcție de indicațiile pacientului. Reglajul este făcut prin montarea a patru elemente de tip șurub într-un element conector atașat protezei (figura 1.20) [135].



Fig.1.20. Adaptoare pentru contactul dintre proteză și tijă

Majoritatea modelelor actuale de proteze sunt concepute pentru a permite utilizarea unor pantofi cu talpă de grosime standard, de 1cm. Acest lucru este un mare dezavantaj pentru utilizatorii ai căror pantofi nu se încadrează în această categorie. În general, pentru sporirea confortului, pacienții optează pentru introducerea de material sub călcâiul protezei, în scopul restabilirii aliniamentului corect. Alternativa la această metodă este apelarea la tehnician și refacerea aliniamentului conform cu dimensiunile tocului pantofului.

Studiile au arătat că o diferență mică de înălțime poate duce la disconfort și la oboseală sporită. Această diferență duce la o deformare a tălpii dispozitivului, diferită de cea calculată inițial de producătorul protezei (figura 1.21) [80].

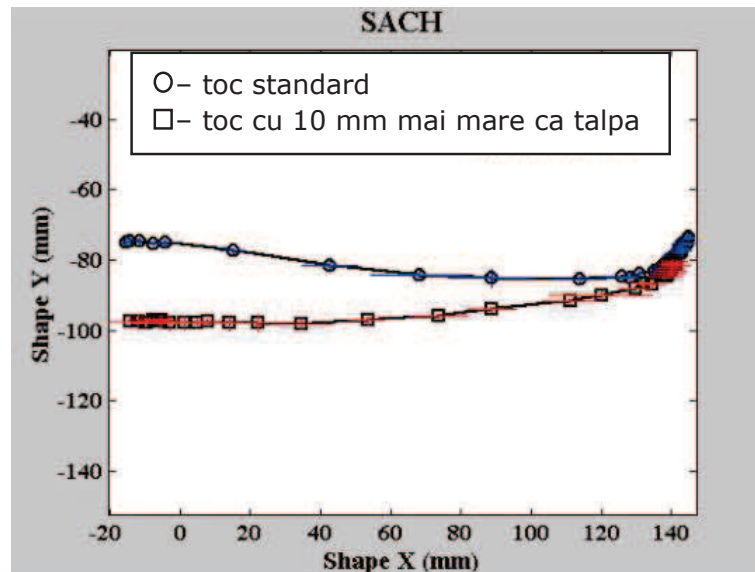


Fig.1.21. Forma de rulare pentru o proteză de tip SACH, pentru două dimensiuni diferite ale tocului

Datorită acestor neajunsuri ale modelelor uzuale, s-a încercat conceperea unor soluții constructive care să permită reglarea unghiului dintre tijă și proteză în mod direct, cu ajutorul unui mecanism adecvat [76], [108].

### 1.2.2.1. Gleznă ajustabilă pentru un picior artificial

Proteza este un model simplu ce permite reglarea în funcție de dimensiunea tocului. Aceasta a fost concepută în anii '60 în încercarea de a imita piciorul uman. Materialul principal folosit este lemnul. Proteza este articulată la nivelul vârfului piciorului, respectiv la nivelul gleznei (figura 1.22) [151]. Primele modele de proteze pentru picior uman au fost concepute cu posibilitatea deplasării controlate a vârfului protezei, cu ajutorul unei articulații de tip balama, acestea fiind mai puțin robuste decât variantele ulterioare cu talpă flexibilă.

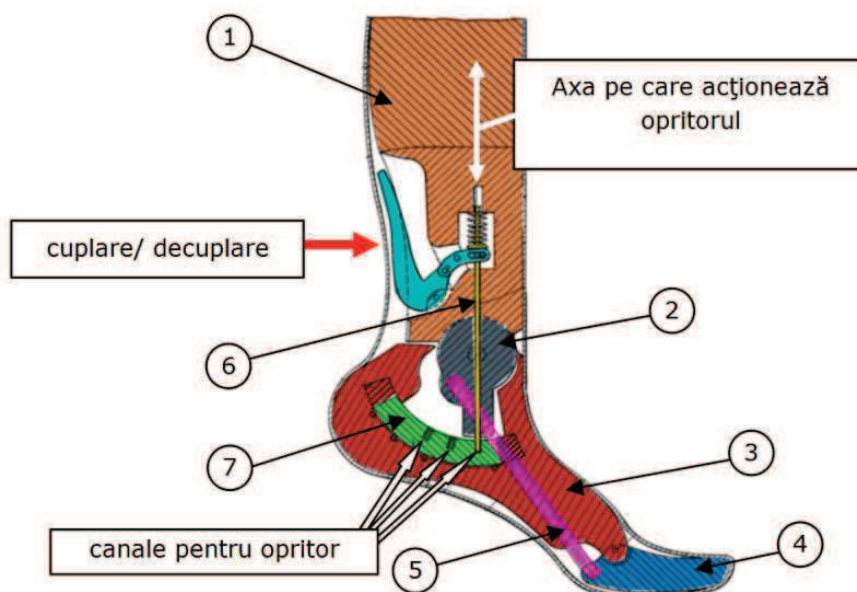


Fig.1.22. Gleznă ajustabilă pentru un picior artificial

Proteza este formată dintr-o piesă atașată de cupa protezei, corespunzătoare tibiei (1), de care este montată o piesă corespunzătoare gleznei (2). Talpa protezei (3) este articulată de piesa „gleznă” printr-o cuplă de rotație ce permite mișcarea de flexie – extensie. Vârful protezei (4) este articulată cu talpa protezei și cu piesa „gleznă” prin intermediul unei piese conectoare (5). Reglarea se face prin introducerea opritorului (6) în canalele din piesa mobilă (7). Piesa mobilă este amplasată într-un canal sub formă de arc de cerc din interiorul tălpii protezei. O manetă (8) pentru decuplarea mecanismului este amplasată în zona dorsală a piesei „tobie”. Prin acționarea manetei, opritorul este ridicat, iar dispozitivul este lăsat liber pentru a fi ajustat la înălțimea dorită de utilizator.

Acest model simplu de proteză are dezavantajul reglării doar la dimensiuni prestabilite, în funcție de numărul canalelor în care poate fi introdus opritorul. Se poate opta pentru personalizarea protezei în funcție de dimensiunea tocurilor pantofilor pacientului, dar trebuie ținut cont de rezistența materialelor folosite în construcția piesei mobile. Confortul pacientului poate să scadă odată cu uzura tocului pantofului pentru care a fost dimensionat modelul, fiind necesară readucerea pantofului la dimensiunile inițiale. Avantajele modelului sunt legate de simplitatea utilizării și de costurile reduse pentru un astfel de dispozitiv, dată fiind utilizarea lemnului ca material de bază și a numărului pieselor metalice relativ redus. O posibilă îmbunătățire ar fi adăugarea unei piese pentru absorbția șocurilor la nivelul călcâiului, similar cu modelul SACH.

### **1.2.2.2. Proteză cu unghi reglabil, care permite inversarea tije**

Acest model este conceput pentru a permite reglarea sa în funcție de intensitatea activității ce urmează a fi efectuată. Este posibilă reglarea pentru mers, respectiv activități solicitante (alergat, sărituri). Proteza permite inclusiv reglarea unghiului dintre talpă și tijă, în funcție de dimensiunea tocului pantofului utilizat. Proteza este formată dintr-o tijă principală (1), pe care sunt delimitate trei porțiuni: superioară, mediană și inferioară (figura 1.23) [57]. Porțiunea superioară este similară cu tijele standard întâlnite la alte modele și are formă cilindrică. Porțiunea de mijloc este de formă concavă, în aliniamentul pentru mers, respectiv convexă, în cazul aliniamentului pentru alergat. Proteza oferă posibilitatea inversării tije cu 180° pentru a accentua sau inhiba flexia. Partea inferioară a tije principale este de formă cilindrică și are axa longitudinală perpendiculară pe axa longitudinală a porțiunii superioare. Porțiunea inferioară a tije principale este corespunzătoare articulației gleznei. Talpa protezei (2) are o zonă dorsală inferioară, corespunzătoare călcâiului, respectiv o zonă de montare, la nivelul gleznei, și o porțiune frontală inferioară, corespunzătoare falangelor. Pentru a asigura fixarea tije de talpă, proteza are porțiuni dințate pe partea cilindrică corespunzătoare gleznei, atât pe talpa protezei, cât și pe tija principală.

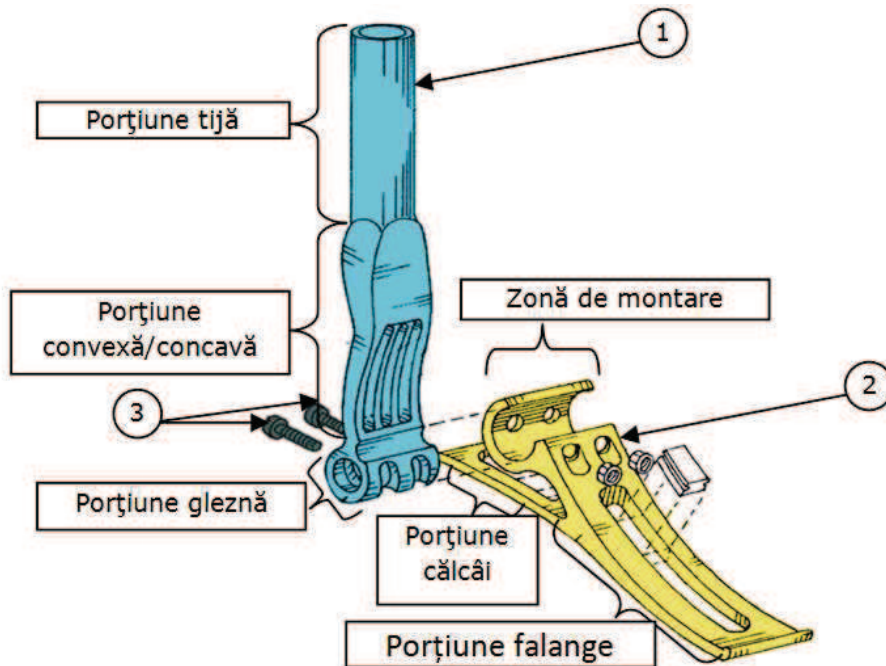


Fig.1.23. Proteză cu unghi reglabil, care permite inversarea tije

Deși acest model permite reglarea unghiului în funcție de dimensiunea tocului, reglajul se face într-un mod complicat și implică scoaterea ansamblului din carcasa estetică. Metoda de reglare este deci incomodă pentru utilizator. Geometria complexă a pieselor protezei necesită metode de prelucrare costisitoare în procesul de producție. Posibilitatea reglării unghiului dintre proteză și tijă este principalul avantaj al acestui model.

### 1.2.2.3. Proteza Runway

Proteza „Runway” (figura 1.24) [155] este un model robust care permite modificarea aliniamentului dintre proteză și tijă, produs de firma Freedom Inovations. Aceasta este prevăzută cu un adaptor pentru tijă (1). Adaptorul prezintă un canal cu profil convex. Prin canalul longitudinal al adaptorului este introdusă piesa mobilă (2). Piesa mobilă are formă de trapez isoscel cu baza mare pe talpa protezei (3). Piesa mobilă prezintă un canal în care este introdus bolțul mobil (4). Pe suprafața inferioară a piesei mobile se află două piciorușe pentru fixarea tălpii. Pe suprafața canalului dreptunghiular se observă decupaje echidistante în formă de arc de cerc. În partea laterală a adaptorului se află un canal în care se montează bolțul mobil care ajută la rigidizarea ansamblului. Sub talpa protezei se află poziționată lamela călcâi (5).

Bolțul mobil are trei porțiuni cu diametre diferite. Prima porțiune are diametrul egal cu dimensiunea canalelor din piesa mobilă și este utilizată pentru rigidizarea ansamblului. Cea de-a doua porțiune are diametru mai mic și permite mișcarea liberă a piesei mobile atunci când este apăsat butonul din partea laterală a bolțului mobil. Cea de-a treia porțiune a bolțului mobil are diametru mai mare decât prima porțiune și are rol de a limita cursa bolțului mobil în canalul lateral al adaptorului pentru tijă. Reglarea unghiului dintre proteză și tijă se face prin apăsarea butonului din partea laterală a bolțului mobil; bolțul mobil se deplasează și eliberează piesa mobilă. Se poate opta pentru decuplarea manuală a bolțului mobil sau se poate utiliza un motor montat pe piesa mobilă.

În cazul utilizării motorului este necesară schimbarea structurii protezei (figura 1.25) [155] după cum urmează: motorul (6) se montează în partea frontală inferioară a piesei mobile și este alimentat cu ajutorul unei baterii (7). Motorul acționează o tijă cilindrică filetată ce trece printr-un orificiu longitudinal al piesei mobile. Schimbarea poziției relative dintre adaptor și talpa protezei se face prin rotirea tijei cilindrice filetate acționată de motor și rotirea tijei cilindrice filetate laterală (8) atașată adaptorului. Se pot utiliza senzori (9) pentru determinare poziției relative dintre adaptorul pentru tijă și piesa mobilă. Dacă se utilizează senzori, aceștia vor fi amplasați pe partea frontală a adaptorului pentru tijă și pe partea frontală a piesei mobile. Un dispozitiv ce permite controlul motorului în funcție de informația primită de la senzori va fi montat în apropierea poziției bateriei.

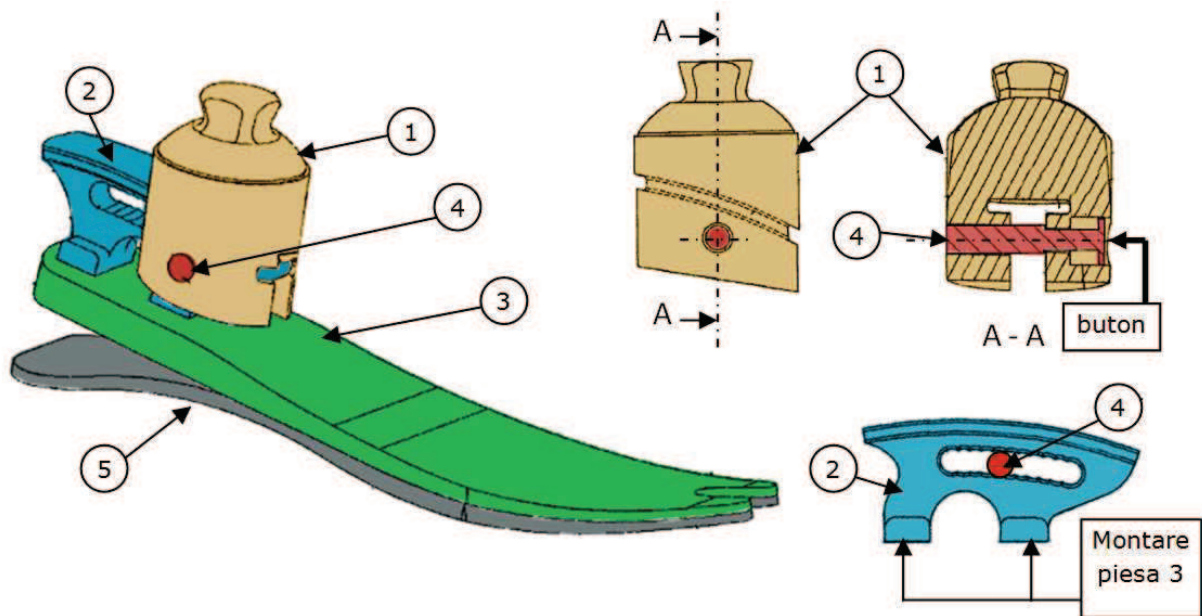


Fig.1.24. Proteză cu gleznă reglabilă

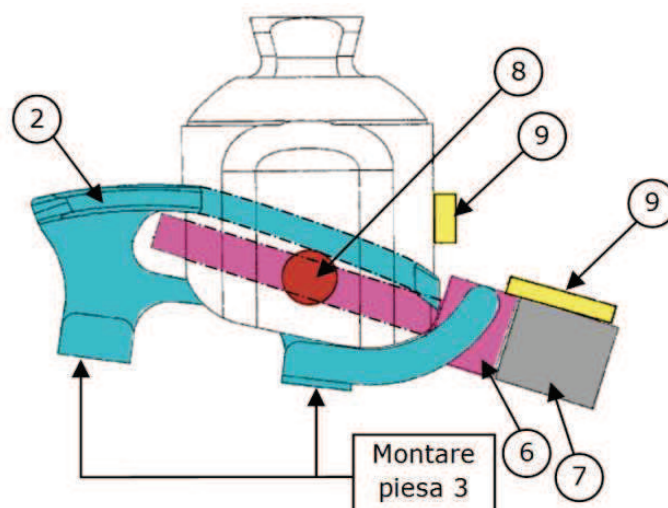


Fig.1.25. Mecanismul de reglare cu acționare electrică

Această proteză prezintă avantajul de a putea fi adaptată la orice tip de talpă din comerț. Contactul pe suprafețe mari dintre piesele active conferă robustețe sporită acestui model și mărește rezistența sa la șocuri. Prezența componentelor electrice îmbunătățește funcționalitatea modelului, dar implică amplasarea unei

surse de curent pe dispozitiv. Prezența actuatorului și a sursei de curent duce la creșterea masei ansamblului și, deci, la reducerea perioadei pentru care este posibilă utilizarea protezei, dar mărește confortul pacientului din punct de vedere al reglării unghiului dintre tija și proteză.

#### 1.2.2.4. Proteza Elation

„Elation” (figura 1.26) [132] este un model, bazat pe designul protezei „Ossur Flex Foot”, ce permite reglarea unghiului dintre talpă și tija. Acest model este o soluție viabilă dacă utilizatorul dorește schimbarea pantofilor pe parcursul zilei. Proteza permite obținerea unui aliniament corect cu tija prin apăsarea pe un buton destinat acestui scop [132]. Reglajul se poate face pentru tocuri cu înălțime între 0 cm și 5 cm, un interval suficient pentru a permite purtarea unui număr mare de pantofi diferiți. Proteza poate fi reglată pentru deplasarea pe pante ascendente sau descendente într-un mod similar cu ajustarea gleznei pentru diferite dimensiuni ale tocului. Dispozitivul prezintă un decupaj, aferent spațiului dintre degetul mare și falange, care permite inclusiv purtarea sandalelor.

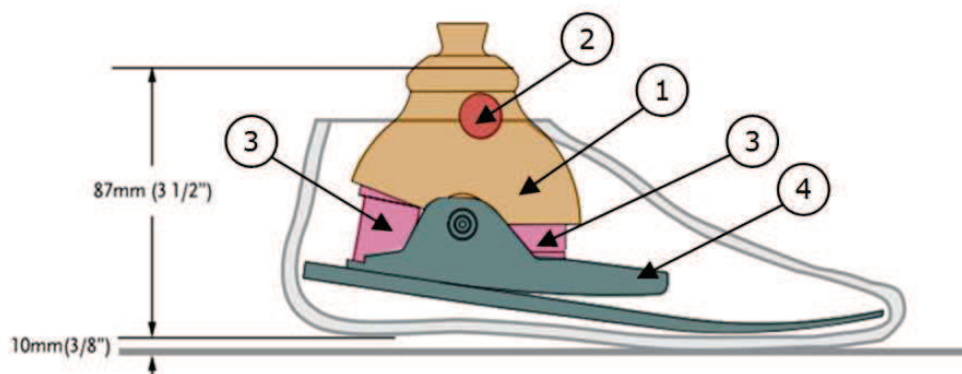


Fig.1.26.Elation

Mecanismul de reglare (1) este montat în partea superioară a protezei. Acesta este prevăzut cu două butoane (2) poziționate simetric, pe părțile laterale. Carcasa mecanismului de reglare prezintă un adaptor standard pentru tija protezei. Sub mecanismul de reglare se găsesc două elemente elastice (3) pentru atenuarea șocului (unul situat frontal, celălalt situat dorsal). Talpa protezei (4) este articulată cu mecanismul de reglare și este în contact cu elementele elastice pentru atenuarea șocului. Greutatea maximă admisă a pacientului pentru acest tip de proteză este 100kg. Proteza permite doar efectuarea de activități de intensitate moderată. Modelul nu este conceput pentru susținerea unor șocuri puternice.

#### 1.2.2.5. Proteză articulată reglabilă în funcție de înălțimea călcâiului

Proteza (figura 1.27) [47] permite reglarea înălțimii, în funcție de distanța dintre călcâi și sol. Modelul are o carcasă (1) de care este articulată adaptorul pentru tija protezei (2). Bolțul (3) asigură fixarea carcasei de adaptor. Un limitator de cursă (4) este articulată de adaptorul pentru tija protezei, și este blocat printr-un mecanism de blocare (5) montat în canalul circular dorsal al carcasei. Talpa protezei (6) este

fixată de carcasă cu ajutorul a două șuruburi. Ansamblul permite reglarea unghiului dintre axa longitudinală a tijei protezei și talpa protezei. Reglajul este posibil atunci când limitatorul de cursă este deblocat. Pacientul poate modifica manual poziția relativă dintre talpă și tijă prin mișcarea tălpii protezei. Blocarea limitatorului de cursă se face după obținerea aliniamentului dorit. Proteza este prevăzută cu două elemente elastice pentru atenuarea șocurilor datorate contactului cu solul (7). Un element elastic este poziționat sub talpa protezei, în zona călcâiului, iar cel de-al doilea este poziționat între carcasa protezei și talpă.

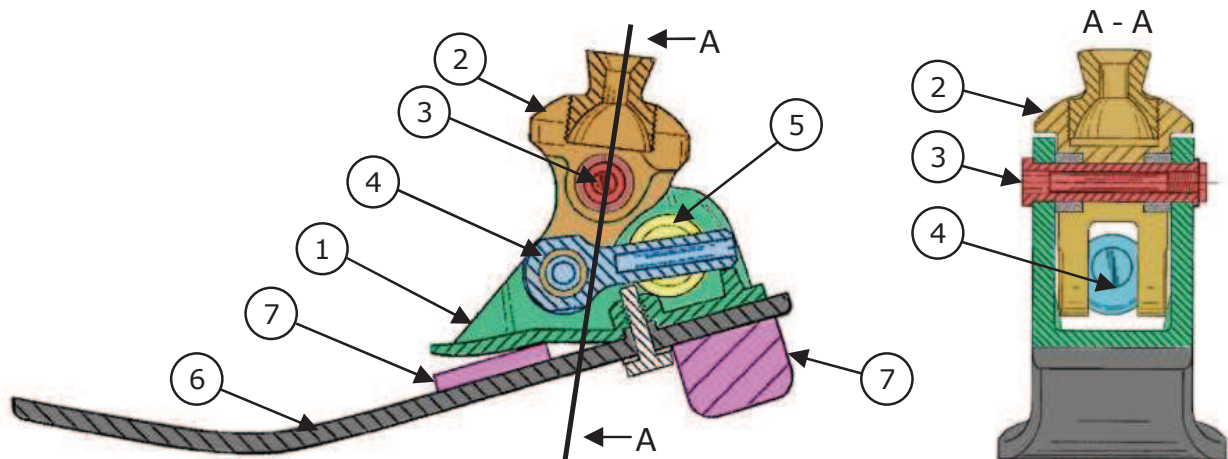


Fig.1.27. Proteză reglabilă în funcție de înălțimea călcâiului

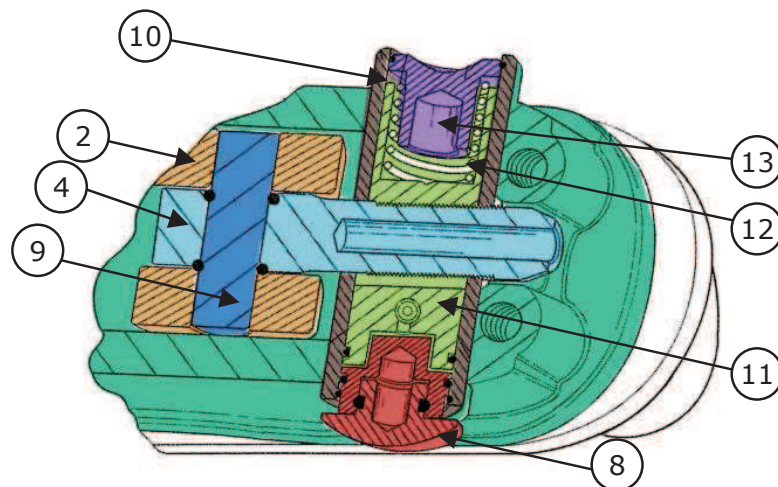


Fig.1.28. Mecanismul folosit pentru blocarea limitatorului de cursă

Mecanismul de blocare (figura 1.28) [47] este acționat prin apăsarea unui buton (8) situat pe partea laterală exterioară a protezei. Limitatorul de cursă este articulat de adaptorul pentru proteză cu ajutorul bolțului (9). Pe suprafața cilindrică a limitatorului de cursă se găsesc canale echidistante care facilitează blocarea acestei părți. Mecanismul de blocare este încapsulat într-o carcasă cilindrică (10) montată în orificiul dorsal al carcasei protezei. În interiorul carcasei mecanismului de blocare se găsește piesa mobilă (11). Piesa mobilă prezintă canale echidistante pe suprafața interioară ce intră în contact cu limitatorul de cursă. La una din cele două extremități ale piesei mobile se montează un arc elicoidal (12). Arcul este tensionat cu ajutorul capacului de strângere (13), care se montează în carcasa mecanismului de blocare. Deblocarea se face prin apăsarea butonului montat în extremitatea opusă a carcasei mecanismului de blocare; arcul este comprimat și se permite astfel mișcarea liberă a articulațiilor protezei.



Acest tip de proteză oferă o stabilitate bună pe sol, indiferent de unghiul ales pentru gleznă. De asemenea, costurile sunt scăzute, comparativ cu modele cu acționare electrică ce necesită acumulatori. Soluția duce la o greutate scăzută a ansamblului, aspect benefic pentru pacient. Absorbția șocurilor este adecvată solicitărilor întâlnite în timpul mersului. Modelul nu a fost conceput pentru activități intense, cum ar fi săriturile sau alergatul. Dacă proteza este utilizată necorespunzător există posibilitatea deteriorării elementelor mecanice ce asigură reglarea unghiului. Geometria complexă a pieselor protezei necesită procedee de prelucrare avansate în procesul de producție.

### 1.2.2.6. Proteza Proprio Foot

Acest model avansat a fost conceput de firma Otto Bock în încercarea de a copia un picior uman sănătos. Proteza folosește senzori pentru determinarea poziției relative dintre talpă și tija protezei. Motoarele montate pe model asigură obținerea unui aliniament adecvat la contactul cu solul. Mecanismul ce permite reglarea dispozitivului în funcție de unghiul de contact cu solul a fost conceput pentru a putea fi utilizat și în cazul unei orteze (pentru orteză, acesta este amplasat pe exteriorul piciorului).

Mecanismul de reglare al protezei este format din trei piese (figura 1.29) [88]. Piesa frontală (1) a mecanismului de reglare este articulată în zona inferioară cu piesa inferioară (2) și articulată în zona superioară dorsală cu motorul (3). Talpa protezei (4) este fabricată din fibră de carbon și montată sub piesa inferioară a mecanismului de reglare al unghiului protezei. Arcul elicoidal telescopic (5) asigură atenuarea șocurilor, transmise cupei protezei în urma unui impact cu solul. Motorul poate să micșoreze sau să mărească distanța dintre talpă și adaptorul pentru tijă și permite schimbarea unghiului dintre talpa protezei și tija protezei.

Un sistem de senzori de poziție permite determinarea aliniamentului dintre proteză și sol. Sistemul electronic de control, amplasat pe piesa frontală, determină poziția dintre tijă și proteză și transmite comenzi motorului pentru a adapta ansamblul la sol.

Principalele avantaje ale acestei proteze sunt legate de transmiterea datelor de la senzori și procesarea acestora în timp real cu ajutorul componentelor electronice dedicate. Procesarea în timp real permite adaptarea rapidă a dispozitivului pentru urcatul pe o rampă, pantofi cu tocuri de diferite dimensiuni sau solicitări mari în cazul alergatului sau săriturilor.

Dezavantajele dispozitivului sunt greutatea crescută (comparativ cu alte modele) și necesitatea reîncărcării acumulatorului. Costul unui asemenea dispozitiv este ridicat, datorită materialelor speciale folosite în construcția sa.

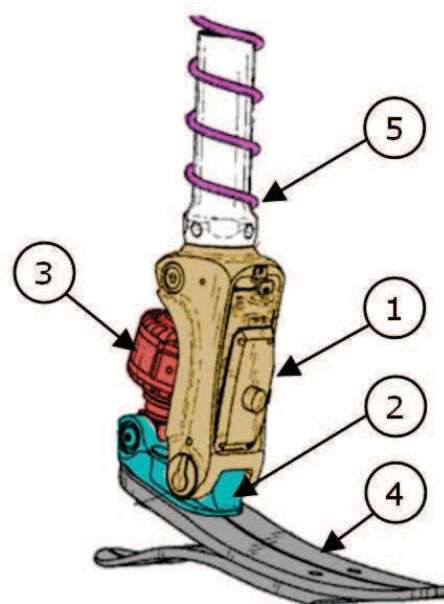


Fig.1.29. Proprio Foot

### 1.3. Sisteme cu controlul protezei prin curenți mioelectrici

Protezele pentru membrul inferior nu permit, în general, controlul poziției tălpii protezei în timp real. Protezele clasice se bazează pe elemente elastice care se deformează în funcție de greutatea corporală aplicată și de forțele dezvoltate de mușchii atașați membrului rezidual. În ultimii ani, s-a cercetat posibilitatea îmbunătățirii controlului pacientului asupra protezei, prin utilizarea semnalului electric generat de mușchii atașați membrului rezidual. Electromiografia are potențialul de a permite cel puțin selecția modului de lucru al protezei. În acest sens au fost concepute soluții care să permită adaptarea în timp real a protezei la denivelările prezente pe suprafața solului. În general, tendința este de a selecta moduri de lucru ale protezei, cu ajutorul semnalului muscular a unor moduri de lucru, adecvate pentru urcatul pe scări, deplasarea pe suprafețe înclinate sau pentru coborârea treptelor [11].

Electromiografia este procedeul de măsurare a semnalului mioelectric, prin amplasarea unor electrozi pe suprafața pielii sau direct în masa mușchilor (figura 1.30). Amplitudinea semnalului crește în funcție de forța musculară generată [32], [58], [163], [167]. Este, deci, posibilă clasificarea modurilor de locomoție pentru pacient. Forța generată de mușchi este controlată de creier, prin neuroni. Neuronii transmit un semnal prin axonii lor, după care semnalul este transmis către fibra musculară unde are loc contracția. Analiza de acest tip este folosită în studierea mersului uman și permite studierea activității musculare.

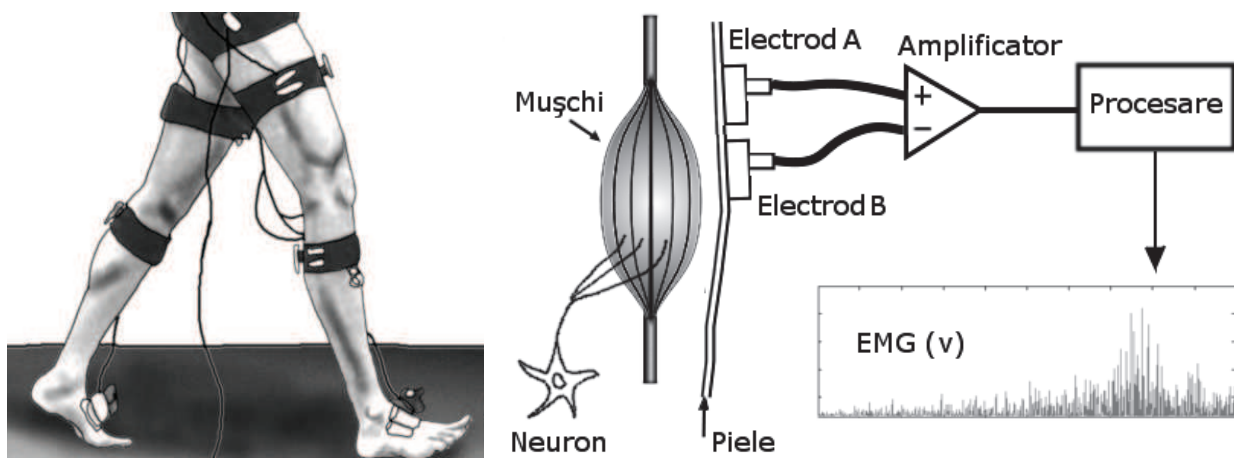


Fig.1.30 Atașarea electrozilor pe suprafața corpului pentru electromiografie

O strategie pentru utilizarea electromiografiei a fost studiată de Huang He et al. [86] pe baza unui eșantion de opt subiecți fără dizabilități și doi subiecți cu amputație de coapsă. Rezultatele au demonstrat posibilitatea clasificării semnalelor pentru cele șapte moduri de deplasare investigate.

#### 1.3.1. Proteză cu acționare electrică pentru mersul pe suprafețe plane și trepte

Modelul ține cont de biomecanica gleznei umane și este capabil să genereze surplus de energie pe durata contactului dintre proteză și sol (durata de sprijin pe

picior). Proteza este capabilă să genereze o forță suficientă pentru propulsia corpului în faza desprinderii de pe sol.

Proteza (figura 1.31) [11] are un motor (1) folosit pentru tensionarea arcului montat (2) în serie cu motorul. Un sistem de transmisie (3) face legătura dintre arc și motor. Un al doilea arc (4) este montat în paralel cu arcul 2. Talpa din fibră de carbon (5) este conectată la arcul montat în serie cu motorul și articulată cu carcasa protezei (6).

Motorul este acționat de un sistem de control electronic care primește comenzi de la o unitate externă (figura 1.32) [11]. Senzori, de tipul celor utilizați în electromiografie, au fost amplasați pe exteriorul membrului inferior rezidual al pacientului, în scopul de a înregistra activitatea musculară. Activitatea musculară a fost preluată pentru mușchiul Gastrocnemius al pacientului, respectiv mușchiul Tibialis anterior.

Au fost concepuți algoritmi pentru coborâtul scării și pentru mersul pe suprafață plană. Proteza a fost controlată în timp real folosind semnalul electric generat de mușchi.

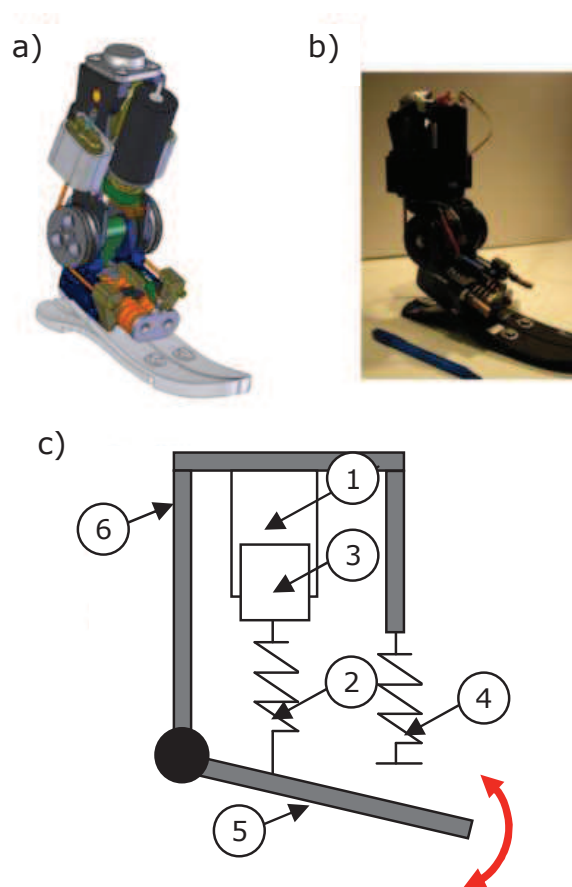


Fig.1.31 a) Modelul CAD al protezei. b) Soluția constructivă. c) Reprezentare schematică.

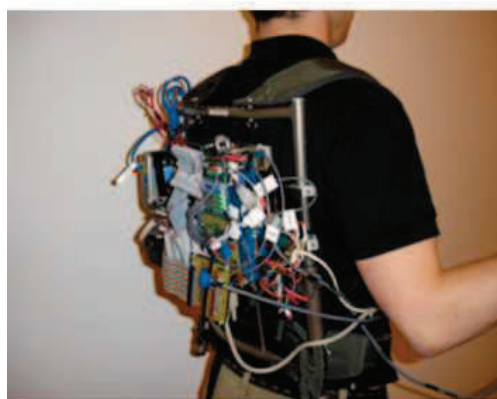


Fig.1.32. Sistemul de control

Spre deosebire de sistemele pur mecanice clasice, bazate pe deformare elastică, acest model s-a dovedit mai eficient în copierea mișcării naturale, caracteristică unei persoane fără dizabilități, în cazul deplasării pe suprafețe plane. Coborâtul scării a necesitat un efort redus din partea pacientului cu amputație. Reducerea efortului s-a datorat generării de energie suplimentară de către proteză, cât și a reducerii șocului la contactul cu solul. Un alt avantaj al modelului este răspunsul relativ rapid datorat controlului direct al utilizatorului prin semnalul generat de mușchi. Dezavantajele acestui model sunt legate de cost și de necesitatea utilizării unității de control externe, aspecte care urmează a fi îmbunătățite, dispozitivul fiind în stadiul de prototip.

În concluzie, dacă se preia semnalul electric generat de mușchi pe durata deplasării, este posibilă cel puțin adaptarea protezei la terenul pe care se deplasează pacientul. Proteza ideală ar fi un model cu greutate scăzută, conceput pentru a înmagazina cât mai multă energie, și care să permită, cu ajutorul motoarelor, generarea unui surplus energetic necesar pentru deplasarea în condiții solicitante.

## 1.4. Concluzii. Obiectivele tezei

După studierea modelelor de proteze transtibiale existente, s-a observat că majoritatea modelelor tind să utilizeze soluții din ce în ce mai complexe, atât din punct de vedere al construcției, cât și al funcționalității. Raportând aceste tendințe la nevoile pacienților se poate trage concluzia că modelele complexe nu oferă avantaje vizibile, comparativ cu modelele mai simple, dar funcționale. Performanțele protezelor depind și de felul în care acestea se deformează pe durata contactului cu solul, mai exact, de forma de rulare (traectoria descrisă de coordonatele centrului de presiune, exprimată în sistemul de coordonate global) [79], [43], [77]. Modelul ideal de proteză trebuie conceput în vederea reducerii efortului depus de pacient pentru deplasare și trebuie să se deformeze cât mai apropiat de piciorul intact, pentru a avea o formă de rulare similară [81], [157]. Este un fapt cunoscut că mușchii coapsei sunt principalul „motor” ce asigură deplasarea în cazul pacienților cu amputație transtibială [156]. Principalii factori ce limitează durata de utilizare a unei proteze de transtibiale sunt: oboseala, disconfortul și durerile cronice [44], [62]. Un factor important, în ceea ce privește studiul pacienților cu amputație transtibială, este strategia compensatorie, utilizată de corp, pentru a permite deplasarea în lipsa mușchilor ce asigură flexia plantară. Strategia compensatorie a fost obiectul de studiu al cercetătorilor din domeniu și este bine documentată în literatura de specialitate [156], [29], [159], [165], [164].

În teza de față s-a urmărit studierea beneficiarului acestor proteze – omul – și a metodelor prin care se poate reduce disconfortul acestuia. **Criteriul ales** pentru creșterea performanțelor protezelor transtibiale a fost **reducerea oboselei pacientului**. Oboseala este cuantificată prin energia consumată și activitatea musculară (pentru oboseală redusă, energia consumată trebuie să fie scăzută, iar activitatea musculară trebuie să fie distribuită uniform între mușchii din sistem). Ținându-se cont de tendințele din domeniu, acest criteriu poate fi considerat cel mai important atunci când se evaluează performanțele unei proteze.

Prezenta cercetare se încadrează conform Planului Național de Cercetare, Dezvoltare și Inovare, 2007-2013, PII în:

- a) În axa prioritară 7.3 – Tehnologii și produse mecanice de înaltă precizie și sisteme mecatronice. Subdomeniul 8 – Echipamente de protezare organică și aparatură medicală de investigare, diagnoză și monitorizare computerizată.
- b) În axa prioritară 7.3 – Sănătate. Subdomeniul 1- Dezvoltarea cunoașterii sistemelor biologice integrative ale ființei umane

Ținându-se cont de aspectele discutate, obiectivele tezei au fost stabilite după cum urmează:

- **Obiectivul principal** - conceperea unui model care să permită determinarea activității musculaturii membrului rezidual și să permită studierea efectului utilizării protezelor asupra membrului rezidual. Atingerea acestui obiectiv implică studiul unor persoane fără dizabilități (în primă fază) și dezvoltarea unui model echivalent anatomiei persoanelor cu amputație

transtibială. Scopul final fiind obținerea unui model care să utilizeze strategia compensatorie descrisă în literatura de specialitate (fără a impune restricții stricte asupra activității musculaturii acestuia).

- Studiarea mișcărilor corespunzătoare unor activități uzuale ale pacienților. Atingerea acestui obiectiv implică studiul activității musculare și a forțelor interioare ce acționează asupra modelului conceput. S-au avut în vedere lucrul în poziție verticală, lucrul din șezut, utilizarea unor pantofi cu tocuri de diferite înălțimi și mersul biped.
- Studiarea formelor elementelor active ale protezelor și efectul utilizării acestora asupra activității musculare. Atingerea acestui obiectiv implică dimensionarea unor arcuri pentru proteze, studiul comportamentului arcurilor pe durata contactului dintre proteze și sol și evaluarea consumului de energie la nivelul musculaturii membrului rezidual, în cazul utilizării acestora (prin simulare musculo-scheletală).
- Determinarea cauzelor ce duc la oboseala pacienților și studiarea metodelor prin care aceasta poate fi redusă. Atingerea acestui obiectiv implică studiul factorilor ce duc la creșterea activității musculare la nivelul membrului rezidual.
- Determinarea caracteristicilor unei proteze care să permită reducerea efortului depus de pacient pentru deplasare. Atingerea acestui obiectiv implică utilizarea datelor obținute și a modelelor concepute în scopul alegerii unei forme constructive pentru care efortul depus (funcție de activitatea musculară) este minim.

## 2. MODELE PENTRU ANSAMBLUL PELVIS- PICIOARE

### 2.1. Elemente de teorie

Pentru a putea înțelege factorii care contribuie la deplasarea bipedă a corpului uman este mai întâi necesară modelarea și simularea cinematică și dinamică a ansamblului pelvis-picioare. Determinarea poziției corpului uman se poate face fie cu ajutorul unui model cinematic direct, fie cu ajutorul unui model cinematic invers. În cazul utilizării modelului cinematic direct este necesară cunoașterea coordonatelor articulațiilor pe durata deplasării. Scopul utilizării modelului cinematic direct este determinarea pozițiilor efectorului final (laba piciorului). Dacă se utilizează modelul cinematic direct se cunosc rotațiile la nivelul articulațiilor și se obțin pozițiile succesive ale elementelor lanțului cinematic. Dacă este utilizat modelul cinematic invers, se pornește de la o poziție cunoscută a efectorului final, și este necesară determinarea rotațiilor din articulații ce duc la poziționarea dorită a efectorului final.

Alegerea metodei depinde de datele de intrare utilizate pentru reconstrucția virtuală a mișcării observate. Un model cinematic direct este util atunci când se lucrează cu poziții bine determinate ale lanțului cinematic. Modelul cinematic invers este util atunci când se rezolvă o problemă de echilibru pentru ansamblul pelvis-picioare. Datorită faptului că în studiul mersului uman este mult mai utilă studierea datelor obținute în urma observării mersului unor subiecți reali, se va utiliza cinematica directă.

Prima problemă este alegerea unui sistem de referință în funcție de care se va poziționa modelul. În general, se alege centrul geometric al pelvisului ca origine a sistemului de referință, acesta fiind un os rigid, greu deformabil. Poziția centrului pelvisului este, prin urmare, ușor de determinat prin măsurarea lățimii și lungimii bazinului. Este, de asemenea, necesar să se stabilească planele în care vor fi situate axele sistemului de referință. Uzual, acestea se definesc în poziția ortostatică a corpului, având ca punct de intersecție comun centrul pelvisului (figura 2.1) [59]. Planele sistemului de referință sunt următoarele:

- *Planul sagital* împarte corpul uman în părțile stângă și dreaptă și este poziționat pe direcția antero-posterioară a acestuia.
- *Planul transversal* sau *orizontal* împarte corpul pe direcție orizontală.
- *Planul frontal* sau *coronal* este situat perpendicular pe planele transversal și sagital și împarte corpul în părțile anterioară și posterioară.

Dreptele de intersecție ale planelor vor fi, deci, axele sistemului de referință considerat și sunt denumite după cum urmează:

- axa *antero-posterioară* sau *sagitală* la intersecția planelor sagital și transversal
- axa *longitudinală* sau *verticală* la intersecția planelor sagital și frontal
- axa *latero-medială* sau *frontală* la intersecția planelor transversal și frontal

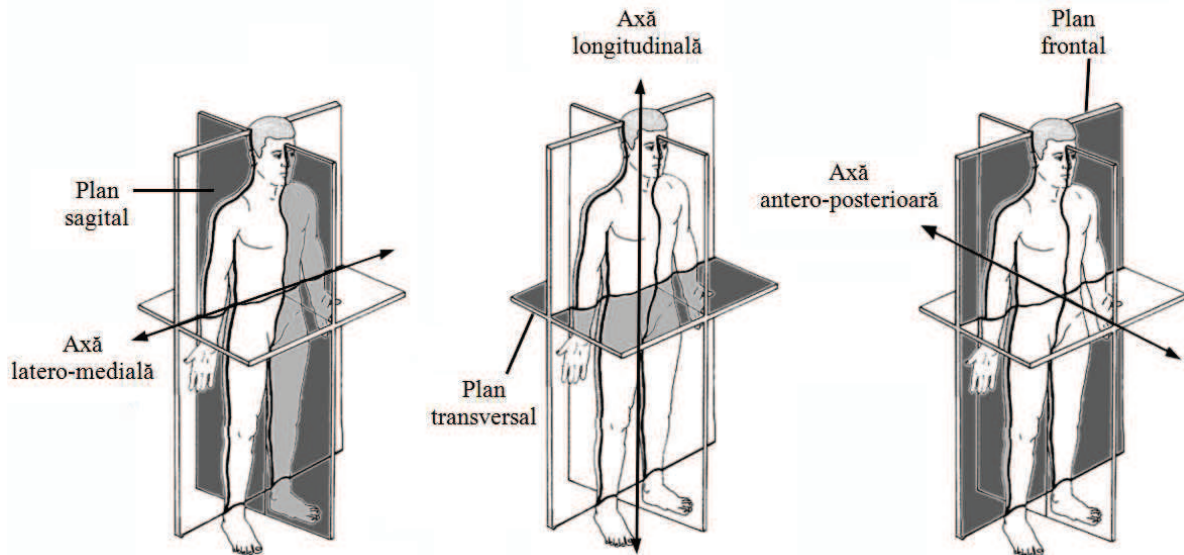


Fig.2.1. Planele de referință atașate corpului uman în poziția anatomică standard

Ținând cont de faptul că ansamblul pelvis-picioare este controlat de o unitate centrală (creierul uman), iar comenzile primite sunt transmise prin terminațiile nervoase, de la unitatea centrală la efector (mușchii atașați oaselor picioarelor), se poate spune că ansamblul pelvis-picioare este asemănător unui robot. De aceea, pentru modelarea deplasării corpului uman se poate utiliza o soluție aproximativă, considerând că articulațiile sunt cuple ideale, de rotație sau translație. În acest caz, oasele sunt considerate corpuri perfect rigide [60].

Pentru a descrie poziția unui solid  $S$  într-un sistem de referință  $R$  se pot utiliza parametrii  $\theta$ ,  $\varphi$ ,  $\Psi$ , numiți și *unghiurile lui Euler*. Aceste unghiuri sunt folosite pentru a reprezenta orientarea oricărui sistem de coordonate atașat unui solid față de un sistem de referință (și au fost folosite pentru a descrie mișcarea lanțului cinematic în modelare). Se notează sistemul de referință fix  $Oxyz$  și cel atașat corpului  $Ox''y''z''$ . Dreapta obținută prin intersecția planelor  $Oxy$  și  $Ox''y''$  este numită *linia nodurilor* și are proprietatea de a fi perpendiculară pe axele  $Oz$  și  $Oz''$  (figura 2.2).

Astfel, se pot defini *unghiurile lui Euler* după cum urmează:

- $\varphi$  este unghiul dintre axa  $Ox$  și linia nodurilor. Acesta este întâlnit în literatură sub denumirea de *unghi de rotație proprie*.
- $\theta$  este unghiul dintre axa  $Oz$  și axa  $Oz''$ . Acesta este întâlnit în literatură sub denumirea de *unghi de nutație*.
- $\Psi$  este unghiul dintre linia nodurilor și axa  $Ox''$ . Acesta este întâlnit în literatură sub denumirea de *unghi de precesie*.

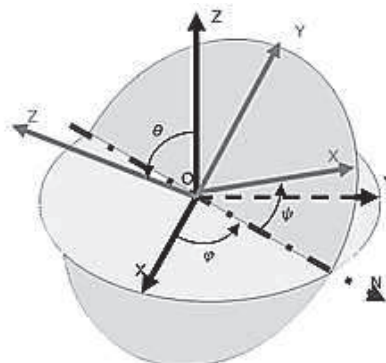


Fig.2.2. Unghiurile lui Euler

Un punct oarecare al corpului rigid, situat spre exemplu pe axa  $Ox$  la momentul inițial  $t_0$  a cărui poziție este dată la momentul  $t_1$  pe axa  $Ox''$  a sistemului atașat  $Ox''y''z''$  poate fi regăsit prin aplicarea a *trei rotații succesive în sens trigonometric* [131].

Dacă se consideră că ansamblul pelvis-picioare este un sistem asemănător cu un lanț cinematic, se poate spune că folosirea unei convenții din robotică este adecvată modelării dorite. Alegerea unei convenții permite modelarea într-o manieră sistematică ce oferă avantajul unui calcul automat. În ceea ce privește modelarea corpului uman, convenția **Denavit-Hartenberg** este cea mai folosită, ea oferind soluții bune în cazul roboților seriali cu lanț cinematic deschis.

Convenția a fost introdusă de Jaques Denavit și Richard S. Hartenberg și implică faptul că fiecare transformare omogenă este reprezentată de patru transformări de bază. Normala comună dintre două drepte este conceptul de bază care a permis o reprezentare minimală [52]. Elaborarea modelului geometric, pe baza convenției presupune parcurgerea următoarelor etape [171]:

- Numerotarea elementelor și cuplelor cinematice;
- Alegerea sistemelor de referință atașate elementelor lanțului cinematic;
- Stabilirea parametrilor geometrici caracteristici elementelor și cuplelor cinematice;
- Exprimarea matricelor  ${}^i T_{i-1}$  care descriu poziționarea și orientarea sistemului de coordonate atașat corpului  $i$ , față de sistemul de coordonate atașat corpului  $i-1$ .
- Calculul matricii  ${}^0 G_n$  care descrie situarea corpului  $n$  în raport cu sistemul de referință atașat bazei (sistemul de referință al primului corp din lanțul cinematic).

Cu precizările că [103]:

- Axa care leagă elementul  $i-1$  de elementul  $i$  se notează  $z_{i-1}$ ;
- Axa  $x_{i-1}$  este perpendiculara comună a axelor  $z_{i-1}$  și  $z_{i+2}$ ;
- Denumirea cuplei este dată de elementul cu cifră mai mare ce intră în componența ei;
- Axa  $z_{i-1}$  se află în cupla cinematică  $i$ , iar axa  $x_{i-1}$  este legată de elementul  $i-1$  (este perpendiculara comună) și are orientarea de la  $O_{i-2}$  la  $O_{i-1}$ ;
- Originile sistemelor de referință se aleg în punctele de intersecție ale perpendicularei comune cu axa cuplei de rotație ( $O_{i-2}$  și  $O_{i-1}$ ). Sensul este pozitiv de la axa cu indice mai mic la cea cu indice mai mare.

Matricea de transformare  ${}^i T_{i-1}$  se prezintă după cum urmează:

S-a utilizat notația C pentru cos și S pentru sin.

$${}^i T_{i-1} = R(z_{i-1}, \theta_i) T(z_{i-1}, d_i) T(x_i, l_i) R(x_i, a_i)$$

$${}^i T_{i-1} = \begin{bmatrix} C\theta_i & -Ca_i S\theta_i & Sa_i S\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & Ca_i C\theta_i & -Sa_i S\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & Sa_i & Ca_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

unde  $R(z_{i-1}, \theta_i)$  este o rotație de unghi  $\theta_i$  în jurul axei  $O_{i-1} z_{i-1}$ ;  $T(z_{i-1}, d_i)$  este o translație de mărime  $d_i$  de-a lungul axei  $O_{i-1} z_{i-1}$ ;  $T(x_i, l_i)$  este o translație de mărime  $l_i$  de-a lungul axei  $O_i x_i$ ;  $R(x_i, a_i)$  este o rotație de unghi  $a_i$  în jurul axei  $O_i z_i$ .

Exprimarea, la forma generală, a matricii  ${}^i T_{i-1}$  este:



$${}^i T_{i-1} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

unde  $\bar{p} = \{p_x \ p_y \ p_z\}^T$  este vectorul de poziție al originii sistemului de referință atașat efectorului final, iar  $[\bar{n} \ \bar{o} \ \bar{a}]_{3 \times 3}$  este submatricea de orientare a sistemului de referință atașat efectorului final.

## 2.2. Studiul membrului inferior uman

Pentru obținerea unei proteze adecvate utilizatorului este necesară înțelegerea, din punct de vedere anatomic, a structurii ansamblului pelvis-picioare. Pentru aceasta este nevoie să se studieze atât elementele care asigură susținerea ansamblului, cât și elementele contractile care realizează poziționarea în spațiu a ansamblului.

### 2.2.1. Oasele piciorului uman

Scheletul constituie suportul rigid al corpului uman. Oasele sunt structuri rezistente și elastice [56]. Oasele prezintă o rezistență mare la compresiune, dar cedează mult mai ușor la torsiune sau încovoiere. Rezistența și rigiditatea sunt în general folosite pentru a defini proprietățile mecanice ale unui os. Densitatea mineralelor din os este legată în mod direct de rezistență și rigiditate [173].

În ceea ce privește ansamblul pelvis-picioare, oasele prezente în corpul uman sunt :

- Oasele pelvisului
- Femurul
- Patela
- Tibia
- Fibula
- Oasele labei piciorului:
  - o Oasele tarsiene
  - o Oasele metatarsiene
  - o Falangele piciorului
  - o Oasele sesamoide

*Pelvisul* (sau bazinul) este un inel osos așezat între coloana vertebrală și membrele inferioare. Este un ansamblu osos robust, cu perete osos mai gros decât cavitatea toracică sau cutia craniană. În componența acestuia se găsesc patru oase: două oase ale coapsei (oase coxale), poziționate lateral și frontal; osul sacral și osul coccis, poziționate dorsal (figura 2.3) [74].

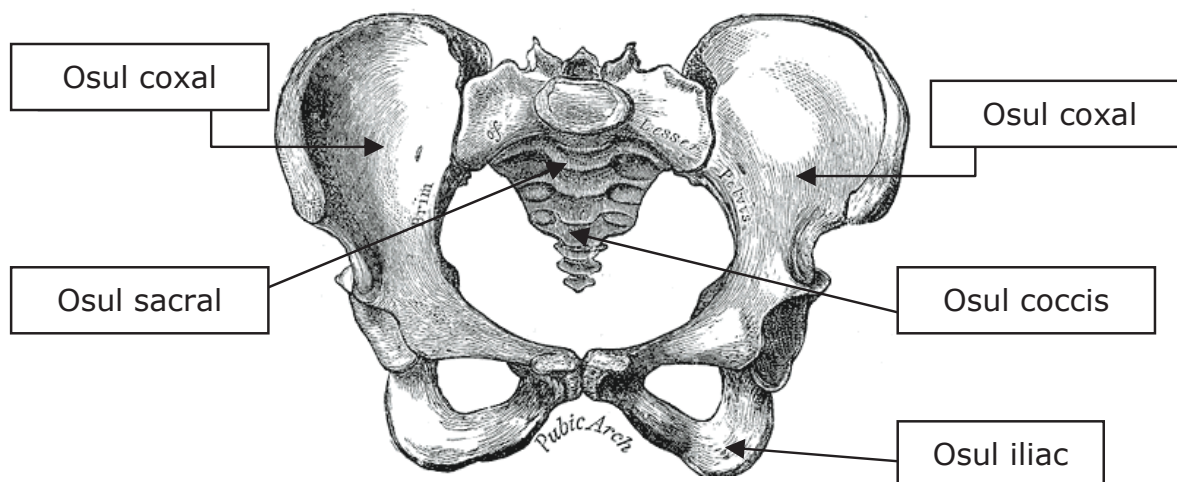


Fig.2.3. Oasele pelvisului

*Femurul* (figura 2.4) [74] este osul cel mai lung al scheletului uman. Femurul se articulează în partea superioară cu osul iliac și în partea inferioară cu tibia. Pe suprafața femurului se găsesc locurile de inserție ale mușchilor coapsei.

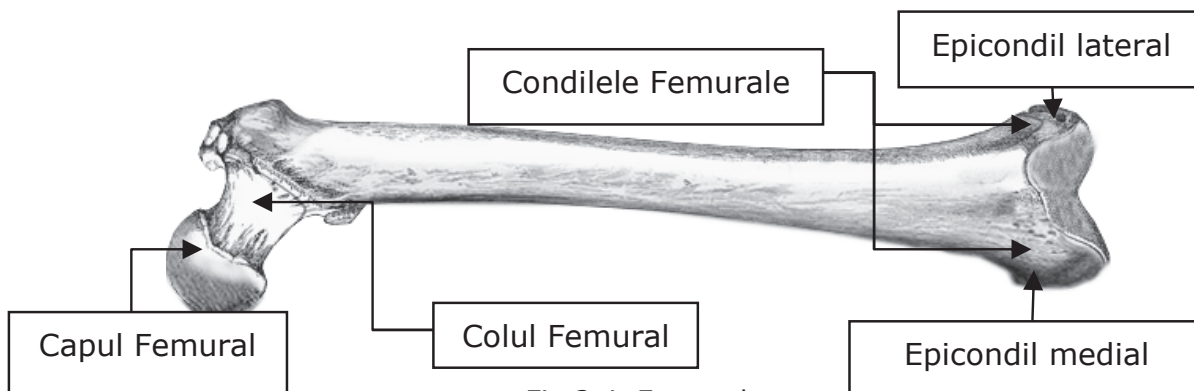


Fig.2.4. Femurul

Este cilindric pe aproape toată suprafața sa, cu excepția zonelor de contact articular, situate la extremități. Extremitatea sa superioară prezintă o proeminență articulară sferică, numită capul femurului, care se articulează cu o cavitate osoasă aparținând osului iliac, cotilul (pentru a forma articulația șoldului) și două proeminențe rugoase, marele și micul trohanter. Femurul este dispus sub un unghi față de axa longitudinală a corpului, în poziția erectă a corpului. Unghiul format între diafază și colul femural măsoară  $125 - 130^\circ$  [137]. Înclinarea laterală a femurului are drept scop aducerea încheieturii genunchiului cât mai aproape de linia centrului de greutate a corpului pentru poziția sa erectă. Acesta este mai accentuat în cazul femeilor decât în cel al bărbaților. Diferența este datorată lățimii pelvisului, lățime ce diferă între bărbat și femeie.

*Patela* (figura 2.5) [137] este un os triunghiular, plat, situat în partea frontală a articulației genunchiului. Este considerat os sesamoid, fiind dezvoltat din tendonul mușchiului *Quadriceps femoris*. Este compus din țesut spongios dens. Rolul său principal este de a proteja tendonul mușchiului *Cvadriceps*. În timpul mișcării acest tendon are o mișcare asemănătoare cu frânghia unui scripete și este supus la solicitări considerabile. Acestea sunt:

- compresiune (tracțiunea cvadricepsului comprimă puternic patela pe trohlee). Valoarea forțelor de compresiune poate crește, în funcție de amplitudinea flexiei;

- forțe de întindere;
- forțe de frecare.

Patela nu este stabilă lateral. Instabilitatea este maximă atunci când patela are un contact mai slab cu trohleea (extensie activă și flexie ușoară). Instabilitatea se accentuează dacă tibia este în mișcare de rotație externă, deoarece în acest caz tendonul rotulian este situat într-o poziție oblică, spre exterior [15].

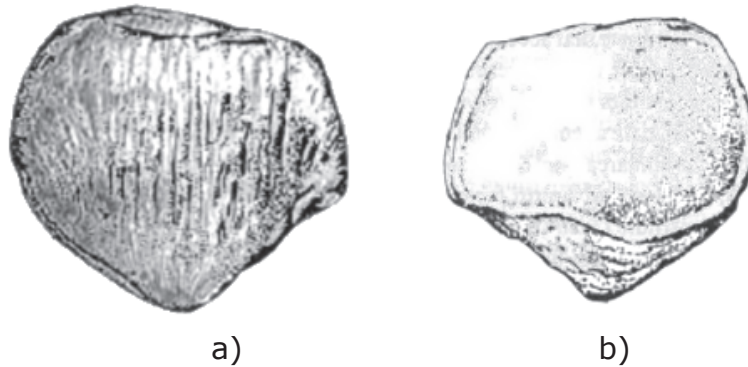


Fig.2.5. Patela: a) vedere anterioară; b) vedere posterioară

*Tibia* este situată în partea inferioară a articulației genunchiului și este al doilea os ca lungime din corp. Are o formă prismatică, cu latura cea mai lată în zona superioară, la contactul cu articulația genunchiului. Diametrul tibiei crește treptat în partea inferioară a osului, la nivelul articulației cu laba piciorului, dar mai puțin decât la nivelul articulației cu genunchiul (figura 2.6) [74]. În cazul bărbatului, acest os are axa longitudinală verticală identică cu cea a corpului [74]. La femei, osul prezintă o oblicitate laterală, în funcție de lățimea bazinului. Tibia este articulată în partea de sus cu femurul, formând genunchiul, iar în partea de jos cu astragalul și cu fibula (peroneul), formând articulația gleznei.

Pe partea laterală a tibiei se găsește *fibula*. Acest os este conectat cu tibia în cele două extremități ale sale (figura 2.6) [74]. Extremitatea superioară are diametru mai mare decât porțiunea mediană a osului și este amplasată în partea dorsală a capului tibiei, sub nivelul articulației genunchiului. Partea inferioară a acestui os se prelungeste dincolo de lungimea tibiei și formează partea laterală a articulației gleznei [74].

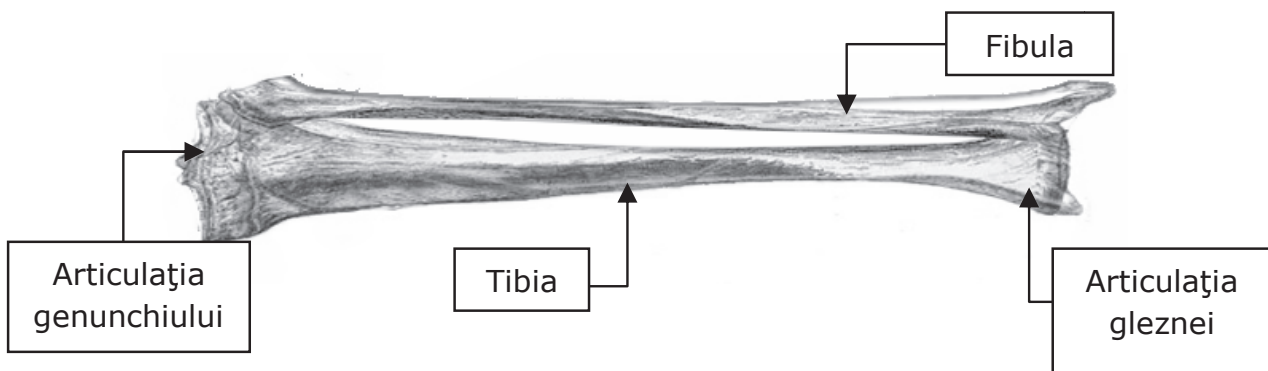


Fig.2.6. Tibia și Fibula

*Scheletul labei piciorului* este format din trei părți: oasele tarsiene, oasele metatarsiene și falangele. Oasele *tarsiene* sunt în număr de șapte: calcaneul, talusul, cuboidul, osul navicular și primul, al doilea, respectiv al treilea os cuneiform. *Calcaneul* (figura 2.7) [137] este cel mai mare dintre oasele tarsiene. Acesta este situat în partea dorsală a labei piciorului și face legătura dintre corp și sol. Are o

formă cuboidă neregulată, axele sale longitudinale fiind situate pe direcția planului sagital, respectiv frontal.

*Talusul* (figura 2.7) [137], sau osul gleznei, este situat între partea inferioară a tibiei și calcaneu. Este articulat pe lateral cu oasele maleolare iar în partea frontală cu osul navicular. Are drept scop preluarea greutății corporale transmisă de tibie.

Osul *Cuboid* se află în partea laterală a labei piciorului. Este poziționat frontal față de calcaneu și dorsal față de oasele metatarsiene cinci și patru. Are formă piramidală (figura 2.7) [137].

Osul *Navicular* este situat în partea medială a tarsusului, între talus în partea posterioară și cele trei oase cuneiforme în partea anterioară (figura 2.7) [137].

Oasele *cuneiforme* fac legătura dintre oasele metatarsiene unu, doi, respectiv trei, și tarsus (figura 2.7) [137].

Oasele *metatarsiene* sunt în număr de cinci. Numerotarea acestora începe din partea medială. Au formă prismoidă, subțindu-se treptat către conexiunea cu falangele. Prezintă o curbura în plan sagital, fiind concave înspre partea inferioară. Aceste oase au un rol important în echilibru și mers [74].

*Falangele* sunt în număr de 14 și sunt similare cu cele întâlnite la mâna umană. Există un număr de trei falange aferente fiecărui os metatarsian, excepție făcând degetul mare, unde numărul acestora este de două. Falangele labei piciorului sunt mai scurte decât cele ale mâinii, și sunt încovoiate înspre porțiunea laterală exterioară a piciorului (figura 2.7) [137]. Flexia falangelor permite rularea piciorului pe sol și echilibrarea corpului în timpul pășirii.

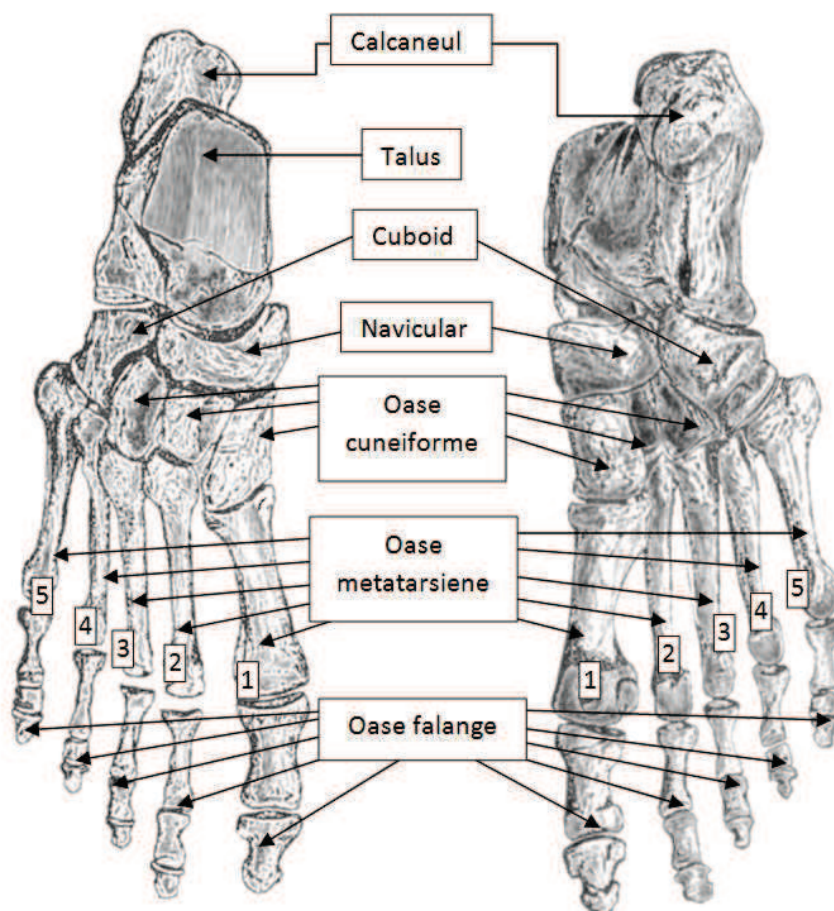


Fig.2.7. Oasele labei piciorului

### 2.2.2. Elementele de legătură

Elementele de legătură asigură limitarea mișcărilor scheletului. Acestea fixează scheletul și asigură conexiunea dintre elementele contractile de tip mușchi și elementele rigide, oasele. Corpul uman are două categorii de elemente de legătură: ligamente și tendoane.

*Ligamentele* realizează conexiunea dintre oasele articulate și mențin poziția acestora prin limitarea mișcărilor. În cazul lipsei ligamentelor există un risc mare de dislocare a oaselor. Ligamentele sunt formate din țesut cartilagos ce conține, în principal, colagen și elastină. În majoritatea ligamentelor, țesutul este ordonat în fascicule fibroase. Fasciculele fibroase sunt dispuse în direcții diferite, în funcție de solicitările la care sunt supuse. În ligamentele cu formă cilindrică, fibrele sunt dispuse longitudinal și rezistă la întindere. Pentru alte ligamente, care au rolul de a limita mișcarea laterală a articulațiilor, fibrele sunt dispuse sub forma unei rețele încrucișate.

*Tendoanele* sunt elemente ce asigură conexiunea dintre mușchi și oasele scheletice. Forța de contracție a fibrelor musculare este concentrată și apoi transmisă prin intermediul tendoanelor, realizându-se astfel mișcarea. Tendoanele sunt formate din fibre de țesut conjunctiv, care leagă fasciculele de fibre musculare și se unesc în extremitățile mușchilor sub forma unui cordon inextensibil. Prezintă puține terminații nervoase, fiind, în principal, țesuturi inactive. La una din extremități sunt legate de corpul mușchiului iar la cealaltă extremitate se fixează de os. Unele dintre fibrele tendoanelor sunt înglobate în structura osoasă. Tendoanele înlocuiesc rolul mușchilor în cazurile când există un mare număr de articulații ce efectuează mișcări într-un spațiu redus, deoarece ocupă mult mai puțin spațiu decât mușchii, spre exemplu, la nivelul articulațiilor labei piciorului și ale mâinilor [137].

### 2.2.3. Elementele contractile

*Mușchii* sunt elementele active ce asigură mișcarea oaselor scheletice, fiind practic motoare biologice. Aceștia sunt atașați de oase, cartilagii, ligamente sau piele fie în mod direct, fie cu ajutorul tendoanelor. Mușchii sunt întâlniți într-o mare varietate de forme: la nivelul membrilor, aceștia au lungimi mari (în special cei amplasați în apropierea tegumentului): pe trunchi sunt lați, desfășurați pe suprafețe mari, sau aplatizați, și formează un perete pentru cavitățile interne. Mușchii sunt înfășurați în jurul oaselor și sunt un mijloc de protecție a articulațiilor.

Mușchii prezintă structuri diferite, în funcție de specializare. După criteriul distribuției spațiale a fasciculelor de fibre musculare în mușchi, aceștia pot fi clasificați în [71]:

- Mușchi cu fibre paralele (fibrele sunt aproximativ paralele pe toată lungimea mușchiului).
- Mușchi penați. Fibrele musculare sunt dispuse oblic și au inserție într-un tendon (sau mai multe) ce se extinde de-a lungul mușchiului. Mușchii penați pot fi clasificați în:
  - a) Cu fibre paralele între ele dispuse de o parte a tendonului (mușchi unipenați).
  - b) Cu fibre dispuse de o parte și de alta a tendonului (mușchi bipenați).

c) Formați din plane de fibre musculare alternate cu plane de țesut conjunctiv (mușchi multipenați).

Mușchii multipenați pot fi întâlniți la nivelul piciorului uman, cum ar fi de exemplu mușchiul Peroneus (figura 2.8) [74]. Un alt exemplu pentru cea de-a treia categorie este mușchiul Rectus femoris (figura 2.8) [74], cu precizarea că acesta are fibre care converg din ambele părți către un tendon central. *Unghiul de penajie* este reprezentat de unghiul dintre fasciculul muscular și axa mușchiului.

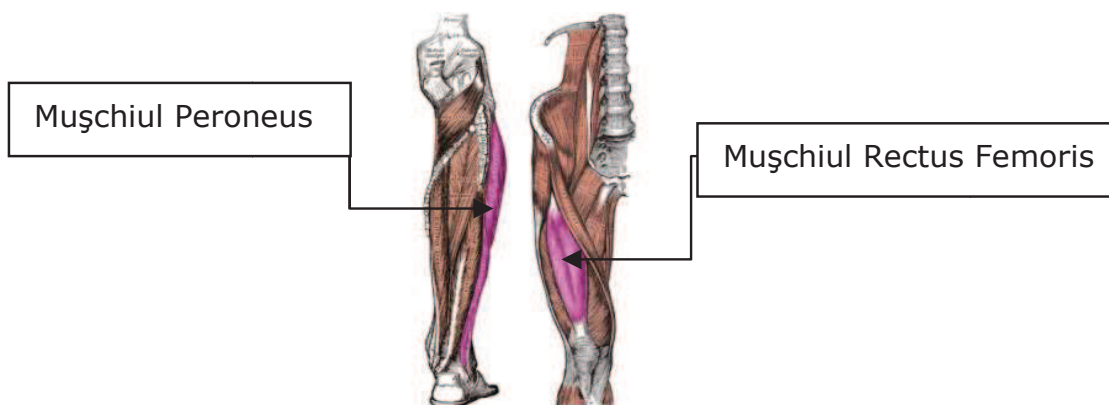


Fig.2.8. Exemplificare a pozițiilor mușchilor pe piciorul uman

Din punct de vedere al contribuției la mișcare, mușchii pot fi clasificați în [13]:

- Agoniști (mușchi care realizează mișcarea)
- Antagoniști (mușchi care controlează efectuarea continuă a mișcării)
- De fixare sau fixatori (susțin oasele în poziția cea mai convenabilă și conferă forță mișcării)

*Originea* unui mușchi este definită ca zona de atașare a mușchiului de os. Structura de care mușchiul este atașat nu se deplasează datorită acțiunii mușchiului vizat [56].

*Insertia* unui mușchi este definită ca zona de atașare asupra căreia acționează forța musculară [56].

Există mușchi pentru care originea poate să fie considerată ca punct de inserție. Acești mușchi sunt capabili să realizeze mișcare la ambele capete, pe direcția de mișcare. Simplificat, se poate spune că mușchiul este un element contractil prevăzut cu două elemente elastice, reprezentate de tendoane. Considerând această simplificare, un mușchi cu o dispunere evantai a fibrelor poate fi reprezentat prin mai multe elemente contractile dispuse corespunzător.

Direcția pe care este exercitată forța musculară poate fi identică cu orientarea fibrelor (liniară) pentru mușchii cu fibre dispuse în legătură directă între origine și punctul de inserție. În cazul mușchilor rulați în jurul unor oase, orientarea lor deviază de la liniaritate, direcția pe care se exercită forța depinzând de orientarea fibrelor. În general, dacă acțiunea mușchiului nu este liniară, sistemul poate fi asemănat cu un scripete, sau cu un sistem de mai mulți scripeți, după caz (figura 2.9) [74].

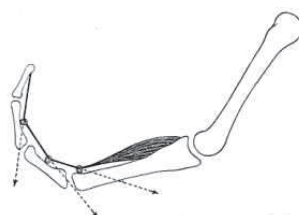


Fig.2.9. Modificarea direcției de tragere pentru degetul uman

Un alt factor ce trebuie considerat, în vederea înțelegerii funcționării corpului uman, este forța dezvoltată de mușchi. Aceasta depinde, în primul rând, de numărul de fibre din mușchi și, în al doilea rând, de tipul fibrelor. Dispunerea mușchilor influențează în mod direct felul în care aceștia efectuează mișcarea. În cazul unei simulări este importantă evaluarea corectă, din punct de vedere al forței dezvoltate, a elementelor contractile. Poziționarea corectă a punctelor de inserție și a originilor mușchilor este făcută, de regulă, cât mai aproape de cea reală. Pentru estimarea forțelor dezvoltate de mușchi se utilizează date provenite din studii efectuate pe cadavre umane, aspect ce afectează parțial calitatea datelor astfel obținute.

O primă metodă pentru estimarea numărului de fibre constă în secționarea transversală a unui mușchi, astfel încât să fie secționate toate fibrele musculare (figura 2.10, Figura 2.11) [74]. Forța se estimează prin înmulțirea valorii medii a forței generate de un centimetru pătrat de mușchi cu aria secțiunii transversale [74]. Deși această metodă are meritele ei, ea nu ține cont de diferențele de orientare a fibrelor și de lungimile variabile ale diferiților mușchi. Este neglijată, de asemenea, structura diferită a fibrelor și capacitatea de contracție a mușchiului.



Fig.2.10. Secțiune transversală la nivelul mijlocului coapsei



Fig.2.11. Secțiune transversală la nivelul mijlocului gambei

O altă metodă pentru estimarea forței musculare este efectuarea de măsurări in-vivo, folosind un dinamometru ținut, spre exemplu, într-o mână [143]. Această metodă evaluează forța dezvoltată de un ansamblu de mușchi, și necesită o metodă estimativă pentru determinarea forței dezvoltate de un anumit mușchi. Pot fi folosite în acest scop semnalele electrice obținute prin atașarea de electrozi pe grupele musculare de interes. Solicitarea grupelor de mușchi vizate poate fi dedusă în funcție de valorile semnalului electric măsurat. Prin corelarea activității musculare cu forța dezvoltată, lungimea fibrelor și numărul acestora, se poate determina estimativ forța maximă ce poate fi dezvoltată de mușchii studiați. Principalul dezavantaj al acestei metode este numărul limitat de mușchi care sunt în contact direct cu pielea, fiind necesară introducerea de senzori în fibra musculară pentru a avea date detaliate.

Metodele moderne pentru studiul forțelor musculare țin cont, din ce în ce mai mult, de factorii biologici ce influențează acest proces [67]. În general, prelevarea de țesut de la cadavre umane este metoda cea mai eficientă pentru obținerea unei imagini cât mai clare a particularităților anatomice ale fiecărui

mușchi. Ideal vorbind, ar fi necesar un studiu folosind specimene cât mai proaspete, fără ca acestea să fi fost alterate prin procese chimice ce asigură conservarea.

Fibrele musculare sunt celule polinucleate mărginite de o membrană plasmatică (sarcolemă). Membrana învelește fascicule de miofibrile separate între ele de un sistem de tubuli și cisterne membranoase ce aparțin reticulului sarcoplasmic. În fibra musculară există un număr mare de nuclee și organite celulare ca mitocondrii, ribozomi etc. Unitatea morfofuncțională a miofibrilei este sarcomerul (lungime aproximativă 3  $\mu\text{m}$ ). Este un fapt cunoscut că forța dezvoltată de mușchi depinde de numărul de sarcomeri în serie și de viteza de contracție a fiecărui sarcomer în parte [17], [16], [40]. La microscop, sarcomerul se prezintă sub forma unui disc întunecat ce are de-o parte și de alta două jumătăți de disc clar [56]. Aceste structuri corespund unor filamente longitudinale care se întrepătrund. Filamente formează aparatul contractil. Lungimea unui sarcomer este între 1,25 și 4,5  $\mu\text{m}$  [112], [188]. În figura 2.12 se poate observa structura unui mușchi.

Sistemul biologic uman este controlat de unitatea centrală, reprezentată de creier. Acesta transmite o comandă cu ajutorul neuronilor și a măduvei spinării, în funcție de dorința omului și de semnalele primite de la organele senzoriale. Mușchiul primește impulsuri de la fibrele nervoase ale neuronilor motorii. Impulsurile sunt reglate de către centrele motorii din creier, în funcție de semnalele primite de la receptorii periferici [202]. Procesul prin care comanda neuronală este transformată în mișcare este reprezentat schematic în figura 2.13.

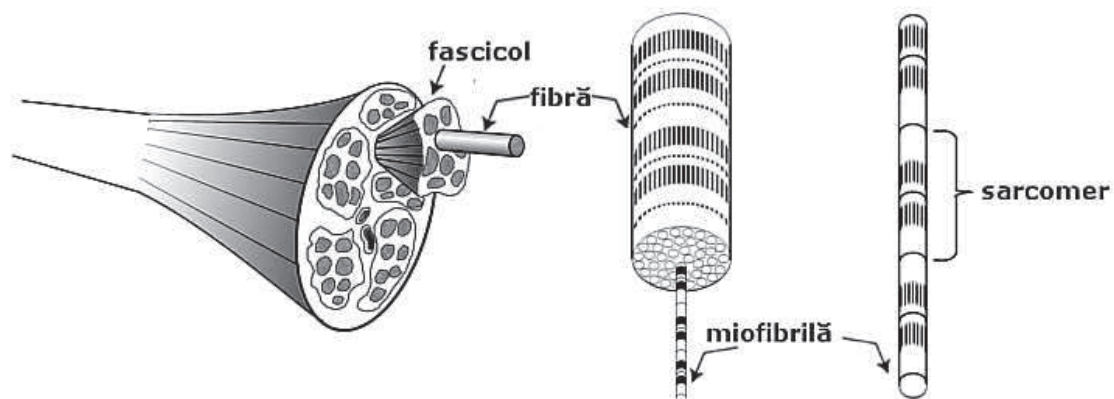


Fig.2.12. Structura mușchiului

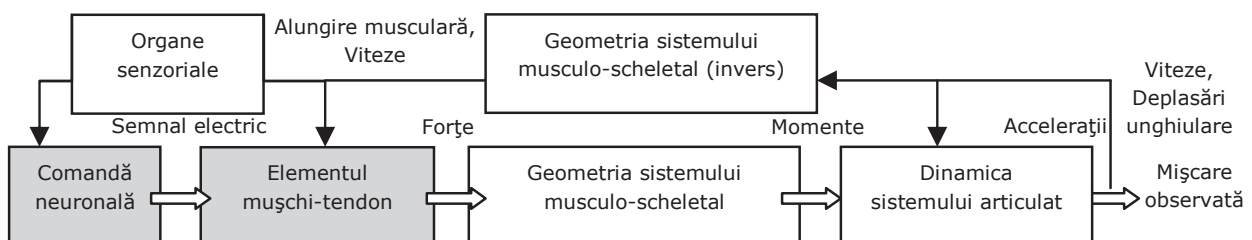


Fig.2.13. Circuitul de legătură între comanda neuronală și mișcare

Proprietățile măsurabile pentru un mușchi sunt: greutatea, lungimea fibrelor, lungimea sarcomerilor, lungimea mușchiului, unghiul de penajie, volumul, forța izometrică maximă și aria secțiunii transversale. Aria secțiunii transversale este întâlnită în literatura de specialitate sub abreviația PCSA (Physiological cross sectional area). *Forța izometrică maximă* reprezintă forța dezvoltată de mușchi



atunci când acesta are o lungime optimă (în general apropiată de lungimea mușchiului în repaus). Este cunoscut faptul că forța musculară este dependentă, în mod direct, de alungirea fibrelor musculare. De aceea, atunci când se studiază forța musculară este nevoie ca aceasta să fie corelată cu alungirea mușchiului, raportată la poziția de repaos. S-a constatat ca forța maximă dezvoltată voluntar scade simțitor odată cu alungirea fibrelor. Scăderea are un caracter hiperbolic [119], [160] (figura 2.14.a).

După o anumită alungire, se poate observa că în mușchi apar treptat forțe pasive elastice, acestea pot fi, după o anumită lungime a mușchiului, singurele forțe prezente în mușchi. Suprasolicitarea mușchiului se dorește a fi evitată, dată fiind posibilitatea deteriorării sau chiar ruperea fibrelor musculare. Viteza de contracție este legată, în mod direct, de rapiditatea cu care mușchiul este alungit sau, după caz, comprimat. O viteză mare de contracție va genera o forță elastică pasivă mult mai rapid decât o contracție cu o viteză redusă. În general, forțele elastice pasive au valori mai mari decât cele generate voluntar, dar există un pericol sporit de deteriorare musculară (figura 2.14.b).

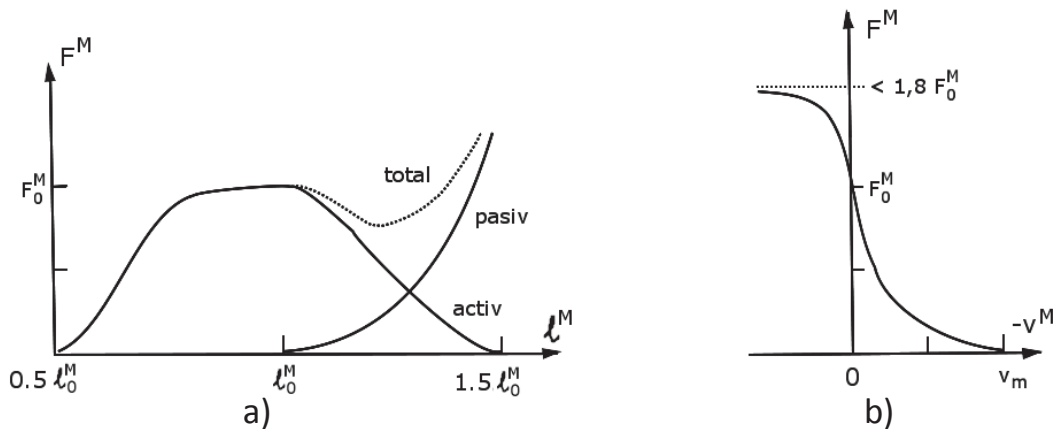


Fig.2.14.Forța musculară: a) funcție de lungimea fibrei; b) funcție de viteza de contracție

În figura 2.14.a,  $F^M$  reprezintă forța totală a elementului contractil,  $l_0^M$  reprezintă lungimea fibrei musculare în poziție de repaus (lungime izometrică). Curbele ce reprezintă elementele componente ale forței totale sunt denumite sugestiv: forța *totală*, forța pasivă, forța activă (generată voluntar). Pentru figura 2.14.b,  $F_0^M$  reprezintă forța izometrică musculară (pentru lungime izometrică),  $v_m$  reprezintă viteza de contracție, iar  $-v^M$  (notația a fost utilizată pentru a simboliza scurtarea lungimii fibrelor - contracție) reprezintă valoarea maximă a vitezei de contracție, fără a se depăși limita de rupere a fibrelor.

#### 2.2.4. Restricții ale mișcării piciorului uman

Pentru obținerea unui model apropiat de cel biologic este nevoie ca ansamblul pelvis-picioare să fie studiat prin prisma gradelor de mobilitate și a tipurilor de mișcări posibile la nivelul articulațiilor. Membrul inferior uman poate fi privit ca un ansamblu de elemente articulate, legate între ele prin cuple cinematice corespunzătoare articulațiilor.

**Articulațiile** în funcție de gradul lor de mobilitate se clasifică în:

1. *Articulațiile fixe* (sinartrozele), în care mișcările sunt minime sau inexistente. Aceste articulații sunt lipsite de o cavitate articulară, iar funcția lor de

mobilitate este minimă. Sinartrozele sunt zone interosoase, cu un țesut intermediar, care poate fi transformat chiar în țesut osos. În funcție de stadiul de evoluție al mezenchimului care se interpune între oase, deosebim:

- sinfibrozele (extremitățile oaselor sunt unite prin țesut fibros)
  - sincondrozele (legătura se face prin țesut cartilaginos)
  - simfizele (țesut interpus este fibrocartilaginos)
  - sinostozelor (mezenchimul se osifică)
2. *Articulațiile semimobile*, care permit mișcări mai ample, denumite amfiartroze (hemiartrozele, schizartrozele) în care zona intermediară prezintă o fantă incompletă, apărută sub influența unor mișcări de amplitudine redusă.
  3. *Articulațiile mobile* (diartroze), caracterizate prin prezența unei cavități articulare între extremitățile oaselor.

Din punct de vedere al *gradelor de libertate permise* de articulațiile mobile distingem:

1. Articulațiile cu un singur grad de libertate:
  - a) *articulațiile plane* au suprafețele articulare congruente. Mișcarea lor este numai de alunecare. Exemple se întâlnesc între apofizele articulare cervicale sau între oasele carpiene;
  - b) *articulațiile cilindroide* sunt asemănătoare articulațiilor de rotație. Un element articular are forma unui cilindru plin sau a unui mosor (trohlee), iar celălalt are o degajare configurată corespunzător. Se deosebesc două variante: *articulația trohleană*, cum este articulația cotului și articulația *trohoidă*, sub formă de *pivot*, în jurul căreia se face mișcarea, cum este articulația radiocubitală superioară.
2. Articulațiile cu două grade de libertate:
  - a) *articulația elipsoidală* are una din extremitățile osoase în formă de condil, cu secțiunea anteroposterioară elipsoidală (genunchi) sau un condil și o cavitate conjugată corespunzătoare (articulația radiocarpiană);
  - b) *articulația șelară* (în formă de șa) cu o suprafață convexă și alta concavă în negativ, ca cea trapezometacarpiană a policelui.

Principalele articulații prezente la nivelul piciorului uman sunt: *articulația coxofemurală*, *articulația genunchiului*, *articulațiile tibiofibulare*, respectiv *articulațiile labei piciorului*. Acestea din urmă pot să fie simplificate în modelul conceput, mai ales dacă se dorește studiul deplasării pacienților cu amputație transtibială.

*Articulația coxofemurală* este o articulație sferică cu trei grade de libertate. Sunt posibile patru mișcări la nivelul acestei articulații: rotație externă și internă, extensie-flexie, abducție-adducție și circumducție. *Rotația* se realizează în jurul unei axe situată în plan vertical, care trece prin capul femural. Rotația externă are o limită maximă de 15°, iar cea internă are limita de 35°. *Extensia și flexia* se realizează în jurul unei axe situată în plan transversal, care trece prin vârful trohanterului mare (opus cu capul femural). Această mișcare permite aducerea coapsei la un unghi de 90° față de trunchi, sau la un unghi de maxim 130° dacă genunchiul este extins. *Abducția și adducția* se realizează în jurul unei axe situată în plan sagital, care trece prin centrul capului femural. Amplitudinea maximă a abducției este de 70° iar amplitudinea maximă a adducției este de 30°, fiind limitată de contactul dintre coapse. *Circumducția* este mișcarea rezultată din alternarea rotațiilor descrise anterior [60], [13].

*Articulația genunchiului* este cea mai mare articulație a corpului uman și poate fi descrisă ca având trei grade de libertate. Mișcările permise de articulație sunt flexia, extensia și rotația medială și laterală. *Flexia* se realizează în jurul unei axe situată în plan transversal ce trece prin condiliile femurale. Este mișcarea prin care gamba se apropie de suprafața posterioară a coapsei. Amplitudinea maximă a flexiei gambei poate ajunge la 130°. Acest lucru se datorează faptului că în mișcarea de flexie a genunchiului apare o combinație de rostogolire și alunecare. *Extensia* se realizează în jurul aceleiași axe de rotație corespunzătoare flexiei. Extensia se produce în articulația meniscotibială și are o amplitudine maximă de până la 180°. *Rotația medială și laterală* se realizează în jurul unei axe situată în plan vertical, ce trece prin centrul eminentei intercondilienice tibiale. În cazul rotației interne, amplitudinea maximă este între 5° și 10°. Pentru rotația externă amplitudinea maximă este de 40°. Această mișcare poate avea loc doar când gamba este flexată și ligamentele colaterale (Ligamentum collaterale tibiale) se relaxează [60].

*Articulațiile tibiofibulare* prezintă mișcări limitate, de alunecare, respectiv de apropiere –îndepărtare între tibie și fibulă. Aceste mișcări nu prezintă interes pentru modelarea membrului inferior uman.

*Articulațiile piciorului*, din punct de vedere al modelării, pot fi simplificate la cele principale, considerând că anumite porțiuni ale tălpii sunt relativ rigide în timpul deplasării. Drept urmare, articulațiile care trebuie considerate sunt: articulația talocrurală și articulația talotarsală.

*Articulația talocrurală* are axa de rotație situată în plan transversal trecând prin vârful celor două maleole. Aceasta are rolul de a asigura contactul cu solul și a facilita desprinderea piciorului de pe sol după faza de rulare a acestuia. Prin *flexia dorsală* a acestei articulații, talpa se apropie de fața anterioară a gambei, iar prin *flexia plantară* se realizează apropierea feței superioare a labei piciorului de fața frontală a gambei. Amplitudinea celor două mișcări este de până la 80°.

*Articulația talotarsală* are axa de rotație ce trece prin colul talusului și un punct situat în apropierea trohleei fibulare a calcaneului. Mișcările posibile sunt *inversia* și *eversia*, reprezentând rotirea laterală a piciorului spre exterior sau interior.

Studierea intervalului de mișcări posibile pentru ansamblul pelvis-picioare se face ținând cont de aceste restricții anatomice.

## 2.3. Modele ale membrului inferior uman

Modelarea deplasării bipede reprezintă o problemă complexă, dat fiind faptul că piciorul uman este o structură cu un număr mare de mușchi și de oase articulate. Modelul trebuie să fie conceput astfel încât acesta să surprindă atât comportamentul oaselor, cât și cel al țesuturilor care le înconjoară. În trecut au fost concepute diverse modele care au fost folosite în studiul mersului uman, dar în general acestea sunt foarte mult idealizate, mușchii din sistem fiind de obicei ignorați sau simplificați. În trecut, modelarea s-a făcut în două dimensiuni, și considerând simplificat că coapsa, gamba și talpa piciorului sunt corpuri rigide [192], [3]. Similar, prin utilizarea unei structuri formată din corpuri rigide, alți autori au conceput modele 3d cu ajutorul cărora s-a studiat echilibrul corpului uman sau forțele și momentele articulare [7].

Este necesară diferențierea cercetării din domeniul animației computerizate de cea din domeniul biomecanicii. În cazul studiului deplasării corpului uman din punct de vedere biomecanic este necesară reproducerea, cu o precizie crescută, a

mișcării unui individ anume. Cu toate că, la prima vedere, în domeniul animației pe computer se realizează deplasarea unui model al corpului uman în spațiu, această deplasare este în general privită din punct de vedere estetic, fizica mișcării fiind ignorată parțial, sau total [162], [197]. De aceea, un model eficient pentru studiul corpului uman trebuie să fie complex, să conțină o configurație musculară apropiată de cea reală și un sistem osos definit prin corpuri rigide, care să aibă un număr suficient de articulații, astfel încât reproducerea mișcării să se facă într-un mod cât mai apropiat de realitate.

### **2.3.1. Modele simple**

Primul pas în studierea deplasării bipede este conceperea unui model cinematic pentru ansamblul pelvis-picioare. Este necesar ca cercetătorul să stabilească precizia impusă. De asemenea, trebuie aleasă metoda de modelare, în funcție de ceea ce se dorește a fi simulat. Simularea prin metoda cinematicii directe se pretează atunci când se dorește a se reproduce, într-un mediu virtual, un experiment real. Scopul final este obținerea unei simulări cât mai apropiată de experiment. Folosirea metodei cinematicii inverse este adecvată atunci când se dorește obținerea unui model capabil să alinieze sistemul cinematic la o anumită configurație dorită, în funcție de poziția efectorului final.

Modelele cinematice bazate pe convenția Denavit-Hartenberg au fost propuse de diverși cercetători și sunt bine documentate în literatura de specialitate [144], [110], [69]. În general, mișcarea este descrisă de valorile variabilelor articulare, în funcție de date prelevate experimental. Elementele lanțurilor cinematice sunt considerate rigide cu dimensiuni fixe. Pentru acest tip de modele, trebuie calculate valorile variabilelor articulare, în funcție de pozițiile reperelor externe atașate corpului subiectului. Un exemplu de model cinematic pentru membrul inferior uman, bazat pe convenția Denavit-Hartenberg este prezentat în anexa 1.

O altă categorie de modele simple este reprezentată de modelele cinematice pentru care pozițiile centrelor articulațiilor sunt calculate în funcție de pozițiile reperelor externe și de constante determinate experimental. Un exemplu, adaptat după Vaughan [174] este prezentat în anexa 2.

Cele mai bune rezultate se obțin prin utilizarea unui model avansat, cu un lanț cinematic bine definit, condus cu ajutorul unor repere externe (variante ce utilizează ambele metode descrise anterior).

### **2.3.2. Modele avansate**

Modelele prezentate anterior se pretează utilizării în situații unde puterea de calcul este limitată sau se dorește obținerea de rezultate într-un interval scurt de timp. Modelele avansate prezintă avantajul integrării majorității variabilelor ce caracterizează anatomia corpului uman [200], [201]. În ultimii ani au fost dezvoltate soluții complete care recurg la calculul automat al cinematicii și dinamicii. Soluțiile software utilizate în domeniul biomecanicii includ, printre altele: LifeMOD [113], AnyBody [6], OpenSim [166], Templo [36], Visual3D [33], Vicon Bodybuilder [178]. Alegerea soluției software potrivite depinde, în primul rând de complexitatea simulării ce urmează a fi efectuată și în al doilea rând de capacitățile pachetului

software folosit. O soluție software avansată este utilă doar în cazul în care utilizatorului i se permite modificarea modelelor deja existente, pentru a obține configurația dorită. Aplicațiile dezvoltate, mai ales în ideea unei interfețe „prietenoase” cu utilizatorul, se vor dovedi, de cele mai multe ori, incapabile să ajute în rezolvarea unei probleme care nu a fost considerată de arhitectul software. Prin urmare, soluția software ideală va permite accesul la secvențele de cod care participă la descrierea și soluționarea problemei.

*LifeMOD* permite utilizarea unor modele sofisticate într-un mediu de lucru ușor de utilizat. Este posibilă efectuarea de analize cinematice și dinamice, analiza de date cinematice obținute experimental, precum și utilizarea de modele simple sau avansate pentru mușchii atașați modelului. Se oferă posibilitatea interacționării cu obiecte importate din medii CAD uzuale, cum ar fi CATIA, Pro/E, SolidWorks. *LifeMOD* soluționează cu succes problema dinamicii sistemelor de corpuri, dar are carențe în ceea ce privește modelarea musculaturii.

*AnyBody* este un software comercial dedicat modelării corpului uman. Acesta permite dezvoltarea de structuri musculo-scheletale conform cu dorințele utilizatorului. Se poate modifica un model deja existent sau se poate concepe un model complet nou. Versatilitatea programului este limitată doar de funcțiile predefinite ale limbajului de programare folosit (AnyScript). Modelele standard sunt de o calitate superioară și oferite gratuit pe pagina web a companiei. Este încurajată colaborarea utilizatorilor pentru dezvoltarea de noi modele sau îmbunătățirea periodică a modelelor. Rutinele folosite pentru soluționarea problemelor de optimizare sau de dinamică sunt bine documentate și susținute prin lucrări științifice. Limitările programului derivă din versatilitatea sa: sunt necesare cunoștințe legate de programarea computerelor și nu există opțiunea construcției interactive a modelelor. Programul nu oferă posibilitatea studiului dinamicii directe, acesta fiind optimizat pentru studiul dinamicii inverse.

*OpenSim* este un program open-source dedicat modelării în biomecanică. Acesta a fost dezvoltat pentru a fi o soluție gratuită care să permită cercetarea în domeniul biomecanicii. Similar cu *AnyBody*, accesul la informații legate de utilizarea sa și conceperea unor modele este facil. Există diverse module de tip plug-in care sunt în continuă dezvoltare și includ, printre altele, suport pentru vizualizare, analiza sau controlul mușchilor din model. *OpenSim* este în continuă dezvoltare, cercetătorii din domeniu adaugă constant noi metode și modele în structura deja existentă. Dezavantajele utilizării acestui program derivă din caracterul său complex. Este nevoie de studierea laborioasă a documentației pentru înțelegerea necesară utilizării acestuia. Este necesar un grad avansat de specializare în domeniul biomecanicii pentru a genera date de ieșire valide. Similar cu *AnyBody*, este nevoie și de experiență în programarea pe calculator numeric.

*Templo* este un software pentru analiza 2D a mișcării. Acesta a fost conceput pentru a fi ușor de utilizat și a executa rapid simulările. Programul nu dispune de facilități avansate, accentul fiind pus pe analiza mersului și alergatului. Aplicația este utilă pentru vizualizarea și înțelegerea rapidă a cauzelor deplasării defectuoase a subiectului. Poate să integreze, în simulare, date furnizate prin electromiografie, și să ofere o imagine de ansamblu a factorilor care influențează mișcarea. Din cauza conceptului fundamental, aplicația nu este utilă atunci când se doresc informații avansate despre forțele interioare ce acționează asupra corpului uman.

*Visual3D* reprezintă o soluție avansată capabilă să utilizeze date de la majoritatea sistemelor pentru achiziția poziției corpului uman. Are capacitate de integrare, în simulare, a datelor sincronizate prelevate de la dispozitive adiționale:

platforme de presiune, platforme pentru măsurarea reacțiilor din partea solului, electromiografie etc. Permite utilizarea unor configurații multiple de repere externe și calculează centrele articulațiilor. Poate să utilizeze expresii matematice definite de utilizator, inclusiv cod generat cu aplicația Matlab. Modelarea se face prin utilizarea unei interfețe grafice ușor de utilizat. Permite inclusiv procesarea automată a unor seturi de date prin rutine. Dezavantajele sunt legate de capacitățile vaste ale aplicației. Este nevoie de o perioadă de timp îndelungată pentru familiarizarea cu acestea. Nu există posibilitatea modificării parametrilor inerțiali ai corpurilor din model. Acest aspect nu permite utilizarea acestuia pentru studiul protezelor. Rutinele folosite în rezolvarea modelelor matematice nu sunt accesibile, utilizatorului nu are o idee clară asupra metodelor utilizate de aplicație.

*Vicon Bodybuilder* este conceput pentru a utiliza modele definite de utilizator. Acesta permite definirea rapidă a corpurilor și calcularea momentelor articulare într-un timp relativ scurt. Există un număr mare de modele deja dezvoltate de către firma producătoare, iar adaptarea acestora la cerințele utilizatorului este facilă. Permite vizualizarea în timp real a valorilor determinate experimental. Acest aspect este datorat și faptului că aplicația a fost concepută pentru a lucra direct cu sistemul VICON de captură video (unul din cele mai bune de pe piață). Dezavantajele sunt legate de faptul că programul este un cititor de script redactat în format text și nu are un editor încorporat. Modificarea modelelor existente este un proces complicat și există doar variante prestabilite de modelare, flexibilitatea aplicației fiind redusă din acest punct de vedere. Rutinele pentru rezolvarea problemelor legate de cinematica și dinamica modelului folosit nu sunt accesibile utilizatorului, ceea ce poate conduce la erori. La viteze de deplasare mari ale subiectului se pierde calitatea semnalului înregistrat de la reperele folosite în experiment.

Considerând avantajele și dezavantajele celor mai bune soluții comerciale sau gratuite s-a optat pentru utilizarea pachetului software AnyBody. Factorul principal în această alegere a fost posibilitatea dezvoltării unor modele complexe pe baza modelelor deja existente. Structura codului utilizat în construcția modelelor umane este relativ ușor de înțeles și permite modificarea acestuia, conform cu cerințele problemei investigate. Este posibil controlul complet asupra variabilelor caracteristice anatomiei umane. Este posibilă simularea protezelor transtibiale prin modificarea parametrilor corpurilor rigide corespunzătoare oaselor. Pachetul software conține un algoritm avansat pentru predicția controlului motor, aspect ce permite estimarea activității mușchilor din model.

### **2.3.2.1. Model avansat al corpului uman generat cu ajutorul aplicației AnyBody**

După cum s-a discutat în capitolul anterior, aplicația software AnyBody permite utilizarea unor modele complexe deja construite. Este deci necesară studierea modelelor disponibile și alegerea unui model adecvat cercetării deplasării bipede. Modelele au fost alese din *repository 1.0*, disponibil pe site-ul firmei AnyBody Technology. Acestea sunt bazate pe date obținute din literatura de specialitate și conforme cu anatomia umană. Pentru cazul mersului uman există două aplicații deja concepute: GaitVaughan și GaitUniMiamiTD [6].

GaitVaughan se bazează pe datele antropometrice și de poziție ale reperelor din domeniul public și este un model complex. Acesta are un număr de 35 de mușchi de tip Hill (v. capitolul 2.3.2.3). Articulațiile șoldurilor permit trei rotații,

articulațiile genunchilor permit o singură rotație, iar articulațiile gleznei permit două rotații. Stabilirea parametrilor mușchilor modelului s-a făcut conform cu datele utilizate în modelele concepute de S. Delp [51], [50]. Deși, din multe puncte de vedere, acest model este foarte avansat, acesta nu a fost folosit în cadrul cercetării prezentate în teză, optându-se, în schimb, pentru modelul GaitUniMiamiTD. Modelul GaitUniMiamiTD a fost ales deoarece acesta este bazat pe un set de date anatomice mult mai detaliat [90] decât GaitVaughan. Avantajele celui de-al doilea model vor putea fi observate din prezentarea detaliată care urmează.

### 2.3.2.2. Articulații prezente în modelul utilizat

Structura modelului utilizat de aplicația GaitUniMiamiTD este similară cu cea a unui robot umanoid, fiind formată din lanțuri cinematice deschise care au o articulație comună, de tip sferic, la nivelul osului sacral. Pentru *trunchi* au fost considerate următoarele:

- Articulație sferică între osul sacral și pelvis.
- Vertebrele de la L1 până la L5 sunt articulate sferic între ele.
- Cutia toracică este considerată corp rigid. Ea prezintă o articulație sferică la nivelul contactului dintre vertebrele L1 și cutia toracică și o articulație cilindrică la nivelul contactului vertebrei C1 cu suprafața inferioară a craniului uman (figura 2.15).

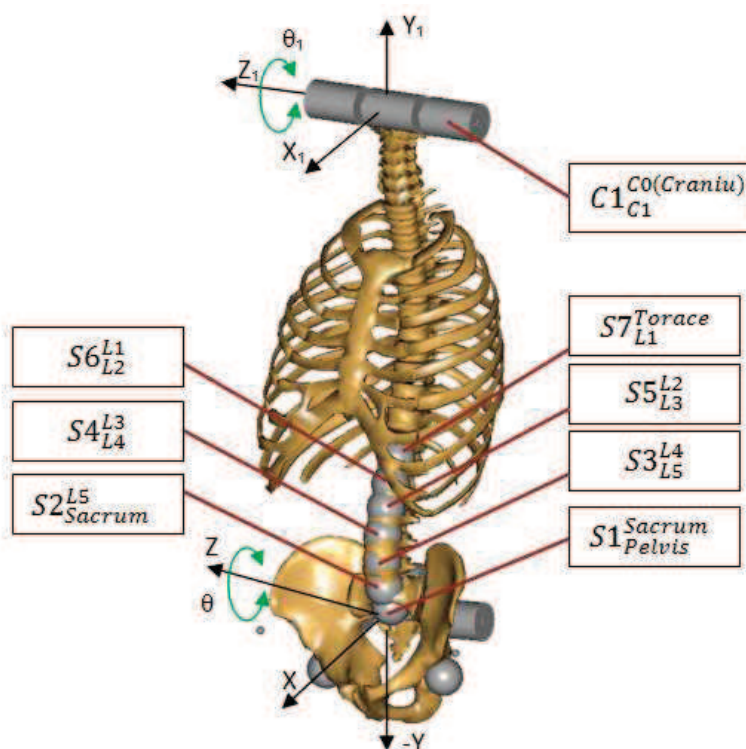


Fig.2.15. Articulații sferice (S) și articulații cilindrice (C) la nivelul trunchiului modelului

Notația  $S_i^j$  indică o articulație sferică între rigidul  $j$  și rigidul  $k$ . Notația  $C_i^j$  indică o articulație cilindrică între rigidul  $j$  și rigidul  $k$ . Pentru simplificare nu au fost prezentate axele cuplelor de rotație în cazul articulațiilor sferice, fiind prezentate doar axele cuplei de rotație corespunzătoare mișcării de aplecare a trunchiului spre față sau spre spate în articulația S1.

Prin urmare, trunchiul are un număr suficient de articulații pentru a fi considerat asemenea cu anatomia umană. În ceea ce privește *corpurile rigide* legate prin articulații, acestea sunt numite *segmente* în limbajul *AnyScript* utilizat de aplicația *AnyBody* [5]. Se alege convenția utilizării termenului „segmente” pentru a ușura înțelegerea structurii modelelor și a nu devia de la limbajul folosit pentru redactarea codului de tip script.

Pentru a completa modelul uman se adaugă unul sau două lanțuri cinematice deschise, corespunzătoare membrilor inferioare umane. Aplicația *GaitUniMiamiTD* folosește un model pentru picior uman numit *LegTD*. Sistemul de referință global, utilizat de *GaitUniMiamiTD*, este *Oxyz* în figura 2.16. Lanțul cinematic utilizat pentru construcția piciorului prezintă următoarele articulații (figura 2.16):

- Articulație sferică la nivelul contactului dintre femur și centura pelviană.
- O articulație cilindrică la nivelul contactului dintre femur și tibie.
- O articulație cilindrică între femur și patelă.
- O articulație cilindrică între tibie și talus, corespunzătoare gleznei.
- O articulație cilindrică între talus și tarsus (articulația talotarsală).

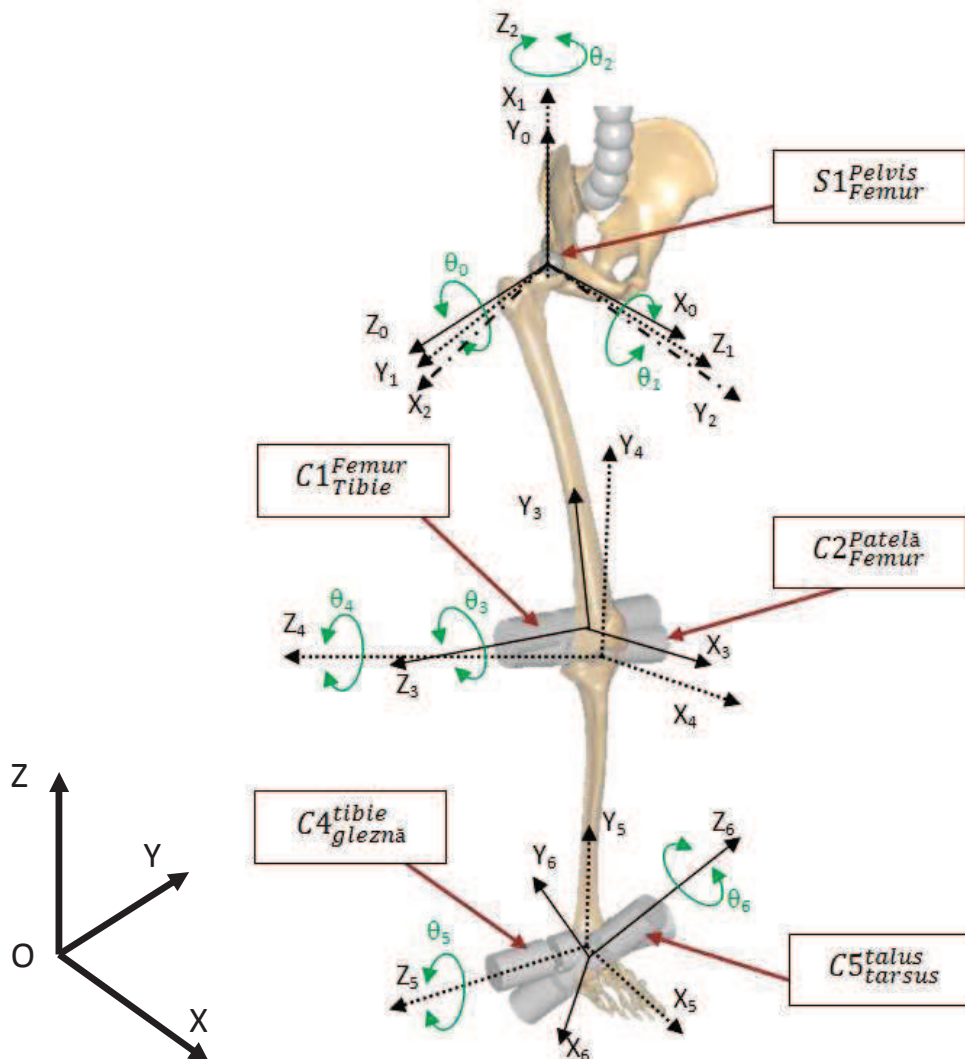


Fig.2.16. Articulații sferice (S) și articulații cilindrice (C) la nivelul piciorului modelului

Aceste articulații permit poziționarea modelului în majoritatea pozițiilor realizabile de către corpul uman. Mișcările posibile sunt: *flexie – extensie, abducție*



– *adducție și rotație externă și internă*, la nivelul articulației șoldului (coxafemurală); *flexie-extensie*, la nivelul articulației genunchiului; *flexie-extensie*, la nivelul articulației gleznei (talocrurală); *eversie și inversie*, la nivelul articulației talotarsală.

Modelarea patelui s-a făcut prin legarea extremității inferioare a acesteia de tibie. A fost stabilită o distanță fixă între cele două puncte de conexiune (unul pe patelă, unul pe tibie). AnyBody folosește funcția *AnyKinPline* pentru a determina distanța dintre două puncte. Fixarea distanței dintre cele două puncte s-a făcut prin introducerea unei funcții de control al mișcării denumită *AnyKinEqSimpleDriver*. Cu ajutorul acestei funcții s-a stabilit o lungime constantă a tendonului egală cu  $0,0605m \cdot \text{dimensiunea de scalare}$ . *Dimensiunea de scalare* este o valoare procentuală ce permite redimensionarea modelului în funcție de datele antropometrice ale subiectului studiat [6].

În *AnyScript* un *Driver* este considerat un mijloc pentru generarea mișcării la modul general. El este folosit pentru stabilirea poziției unei articulații sau a distanței dintre două puncte la un anumit moment de timp [4].

În concluzie, se poate observa că modelul descris permite simularea fidelă a cinematicii membrelor inferioare. Pentru a putea defini definitiv construcția modelului pentru corpul uman este nevoie de introducerea elementelor contractile în acesta. Aplicația AnyBody ușurează acest proces prin definirea punctelor de inserție pentru tendoane pe segmentele din model.

### 2.3.2.3. Mușchi prezenți în modelul utilizat

Modelul considerat prezintă marele avantaj de a avea o structură musculară predefinită. Pentru stabilirea poziției punctelor de inserție ale tendoanelor mușchilor s-a folosit studiul pe cadavru uman efectuat în cadrul Universității din Twente de către Horsman [90]. Au putut fi definite astfel, atât proprietățile principale ale elementelor contractile (v. subcapitolul 2.2.3), cât și pozițiile acestora în raport cu oasele scheletului uman. S-a obținut un model foarte apropiat de anatomia reală a bărbatului studiat. Modelul conține un număr impresionant de elemente contractile (155) amplasate pe fiecare membru inferior. Mușchii cu o geometrie complexă au fost aproximați prin elemente contractile multiple. S-a ținut cont inclusiv de unghiul de penajie pentru mușchii, dacă acesta a fost determinat în cadrul studiului.

Legat de modelarea mușchilor, există trei variante pentru elemente contractile disponibile în AnyScript. Acestea au denumiri sugestive, în funcție de proprietăți: *AnyMuscleModel*, *AnyMuscleModel2ELin*, *AnyMuscleModel3E* [4].

*AnyMuscleModel3E* este cel mai complex model de mușchi disponibil în AnyBody și este modelul utilizat pentru analizele musculo-scheletale prezentate în teză. Modelul ține cont de elasticitatea pasivă din mușchi, de elasticitatea tendonului, de unghiul de penajie și de majoritatea parametrilor caracteristici mușchilor. Acesta este bazat pe modelul muscular de tip Hill.

Modelul muscular obținut de A.V. Hill se bazează pe cercetarea degajării de căldură la nivelul fibrei musculare pentru broaște. S-a folosit în acest scop mușchiul Sartorius, acesta fiind la ora respectivă cea mai bună soluție pentru efectuarea unor astfel de studii [89]. Ecuația caracteristică vitezei de contracție, dedusă de Hill, are forma următoare:

$$(P+a)(v+b)=(P_0+a)b=\text{const.} \quad (2.3)$$

unde viteza de contracție,  $P$  este forța aplicată asupra mușchiului;  $P_0$  este forța maximă izometrică dezvoltabilă de mușchi;  $a$  este o constantă, funcție de căldura

degajată pentru o contracție de un centimetru,  $b$  este o constantă, funcție de eliberarea de energie pentru reducerea forței aplicate.

Modelul Hill este simplu și presupune că mușchiul este format dintr-un element contractil (CON) și două elemente elastice, unul în serie cu elementul contractil (SER), altul în paralel cu cele două elemente (PAR). Forța din elementul elastic este proporțională cu alungirea sa. Se poate scrie:

$$L = L_{CON} + L_{SER} = L_{PAR} \quad (2.4)$$

$$P = P_{PAR} + P_{SER}, \quad P_{CON} = P_{SER} \quad (2.5)$$

unde  $L$  este lungimea mușchiului,  $L_{CON}$  este lungimea elementului contractil,  $L_{SER}$  este lungimea elementului elastic în serie,  $L_{PAR}$  este lungimea elementului paralel, iar  $P$  este forța musculară.

CON este fibra musculară în care se generează forța în funcție de intensitatea stimulului din partea sistemului nervos. PAR este elementul, similar cu un arc, care descrie proprietățile elastice pasive ale structurii. Elementul elastic înmagazinează energia pe durata alungirii mușchiului și o eliberează sistemului atunci când are loc revenirea la poziția izometrică.

Valoarea forței generate în timpul *contracției musculare în poziție izometrică* crește lent. Acest aspect se datorează contracției elementului CON simultan cu alungirea elementului SER. Elementul elastic funcționează, deci, ca un amortizor în cazul creșterii bruște a forței musculare.

Dacă se consideră cazul mușchiului comprimat datorită poziției scheletului, se va observa o lungime a fibrei musculare mai mică decât valoarea sa optimă (în poziție izometrică). Lungimea redusă pentru CON va duce la o lungime redusă pentru SER și la o scădere a forței generate de mușchi.

În codul AnyScript structura mușchiului de tip Hill este definită folosind trei elemente de bază:

- Două elemente legate în paralel (CON și PAR).
- Un element SER, legat în serie cu cele două elemente CON și PAR.

Elementul contractil (CON) reproduce proprietățile active ale fibrelor musculare, iar elementul elastic (PAR) reproduce comportamentul pasiv al fibrelor musculare.

Schematic, modelul Hill utilizat are forma din figura 2.17 și este o adaptare a modelului utilizat de Zajac [202].

Notațiile din figura 2.17 sunt:

- CON – Elementul contractil.
- PAR – Elementul elastic în paralel cu CON.
- SER – Elementul elastic în serie cu CON și PAR.
- $L_{CON}$  – Lungimea elementului CON.
- $L_{SER}$  – Lungimea elementului SER.
- $L_M$  – Lungimea fibrei musculare.
- $L_{MT}$  – Lungimea totală a elementului tendon+fibre musculare.
- $F_t$  – Forța musculară totală (suma dintre forța elastică pasivă și forța activă).
- $\alpha$  – Unghiul de penajie.
- $d$  – Distanța dintre punctul de inserție al fibrei musculare și axa de-a lungul căreia acționează.

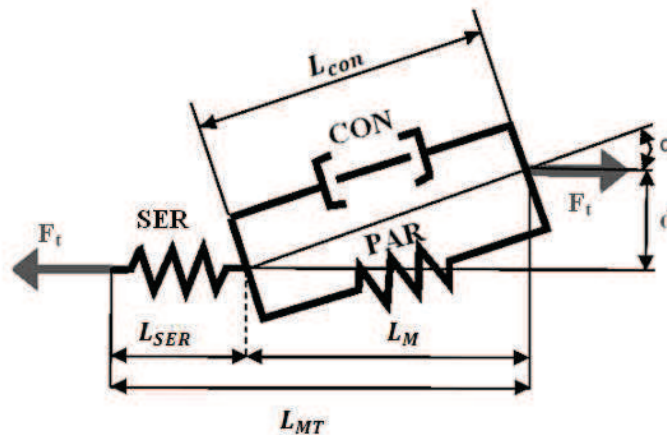


Fig.2.17. Modelul Hill folosit de AnyMuscleModel3E

Modelul de tip *AnyMuscleModel3E* necesită definirea parametrilor descriși pentru modelul *AnyMuscleModel3ELin*, cât și definirea unor parametri adiționali. Aceștia sunt:

- $\Gamma_{\text{bar}}$  – Unghiul de penajie dintre fibrele musculare și axa pe care acționează mușchiul pentru poziție izometrică [rad].
- $F_{\text{fast}}$  – Procentul de fibre cu viteză rapidă de contracție. Reprezintă raportul dintre numărul de fibre totale și numărul de fibre cu viteză rapidă de contracție. Spre exemplu: fibrele cu viteză rapidă de reacție sunt întâlnite cu preponderență la atleții specializați pe probe de viteză, iar fibrele cu viteză scăzută de reacție sunt întâlnite cu preponderență la atleții specializați pe alergarea de rezistență. O fibră cu viteză rapidă de reacție va genera forță maximă rapid, dar cu un cost metabolic crescut. Fibrele cu viteză scăzută de contracție generează forță medie pe durata mișcării dar activarea lor se face cu cost metabolic scăzut, de până la 6 ori mai mic decât în cazul fibrelor cu viteză rapidă de contracție [22].
- $K_1$  și  $K_2$  - Constante care controlează viteza maximă de contracție a mușchiului în funcție de proprietățile fiziologice ale mușchiului [ $s^{-1}$ ]. Valorile folosite implicit sunt:  $K_1=2[s^{-1}]$  și  $K_2=8[s^{-1}]$ .
- $PE_{\text{factor}}$  - Controlează panta curbei descrise de forța din elementul PAR pe măsură ce acesta este alungit. Este o măsură a elasticității elementului PAR.  $L_M = PE_{\text{factor}} * L_{\text{fbar}}$  ( $L_{\text{fbar}}$  este lungimea fibrei în poziție izometrică). Valorile pentru  $PE_{\text{factor}}$  se află în intervalul [1,5; 5].

Valorile de ieșire generate de AnyScript sunt următoarele:

- $L_{\text{mt}}$  – Lungimea totală a elementului mușchi-tendon [m].
- $L_m$  – Lungimea elementului contractil [m].
- $L_t$  – Lungimea tendonului [m].
- $L_{\text{mt}\dot{}}$  – Viteza de contracție a  $L_{\text{mt}}$  [m/s].
- $L_{\text{m}\dot{}}$  – Viteza de contracție a  $L_m$  [m/s].
- *Activity* – Activitatea musculară, calculată înaintea aplicării corecției în funcție de alungirea mușchiului. Este definită ca raportul dintre forța maximă generabilă de modelul de mușchi în starea respectivă și forța generată efectiv. Valorile se află în intervalul [0,1].
- *CorrectedActivity* – Activitatea musculară, după aplicarea corecției în funcție de alungirea mușchiului.
- $F_m$  – Forța generată de elementul contractil CON [N].
- $F_t$  – Forța generată de elementul tendon SER [N].
- $F_p$  – Forța generată de elementul PAR [N].

- Strength – Forța generată de modelul muscular  $F_t$  [N].
- $F_{t_0}$  – Forța pe care ar genera-o tendonul dacă activitatea musculară ar fi nulă [N].
- PennationAngle – Unghiul de penaj pe durata mișcării [rad].
- $EPOT_t$  – Energia potențială din elementul tendon, SER [J].
- $EPOT_p$  – Energia potențială din elementul PAR [J].
- $EPOT_{mt}$  – Energia potențială totală din elementul mușchi-tendon [J].
- $P_m$  – Puterea mecanică a elementului contractil CON [J/s=W].
- $P_{mt}$  – Puterea mecanică a elementului mușchi-tendon [W].
- $P_{met}$  – Estimarea metabolismului muscular [W]. Este calculată considerând o eficiență de -120% pentru alungirea musculară și 25% pentru contracția musculară. Cu alte cuvinte,  $P_{met}=P_m \times 0,25$  pentru contracție și  $P_{met}=P_m \times (-1,20)$  pentru alungire. Aceste valori procentuale sunt în limitele descrise în literatura de specialitate. Eficiența energetică a contracției musculare a fost descrisă ca 16% pentru prinderea unor obiecte cu mâna, 23% pentru exerciții care implică mușchii mari ai membrelor inferioare și superioare și până la 30% în condiții optime pentru mersul pe bicicletă [87]. O eficiență de 25% este ideală, deci, pentru contracția mușchilor scheletici mari. În ceea ce privește alungirea mușchilor, eficiența este -28% pentru mușchii mici și poate ajunge până la -160% pentru mușchii mari [87]. Alegerea valorii de -120% pentru eficiența energetică, în cazul alungirii, este deci optimă pentru cazul mușchilor scheletici mari. Deși metoda oferă rezultate apropiate de realitate [147], aceasta nu permite estimarea metabolismului pentru poziția izometrică a mușchiului. Această limitare nu influențează într-un mod semnificativ rezultatele obținute pentru mișcări ample (mers, alergat, mers pe bicicleta, ridicare de greutăți, etc), dar poate estima eronat consumul energetic pentru cazul studiului unei poziții în care majoritatea mușchilor din model sunt în poziție izometrică (simularea unei mâini care ține un obiect ușor în palmă, fără a include și elementele brațului uman).

Utilizând datele legate de metabolismul muscular se poate calcula consumul de energie, necesar pentru efectuarea activității studiate. Exprimarea costului metabolic în calorii se face folosind estimarea  $1 \text{ cal}=4,184 \text{ J}$ . Cu alte cuvinte, pentru mișcarea de extensie considerată (alungirea modelului muscular):

- Costul metabolic mediu pe durata de o secundă este:  $2,6 \text{ W}=2,6 \text{ J/s}$
- Costul în calorii pe secundă va fi:  $(2,6 \text{ J/s})/4,184=0,621 \text{ cal/s}$
- Costul în calorii pe oră va fi:  $(0,621 \text{ cal/s}) \times 60 \text{ s/min} \times 60 \text{ min/oră}=2235,6 \text{ cal/oră}$
- În calorii alimentare:  $1 \text{ cal}_{\text{alimentar}}=1000 \text{ cal}$
- Consumul va fi deci:  $2,235 \text{ cal}_{\text{ALIMENTAR/oră}}$

Prin aceste estimări se poate determina consumul energetic și, deci, efortul depus pentru efectuarea mișcării studiate pe o anumită durată de timp. Exemple în acest sens au fost prezentate în literatura de specialitate pentru mersul pe bicicletă [147] sau pentru înot [128].

Dacă mișcarea studiată este ciclică, atunci nu se va ține cont de pauzele dintre mișcări. Se poate modela mersul unor subiecți normali și mersul unor subiecți cu dizabilități, în scopul comparării datelor legate de metabolism. Există, deci, posibilitatea conceperii unui model de proteză care să reducă efortul depus pentru deplasare. De asemenea, se pot estima diferențele dintre modelele de proteze studiate și aduce corecții la modelele deja existente.

Pentru ca descrierea modelului muscular să fie completă, este necesară enumerarea mușchilor prezenți în modelul pentru membru inferior uman *LegTD* utilizat de aplicația AnyBody GaitUniMiamiTD. Aceștia sunt:

- Pentru coapsă:
  - Pectineus (1)
  - RectusFemoris (2)
  - VastusLateralis (3)
  - VastusMedialis (4)
  - VastusIntermedius (5)
  - Sartorius (6)
  - TensorFasciaeLatae (7)
  - AdductorLongus (8)
  - AdductorBrevis (9)
  - Pectineus (10)
  - GluteusMedius (11)
  - GluteusMinimus (12)
  - Iliacus (13)
  - BicepsFemoris (14)
  - Semitendinosus (15)
  - Semimembranosus (16)
  - AdductorMagnus (17)
  - Gracilis (18)
  - GluteusMaximus (19)
  - QuadratusFemoris (20)
  - ObturatorExternus (21)
  - ObturatorInternus (22)
  - Gemellus (23)
  - Piriformis (24)
  - Popliteus (25)
- Pentru gambă și laba piciorului:
  - SoleusMedialis (26)
  - SoleusLateralis (27)
  - GastrocnemiusLateralis (28)
  - GastrocnemiusMedialis (29)
  - FlexorDigitorumLongus (30)
  - FlexorHallucisLongus (31)
  - TibialisPosteriorLateralis (32)
  - TibialisPosteriorMedialis (33)
  - TibialisAnterior (34)
  - PeroneusBrevis (35)
  - PeroneusLongus (36)
  - PeroneusTertius (37)
  - ExtensorDigitorumLongus (38)
  - ExtensorHallucisLongus (39)

Poziționarea acestora pe segmentele din model s-a făcut conform cu anatomia umană, ținând cont de studiul pe cadavre umane al lui Klein Horsman [90]. În figura 2.18 se pot observa pozițiile mușchilor din model pentru gambă și laba piciorului, conform cu numerotația de mai sus. Poziționarea mușchilor de pe coapsă se poate observa în figura 2.19.

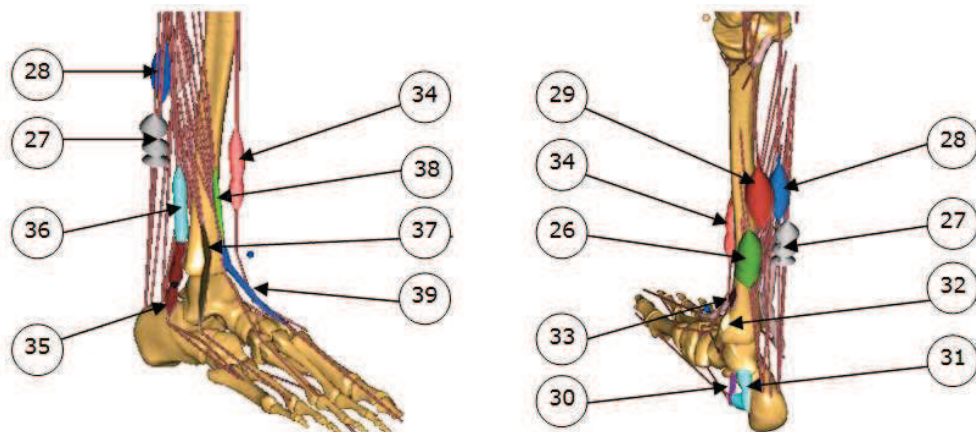


Fig.2.18. Mușchii de pe gambă și laba piciorului din modelul LegTD

Este evident că modelul surprinde cu acuratețe structura membrului inferior uman. Se pune însă problema modelării unor persoane care nu au aceeași înălțime și greutate cu subiectul folosit ca bază pentru model. Înălțimea diferită a subiecților implică lungimi diferite ale membrului inferior, nu neapărat proporționale cu modelul prezentat. De aceea este necesar ca mușchii din model să poată fi adaptați la noua configurație a oaselor. Acest lucru necesită definirea unor noi lungimi pentru tendoane și mușchi. AnyScript permite modificarea lungimilor tendoanelor, în funcție de specificațiile utilizatorului.

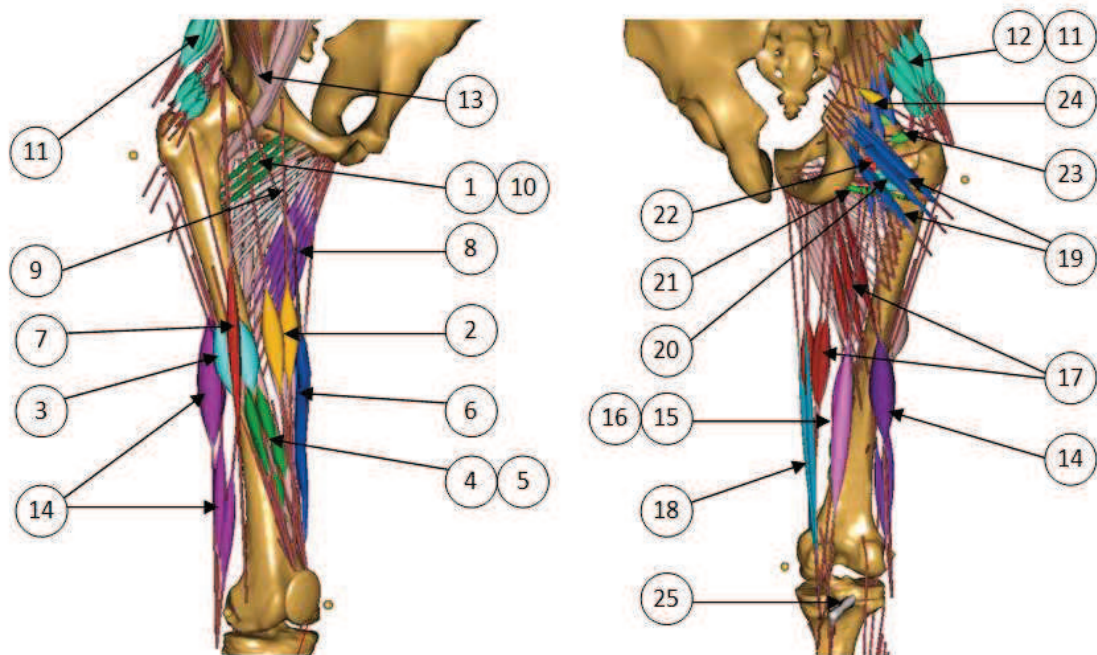


Fig.2.19. Mușchii de pe coapsă din modelul LegTD

*Calibrarea* este procesul prin care lungimile modelelor musculare sunt calculate pentru a permite o generare optimă de forță. Acest procedeu presupune că lungimea tendoanelor ființelor vii este adaptată pentru a permite funcționarea mușchilor în intervalul de lungime pentru care forța generată este maximă (lungime optimă a fibrei musculare). Pentru a calibra un mușchi, utilizatorul trebuie să definească poziții ale modelului pentru care mușchiul respectiv se află în poziție optimă izometrică. În general, aceste poziții pot fi definite ca pozițiile pentru care mușchiul poate genera cea mai mare forță. De exemplu, pentru mușchiul biceps,

calibrarea se va face în poziția pentru care se obține un unghi de  $180^\circ$  între braț și antebrăț. Calibrarea se poate face pentru un singur mușchi sau pentru grupe de mușchi, în funcție de specificațiile utilizatorului. Trebuie avut în vedere faptul că o calibrare inexactă va genera erori mari în soluția obținută. De aceea, este de preferat ca rutinele legate de calibrare să fie adaptate corespunzător cu simularea dorită. O calibrare concepută pentru o persoană cu mobilitate scăzută nu va fi adecvată unui gimnast și invers.

În concluzie, modelul LegTD are o structură foarte apropiată de anatomia membrului inferior uman și permite dimensionarea în funcție de nevoile utilizatorului. Modelele musculare sunt complexe și surprind majoritatea aspectelor legate de funcționarea mușchilor scheletici. Posibilitatea modificării oricărui aspect legat de structura modelului oferă utilizatorului un instrument puternic pentru simularea deplasării bipede pentru cazuri patologice sau pentru studiul unor subiecți fără dizabilități.

Anexa 3 conține informații suplimentare legate de particularitățile modelării musculo-scheletale cu ajutorul aplicației AnyBody.

### 3. MODELAREA MERSULUI UMAN PRIN DINAMICĂ INVERSĂ

Analiza dinamică inversă este o metodă utilizată pentru obținerea forțelor motoare care produc mișcarea dată în prezența forțelor de exterior. Datele de intrare pentru o problemă de dinamică inversă sunt (funcție de timp):

- Forțele exterioare ce acționează asupra lanțului cinematic (rezistente).
- Dimensiunile antropometrice (geometria).
- Cinematica.

Pachetul software AnyBody permite rezolvarea automată a unei probleme de dinamică inversă. Rezolvarea se face pentru un model musculo-scheletal definit de utilizator (lanț cinematic), a cărui mișcare este definită prin traiectorii spațiale și asupra căruia acționează forțe exterioare. În cazul studiului mersului uman:

- Modelul musculo-scheletal este un lanț cinematic format din ansamblul membru inferior – pelvis. Modelul se dimensionează conform cu antropometria subiectului.
- Forțele exterioare sunt reacțiunile din partea solului.
- Traiectoriile sunt șiruri de coordonate ale unor repere amplasate pe elementele anatomice ale membrului inferior și pe pelvis.

#### 3.1. Experimentul pentru prelevarea datelor

În vederea determinării pozițiilor reperelor externe este necesară stabilirea unei convenții referitoare la numărul reperelor și poziția acestora în raport cu oasele scheletice (corpurile rigide din model). În lucrarea de față s-a optat pentru o poziționare a reperelor similară cu cea utilizată de Vaughan [174]. Pozițiile reperelor sunt detaliate în anexa 2, acestea sunt redenumite după cum urmează:

- Reperul 1, redenumit *RTOE*, situat la nivelul articulației dintre falanga 2 și metatarsianul corespunzător falangei 2 a labei piciorului.
- Reperul 2, redenumit *RHEE*, situat în spatele calcaneului.
- Reperul 3, redenumit *RANK*, situat pe exteriorul articulației gleznei.
- Reperul 4, redenumit *RTIB*, situat pe partea exterioară a gambei, la jumătatea distanței dintre articulația gleznei și cea a genunchiului.
- Reperul 5, redenumit *RKNE*, situat pe partea exterioară a articulației genunchiului.
- Reperul 6, redenumit *RTHI*, situat pe partea exterioară a coapsei, la jumătatea distanței dintre articulația genunchiului și cea a coapsei.
- Reperul 7, redenumit *RASI*, situat în dreptul spinului iliac drept.
- Reperul 14, redenumit *LASI*, situat în dreptul spinului iliac stâng.
- Reperul 15, redenumit *SACR*, situat la contactul dintre osul sacral și prima vertebră de jos în sus (L5) a coloanei vertebrale.

Denumirea s-a făcut pentru a ușura procesul de prelucrare a datelor. S-a eliminat astfel posibilitatea confuziei între reperele definite prin numere (o eroare frecvent întâlnită este inversarea reperului 2 cu reperul 3 sau a reperelor 7 și 14). Reperele prezentate mai sus sunt suficiente pentru studiul deplasării ansamblului pelvis-picior drept, dacă se consideră că trunchiul are o poziție verticală pe durata deplasării studiate și că membrele superioare contribuie la echilibrul trunchiului.



### 3.1.1. Date legate de cinematica mersului

Experimentul pentru prelevarea datelor pentru studiul cinematicii mersului necesită un laborator dotat cu minimum două camere de filmat, un sistem hardware și un pachet software care să permită determinarea coordonatelor reperelor în spațiul tridimensional. *Datele de poziție utilizate în lucrarea de față au fost înregistrate în cadrul laboratorului pentru studiul deplasării umane din cadrul Facultății de sport a Universității din Porto, Portugalia (Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, laboratório de Biomecânica do Desporto). S-au utilizat trei camere de filmat, înclinate la un unghi de 45° între axa obiectivului camerei și platforma pe care se deplasează subiecții investigați. Camerele au fost amplasate pe pereții laboratorului, astfel încât să fie posibilă acoperirea unei suprafețe vizuale totale cât mai mari (suma totală a unghiurilor vizuale acoperite de camere a fost de 270°). Frecvența de înregistrare a camerelor a fost de 25 Hz.*

Pentru a obține date valide este necesar ca subiectului să i se permită o adaptare la dimensiunile platformei pe care acesta trebuie să se deplaseze. Platforma utilizată în cadrul laboratorului a avut o lungime de 8 m și o lățime de 1,5 m, un spațiu suficient pentru ca subiectul să fie capabil să se deplaseze fără restricții. În general, este necesară înregistrarea unui număr de cel puțin trei cicluri de mers pentru fiecare subiect în parte. Un număr mai mic de înregistrări prezintă riscul obținerii unor date de poziție eronate, caracteristice unui mers restricționat (subiectul prezintă atenție sporită la efectuarea fiecărui pas), diferit de cel natural. Dacă înregistrarea s-a făcut în mod corect, diferențele dintre traiectoriile determinate pentru cele trei cicluri de mers vor fi ne semnificative.

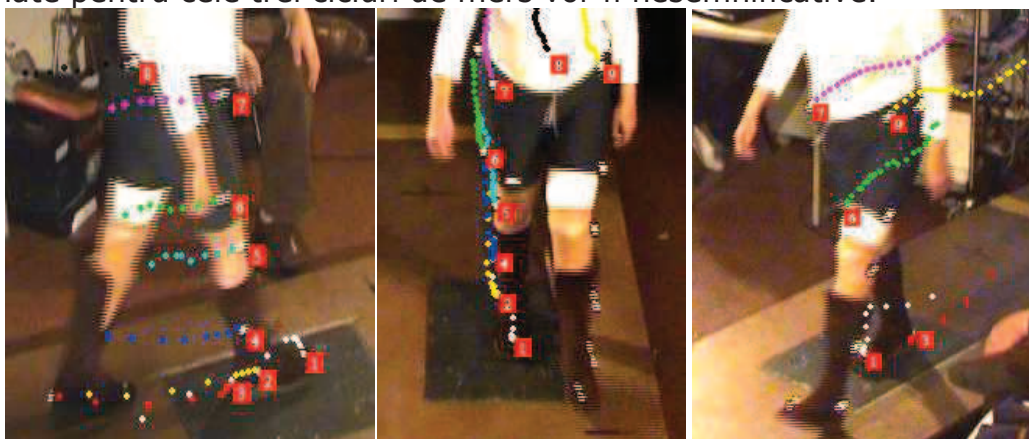


Fig.3.1. Pozițiile reperelor pe corpul subiectului. Imagini prelevate de la cele trei camere de filmat și analizate în software-ul „Dvideo”

După înregistrarea semnalului video, urmează etapa obținerii pozițiilor reperelor din înregistrările obținute de la cele trei camere. În acest scop s-a utilizat software-ul „Dvideo”, conceput de UNICAMP, São Paulo, Brazilia (figura 3.1). Acest software utilizează metoda triangulării și permite determinarea poziției fiecărui reper, în funcție de pozițiile predefinite ale unor repere atașate unui dispozitiv de calibrare. Pentru a putea obține coordonatele tridimensionale ale reperelor este necesară precizarea poziției acestora în imaginile înregistrate de la cel puțin două camere.

Calibrarea camerelor de filmat permite eliminarea erorilor ce pot să apară în urma estimării greșite a distanțelor. Calibrarea se face cu ajutorul unui dispozitiv

dedicat, echivalent unui volum tridimensional predefinit. Dispozitivul pentru calibrare, utilizat în cadrul laboratorului pentru analiza mersului, a avut un număr de 16 reperi. Reperele utilizate au fost amplasate conform cu tabelul 3.1.

Tabelul 3.1. Amplasarea reperelor dispozitivului pentru calibrare

Nr. reper	X	Y	Z
1	0,00	0,00	0,00
2	0,50	0,00	0,00
3	1,00	0,00	0,00
4	1,00	0,75	0,00
5	1,00	1,50	0,00
6	0,50	1,50	0,00
7	0,00	1,50	0,00
8	0,00	0,75	0,00
9	0,00	0,00	1,00
10	0,00	0,00	1,75
11	1,00	0,00	1,00
12	1,00	0,00	1,75
13	1,00	1,50	1,00
14	1,00	1,50	1,75
15	0,00	1,50	1,00
16	0,00	1,50	1,75

Poziția reperelor dispozitivului de calibrare va fi precizată de utilizator, pentru fiecare din cele trei camere, ținându-se cont de axele sistemului de referință global (figura 3.2).

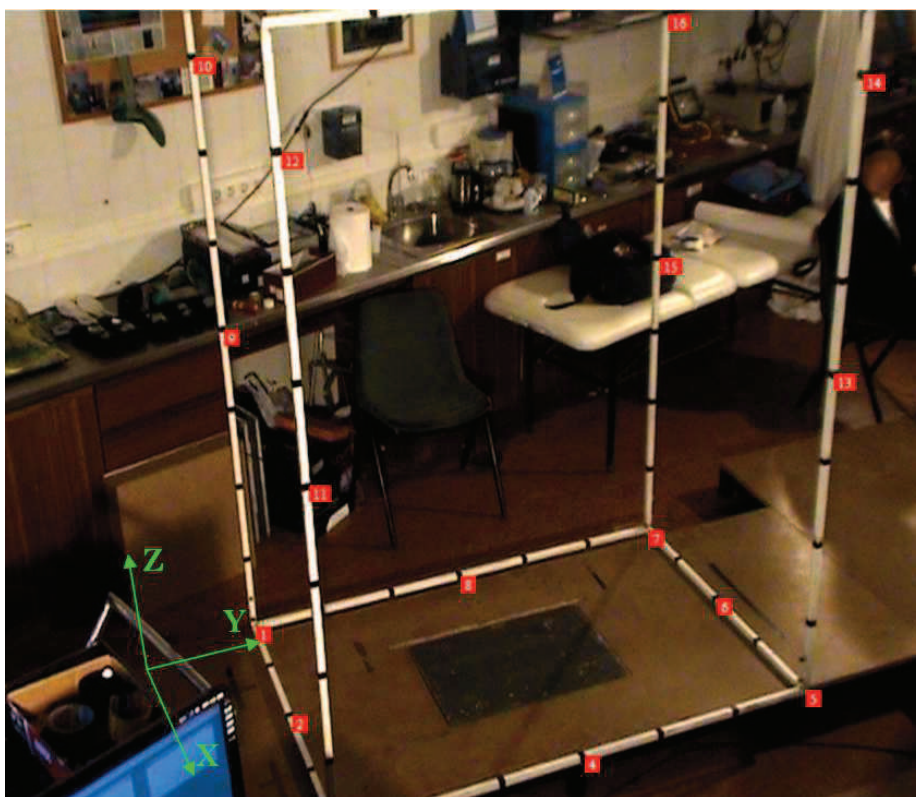


Fig.3.2. Pozițiile reperelor pentru sistemul de calibrare. Camera de filmat 1.

Marcarea reperelor atașate corpului subiectului studiat se face după definirea volumului tridimensional reprezentat de dispozitivul de calibrare. Este

necesar ca reperele să fie marcate pe întreaga durată a pasului investigat, în cel puțin două camere de filmat.

Un set de date obținut în urma studiului mersului unei persoane fără dizabilități (cu ajutorul protocolului experimental descris) are forma din figura 3.3.

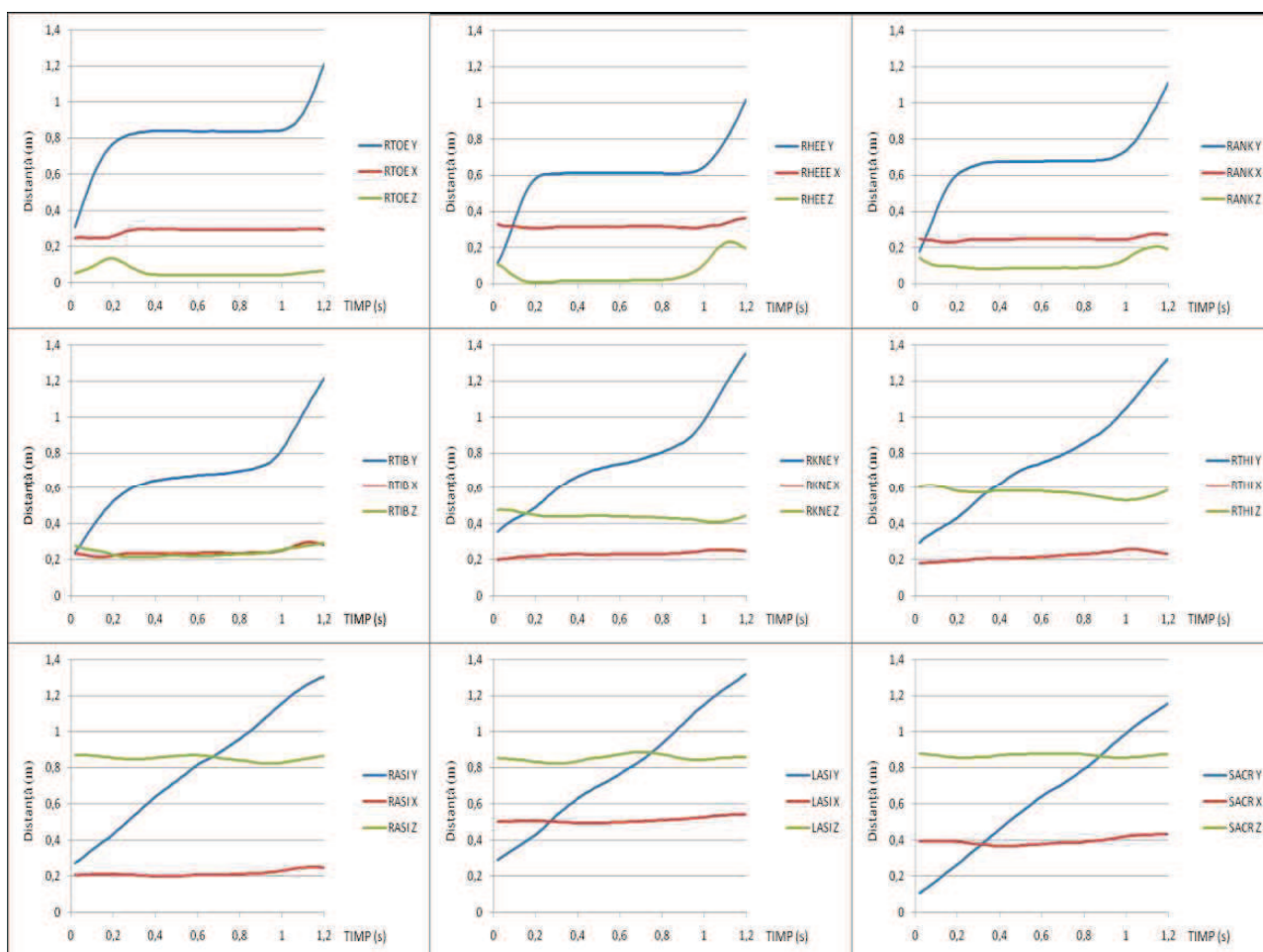


Fig.3.3. Pozițiile reperelor atașate corpului uman, pe durata efectuării unui pas

Se poate constata că diferențele între forma semnalelor ce definesc poziția reperului RASI pe axa Z, cea a reperului LASI și cea a reperului SACR pe axa Y sunt minime. Creșterea valorilor pe axa Y este liniară pentru aceste trei repere, ceea ce indică o deplasare uniformă a subiectului investigat. Dacă subiectul este nesigur pe durata pășirii, aceste semnale vor avea mici deviații de la linearitate, corespunzătoare cu perioadele pentru care subiectul își echilibrează corpul. O metodă simplă de verificare a corectitudinii amplasării reperelor este studiarea vizuală a semnalului de pe axa Z din graficele prezentate în figura 3.3, și observarea pozițiilor acestora în raport cu corpul subiectului investigat. Spre exemplu, o definiție greșită a reperului RANK va putea fi observată prin compararea semnalului obținut pentru poziția de sprijin pe piciorul studiat (între 0,2s și 0,8s pentru exemplul din figura 3.3). Pentru poziția de sprijin, reperele definite corect vor avea valori care urmează regula  $RHEE Z < RTOE Z < RANK Z$ . În mod asemănător vom avea  $RTIB Z < RKNE Z < RTHI Z$  și  $RASI Z = LASI Z = SACR Z$ . Pentru reperele atașate pelvisului, un semnal înregistrat în mod corect implică și  $RASI X < SACR X < LASI X$ .

### 3.1.2. Reacțiuni din partea solului

Reacțiunile din partea solului reprezintă forțele generate în urma contactului dintre un corp și sol, egale și de semn contrar cu forțele cu care corpul acționează asupra solului. Pentru cazul deplasării bipede, reacțiunile din partea solului vor fi egale și de semn contrar cu forța pe care o exercită piciorul pe sol. Vectorul care definește forțele de reacțiune din partea solului este o mărime ce reflectă accelerațiile centrului de greutate al corpului. Practic, reacțiunea din partea solului reprezintă rezultatul acțiunii tuturor forțelor musculare, gravitaționale și inerțiale care acționează asupra corpului uman la un anumit moment de timp pe durata contactului cu solul [195]. Din această cauză, reacțiunile din partea solului reprezintă principalul obiect de studiu în cazul deplasării umane.

Acțiunea mușchilor scheletici poate fi, studiată cu ajutorul reacțiunilor din partea solului, dacă se consideră că reacțiunile din partea solului și forțele dezvoltate de mușchi produc momente egale și de semn contrar în jurul axelor articulațiilor membrului inferior. Greutatea și forțele de inerție ale elementelor componente ale lanțului cinematic corespunzător membrului inferior, acționează, de asemenea, asupra elementelor proximale și distale din lanțul cinematic. Aceste forțe articulare prezintă importanță, dar au valori mici pe durata contactului cu solul. De aceea, reacțiunile din partea solului sunt utilizate în mod direct de către specialiștii din centrele de reabilitare, pentru o mai bună înțelegere a forțelor pe care mușchii umani trebuie să le genereze, pe durata contactului cu solul, pentru controlul membrului inferior [105].

Reacțiunile pot fi determinate cu ajutorul unui sistem dedicat acestui scop, cunoscut sub numele de *platformă pentru determinarea reacțiunilor din partea solului*, sau „*force platform*” (*platformă de forță*) în literatura de specialitate în limba engleză. Forțele de reacțiune din partea solului, determinate cu ajutorul platformei, reprezintă componentele vectorului forței ce apare ca răspuns din partea solului în urma contactului piciorului cu dispozitivul [102]. Platforma permite determinarea, într-un sistem de coordonate atașat dispozitivului, a componentelor vectorului reacțiunilor din partea solului. De obicei, valoarea forțelor de reacțiune obținute se împarte la greutatea corporală a individului pentru a permite compararea directă între indivizi. Valoarea componentelor reacțiunilor se reprezintă, deci, ca o funcție de greutatea subiectului investigat ( $R/greutate = BW$  în literatura de specialitate, sau  $F/G$ ). Un pas complet poate fi considerat ca fiind format din două etape:

- *etapa de sprijin* pe picior (60% din ciclul de mers);
- *etapa de balans* a piciorului (40% din ciclul de mers);

Pentru a permite compararea între diferite seturi de date, timpul este reprezentat procentual (normalizare). Valorile obținute (forțe de reacțiune, activități musculare, etc) se reprezintă (procentual) în funcție de durata unui pas complet sau în funcție de *durata de sprijin* (durata contactului cu solul) pentru piciorul respectiv.

Principiul funcționării platformelor pentru determinarea reacțiunilor din partea solului, utilizate în prezent, se bazează pe studiul deformării anumitor componente din construcția acestora, sub acțiunea forțelor exterioare. Se disting două categorii de platforme: platformele cu senzori de tip *traductor tensiometric* și platformele cu senzori de tip *cristale piezoelectrice*. Platformele cu traductori tensiometrici sunt mai ieftine și se comportă bine în cazul unor solicitări statice. Platformele cu cristale piezoelectrice permit înregistrarea la frecvențe ridicate, dar, pentru măsurarea solicitărilor statice necesită sisteme electronice dedicate [154].

Platformele moderne utilizează patru senzori amplasați în colțurile platformei. Semnalul obținut de la o platformă va fi caracterizat de mărimile  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ , cele trei componente ortogonale ale forței, respectiv de momentele ortogonale  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  relativ cu poziția centrului platformei. Originea forțelor  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  este centrul de aplicație a reacțiunii din partea solului, denumit *centru de presiune* (center of pressure - COP în literatura de specialitate). Coordonatele X și Y ale centrului de presiune se află, uzual, în centrul platformei, iar coordonata Z se află sub capacul platformei.

Tabelul 3.2. Parametrii platformei Kistler pentru măsurarea reacțiunilor din partea solului

Parametru	Calcul	Descriere
$F_x$	$= f_{x12} + f_{x34}$	Forța medio-laterală 1)
$F_y$	$= f_{y14} + f_{y23}$	Forța antero-posterioară 1)
$F_z$	$= f_{z1} + f_{z2} + f_{z3} + f_{z4}$	Forța verticală
$M_x$	$= b \cdot (f_{z1} + f_{z2} - f_{z3} - f_{z4})$	Momentul platformei în jurul axei X 3)
$M_y$	$= a \cdot (-f_{z1} + f_{z2} + f_{z3} - f_{z4})$	Momentul platformei în jurul axei Y 3)
$M_z$	$= b \cdot (-f_{x12} + f_{x34}) + a \cdot (f_{y14} - f_{y23})$	Momentul platformei în jurul axei Z 3)
$M_x'$	$= M_x + F_y \cdot a_{z0}$	Momentul platformei fata de suprafața platformei 2)
$M_y'$	$= M_y - F_x \cdot a_{z0}$	Momentul platformei fata de suprafața platformei 2)
$a_x$	$= -M_y' / F_z$	Coordonata X a centrului de presiune (COP) 2)
$a_y$	$= M_x' / F_z$	Coordonata Y a centrului de presiune (COP) 2)

Toate formulele sunt în sistemul de coordonate pentru platforma de tip Kistler

- 1) Direcția de mers este pozitivă pe axa Y      3)  $a, b$  = distanțe între senzori (valori pozitive)  
 2)  $a_{z0}$  = distanța față de capacul platformei (valoare negativă)

În tabelul 3.2 [175] se pot observa valorile ce pot fi determinate cu ajutorul unei platforme Kistler pentru măsurarea reacțiunilor din partea solului, conform cu notațiile din figura 3.4 [175]. Valorile studiate uzual sunt  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  – componentele vectorului reacțiunii din partea solului și  $a_x$ ,  $a_y$  – pozițiile centrului de presiune. Coordonata  $a_z$  a centrului de presiune se consideră 0 și coincide cu valoarea 0 pe axa Z a sistemului de referință global. Momentul  $M_z$  reprezintă reacțiunea datorată momentului de torsiune generat de piciorul subiectului investigat, în jurul unei axe verticale situată în centrul de presiune. În simulare, momentele  $M_y$  și  $M_x$  sunt considerate nule, deoarece acestea sunt generate doar în cazul în care există o conexiune rigidă între pantof și platformă (pantoful este fixat pe platformă).

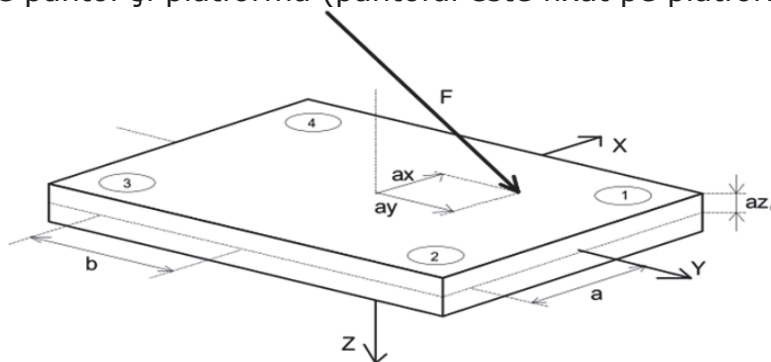


Fig.3.4. Reprezentare schematică a unei platforme pentru măsurarea reacțiunilor din partea solului

În general, platformele au un pachet software dedicat ce permite determinarea directă a componentelor prezentate mai sus. Cu toate acestea, anumite modele permit doar citirea datelor furnizate de senzori și necesită determinarea valorilor  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $a_x$ ,  $a_y$ ,  $M_z$ , de către utilizator. Determinarea valorilor implică o înțelegere a datelor furnizate de către platforme. Majoritatea platformelor utilizate în prezent sunt similare cu platformele AMTI (Watertown, Massachusetts, Statele unite ale Americii) sau Kistler (Winterthur, Elveția). Pentru lucrarea de față s-au utilizat o platformă Kistler (laboratorul pentru studiul deplasării umane din cadrul Facultății de sport a Universității din Porto, Portugalia), cât și o platformă AMTI (centrul de reabilitare din Villa Nova de Gaia, Porto, Portugalia). În cazul unei platforme AMTI, valorile  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  sunt calculate de software-ul platformei, iar ecuațiile prezentate în tabelul 3.2 pot fi aplicate direct, cu precizarea că:

$$F_x = F_x' \cdot f_x \quad (3.1)$$

$$F_y = F_y' \cdot f_y \quad (3.2)$$

$$F_z = F_z' \cdot f_z \quad (3.3)$$

$$M_z = M_z' \cdot g_z + F_x' \cdot (M_x' \cdot g_x + F_z \cdot a_z) / F_z + F_y' \cdot (M_y' \cdot g_y + F_z \cdot a_z) / F_z \quad (3.4)$$

unde  $F_x'$ ,  $F_y'$ ,  $F_z'$  sunt valorile tensiunilor electrice citite de la senzori [V],  $f_x$ ,  $f_y$ ,  $f_z$  sunt constante necesare pentru conversia din V în N, iar  $g_x$ ,  $g_y$ ,  $g_z$  sunt constante necesare pentru conversia din V în Nm a momentelor. Fiecare platformă AMTI are o valoare  $a_z$  determinată de producător și specificată în manualul de utilizare.

În cazul utilizării unei platforme de tip Kistler, fiecare din cele patru colțuri ale platformei are un număr de trei senzori piezoelectrice, dispuși ortogonal. Senzorii citesc valori care sunt însumate automat. Valorile citite de la platformă sunt:  $F_{x12}$ ,  $F_{x34}$ ,  $F_{y14}$ ,  $F_{y23}$ ,  $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$ ,  $F_{z3}$  și  $F_{z4}$  ( $F_{x_{ij}} = F_{x_i} + F_{x_j}$ ;  $F_{y_{ij}} = F_{y_i} + F_{y_j}$ ). Pentru a determina valorile de interes se vor folosi următoarele ecuații:

$$F_x = (F_{x12} + F_{x34}) f_{xy} \quad (3.5)$$

$$F_y = (F_{y14} + F_{y23}) f_{xy} \quad (3.6)$$

$$F_z = (F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}) f_z \quad (3.7)$$

$$M_z = b(-F_{x12} + F_{x34}) f_{xy} + a(F_{y14} - F_{y23}) f_{xy} \quad (3.8)$$

unde  $f_{xy}$  și  $f_z$  sunt constante necesare conversiei din V în N.

Utilizarea pachetului software AnyBody necesită adaptarea valorilor obținute la sistemul de coordonate global, utilizat în aplicația dedicată studiului deplasării umane. Această adaptare este necesară și pentru a putea prezenta date conform cu convențiile uzuale din literatura de specialitate. Prin urmare; axa  $O_x$  devine  $O_y$ , axa  $O_y$  devine  $O_x$ , iar axa  $O_z$  devine  $-O_z$ . Pentru o mai bună înțelegere a schimbărilor, conform cu sistemul de coordonate global utilizat frecvent în literatura de specialitate, se va face referință la anexa 2.

După obținerea componentelor reacțiilor din partea solului, este necesar ca acestea să fie studiate și înțelese. Componenta verticală ( $F_z$ ) a reacțiilor are valoarea cea mai mare dintre cele trei componente. Aceasta are forma din figura 3.5 și prezintă trei puncte de interes pentru studiul mersului ( $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$ ,  $F_{z3}$ ). Vârful  $F_{z1}$  este corespunzător începutului fazei de sprijin pe piciorul studiat și este legat de răspunsul platformei la aplicarea greutății corporale pe picior. Valoarea  $F_{z2}$  este corespunzătoare deplasării centrului de greutate al corpului pe direcție verticală (îndepărtare de sol), pe măsură ce piciorul începe să se apropie de poziția perpendiculară pe sol. Valoarea  $F_{z3}$  este corespunzătoare fazei de începere a desprinderii de pe sol și este un indicator al creșterii accelerației centrului de greutate și a deplasării acestuia înspre sol. Componenta  $F_z$  depinde direct de accelerația centrului de greutate al corpului. Valorile  $F_{z3}$  și  $F_{z1}$  sunt de aproximativ

105-110% din greutatea corporală și depind de stilul de mers al subiectului. Valoarea  $Fz2$  este, în general, aproximativ 80% din greutatea subiectului.

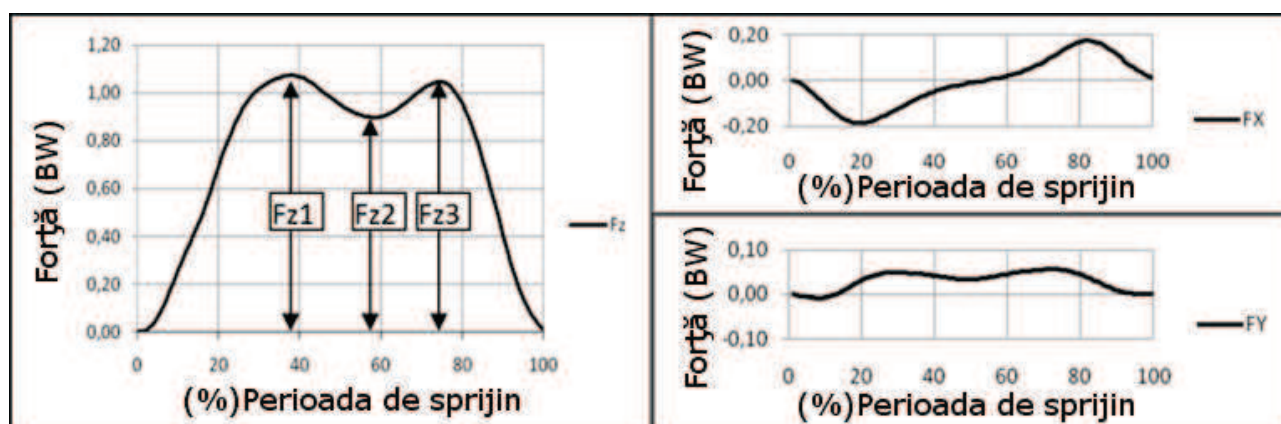


Fig.3.5. Reprezentare a reacțiilor din partea solului pentru un subiect normal, conform cu sistemul global de coordonate din figura 2.16 (Date obținute experimental).

Componenta  $F_x$  a reacțiilor este generată în planul antero-posterior atunci când vectorul reacțiilor deviază de la traiectoria verticală.  $F_x$  are o fază negativă, corespunzătoare cu decelerarea corpului la contactul cu solul și o fază pozitivă atunci când are loc accelerarea corpului, în scopul desprinderii de pe sol. În general, componenta  $F_x$  are valori maxime de aproximativ 20-25% din greutatea corporală.

Componenta  $F_y$  (laterală) este generată de schimbarea de greutate de pe un picior pe altul și are o valoare de aproximativ 5-10% din greutatea corporală. Este pozitivă pentru piciorul drept și negativă pentru piciorul stâng (considerând o axă  $Y$  cu valori pozitive spre piciorul stâng).

Pentru pacienții cu amputație transtibială, componenta  $F_z$  și componenta  $F_x$  au valori mai mici decât cele întâlnite la persoanele fără dizabilități – o consecință a lipsei de stabilitate pe membrul rezidual. Pacienții cu amputație unilaterală vor genera, în schimb, valori crescute pentru  $F_z$  și  $F_x$  în cazul piciorului sănătos.

### 3.2. Sincronizarea semnalelor

După cum s-a evidențiat în paragrafele anterioare, traiectoriile spațiale și forțele obținute cu ajutorul platformei pentru măsurarea reacțiilor din partea solului sunt măsuri ce definesc caracteristicile mersului subiectului. Prezența unor erori în cele două seturi de date afectează parțial rezultatele finale. Cu toate acestea, se pot obține rezultate satisfăcătoare chiar dacă mici erori sunt prezente fie în semnalul de poziție, fie în vectorul reacțiilor din partea solului. Pe de altă parte, dacă semnalele nu sunt sincronizate, pot apărea erori mari în șirul de valori ale forțelor și momentelor articulare obținute. Dacă forțele de reacțiune sunt aplicate prea devreme în model, se va observa tendința suprasolicitării musculaturii membrului inferior, deoarece acesta va întâmpina rezistență înainte de atingerea solului. În mod asemănător, o aplicare cu întârziere a semnalului de reacțiune din partea solului va genera forțe mai mari pe durata susținerii greutății corpului pe piciorul investigat și va duce tot la suprasolicitare musculară. Evident, este de dorit ca datele obținute să fie cât mai apropiate de cele caracteristice mersului investigat. De aceea, este nevoie ca cele două seturi de date să fie sincronizate, iar momentul aplicării semnalului reacțiilor din partea solului să coincidă cu momentul primului contact dintre călcâi și sol.

În general, există două categorii de aparatură utilizată pentru determinarea caracteristicilor mersului. Prima categorie este reprezentată de soluțiile complete, care integrează înregistrarea semnalelor de poziție și înregistrarea reacțiilor din partea solului. A doua categorie este reprezentată de soluțiile mai ieftine, care permit înregistrarea celor două semnale, dar necesită operare separată a aparaturii.

### 3.2.1. Soluții complete

Soluțiile complete sunt, în general, livrate ca un ansamblu de componente, complet sincronizate, acționate de la o singură unitate de comandă. Marele avantaj al acestor sisteme de măsurare este sincronizarea adecvată a semnalelor înregistrate. Cu alte cuvinte, înregistrarea pornește simultan, atât pentru aparatura video, cât și pentru platforma dedicată înregistrării reacțiilor.

Un exemplu, în acest sens, este sistemul de captură a deplasării umane produs de firma VICON. Acest sistem este dotat cu minim patru camere video, utilizează cel puțin două platforme pentru măsurarea reacțiilor din partea solului și dispune de un software adecvat ce permite redarea în timp real a semnalelor înregistrate. Cu alte cuvinte, se pot evalua în mod direct valorile caracteristice mersului studiat. Un alt avantaj major al acestui tip de sistem este legat de captura semnalului de poziție, firma VICON fiind printre cei mai avansați distribuitori de echipamente pentru captura mișcării. Software-ul VICON permite vizualizarea și determinarea coordonatelor spațiale ale reperelor în timp real, pe măsură ce subiectul se deplasează. Înainte de a începe înregistrarea datelor este nevoie de o calibrare ce implică utilizarea unui baston dedicat, prevăzut cu repere. Alt avantaj îl constituie aplicația VICON Bodybuilder, disponibilă în pachetul standard al sistemului, aplicație descrisă în capitolul 2.3.2. Această aplicație permite determinarea forțelor și momentelor articulare imediat după înregistrarea semnalului.

În general, soluțiile complete integrează datele obținute într-un fișier, cu format considerat standard în domeniul biomecanicii, cu extensia *.c3d* ([www.c3d.org](http://www.c3d.org)). Fișierele *c3d* conțin date complete și sincronizate, ce definesc deplasarea studiată. Formatul acestor fișiere a fost conceput de Dr. Andrew Danis în anii '80 și a fost adaptat ulterior pentru a include date cât mai complete, legate de studiul deplasării umane. Fișierele *c3d* conțin date împărțite în două mari clase: *Măsurări fizice și Informații parametrice* [25].

Măsurările fizice includ informații legate de poziție (coordonate) și date suplimentare în format numeric (denumite *date analog* în fișierele *c3d*). Coordonatele spațiale ale reperelor sunt reprezentate în sistemul de referință global. Pentru coordonatele spațiale se specifică atât acuratețea măsurărilor (eroarea medie) cât și pozițiile camerelor de filmat cu care s-au efectuat înregistrările. Datele suplimentare (analog) reprezintă semnale prelevate de la mijloacele de măsurare de tip electromiograf, goniometru, celule pentru măsurarea încărcărilor, platforme pentru măsurarea reacțiilor din partea solului etc. Toate aceste semnale sunt sincronizate cu semnalele de poziție ale subiectului investigat. Informațiile parametrice sunt legate de valorile unităților de măsură, denumirile reperelor utilizate, numele subiectului investigat, diagnosticul subiectului, cât și date generale legate de protocolul utilizat sau de tipul deplasării studiate.

Formatul *c3d* conține, deci, date sincronizate, bine documentate și, în general, complete. Aceste avantaje elimină problematica utilizării datelor de către un cercetător care nu este familiarizat cu protocolul utilizat pentru obținerea



acestora. Cu toate acestea, soluțiile complete prezintă marele dezavantaj de a funcționa ca o cutie neagră, utilizatorul ne-având posibilitatea de a prelucra datele brute obținute de la mijloacele de măsurare. Un alt mare dezavantaj este legat de costul unei soluții complete, acesta depășind, în general, 40.000 de euro.

### **3.2.2. Soluții accesibile**

O alternativă la utilizarea soluțiilor complete este utilizarea sistemelor concepute de către cercetătorii cu experiență în domeniu, dar care nu sunt eficiente în ceea ce privește sincronizarea semnalelor și timpul necesar obținerii datelor finale. Un protocol tipic pentru studiul mersului uman implică un număr de minim trei camere de filmat (de preferat cu frecvență mare de înregistrare) și cel puțin un dispozitiv care permite obținerea componentelor reacțiunilor din partea solului.

#### **3.2.2.1. Protocolul pentru studiul deplasării umane utilizat în cadrul Universității din Porto, Portugalia**

*În cadrul Universității din Porto, Portugalia, autorul a utilizat un protocol de captură a pozițiilor reperelor bazat pe trei camere de filmat cu frecvență de 25Hz. Platforma pentru măsurarea reacțiunilor a fost de tip Kistler și a permis determinarea în mod direct a reacțiunii din partea solului prin componentele ei ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ). Cu toate că platforma pentru determinarea reacțiunilor este un model modern și performant, aceasta este acționată separat de sistemul de captură video. Înregistrările obținute de la sistemul video sunt preluate separat de reacțiunile din partea solului (în timp). Este nevoie de o prelucrare ulterioară a datelor legate de poziție, un proces care necesită timp și experiență din partea utilizatorului.*

Cu toate acestea, sistemul oferă avantajul controlului direct asupra datelor înregistrate. Este posibilă, deci, studierea înregistrărilor de la camerele video și determinarea și corectarea erorilor din semnalul de poziție. Pot fi astfel reduse erorile generate de mișcarea relativă a reperelor amplasate pe hainele sau pielea subiectului. Un alt avantaj al acestui protocol este legat de costurile reduse, comparativ cu soluțiile complete. Costul unei soluții concepute de cercetători este, în general, de două sau trei ori mai mic decât cel al unei soluții complete (dar necesită efort suplimentar pentru prelucrarea datelor). Practic, singurul element costisitor este reprezentat de platforma dedicată studiului reacțiunilor din partea solului.

Sincronizarea celor două tipuri de date este, în schimb, un aspect problematic. De regulă, sincronizarea se face prin inspecția vizuală a datelor înregistrate de camera video și determinarea primului punct de contact cu solul. Se studiază semnalul reacțiunilor și se alege valoarea de început a acestuia (prima valoare pentru care se observă o creștere semnificativă). Ulterior semnalul caracteristic reacțiunilor este adus la aceeași frecvență cu semnalul de poziție și se suprapune peste acesta. Prin urmare, acuratețea sincronizării celor două semnale depinde de experiența utilizatorului.

### 3.2.2.2. Protocolul pentru studiul deplasării umane utilizat în cadrul Universității „Politehnica” din Timișoara

În cadrul laboratorului pentru analize biomecanice al Universității Politehnica din Timișoara, autorul a utilizat un sistem Zebris pentru studiul deplasării. Sistemul Zebris utilizează sisteme care emit ultrasunete (repere externe) și permit identificarea poziției reperelor. Sistemul este ușor de utilizat și compact, fiind ideal pentru situațiile în care este nevoie de deplasarea mijloacelor de măsurare la locul unde urmează să se facă înregistrările.

Principalul dezavantaj al acestui tip de sistem este legat de imposibilitatea determinării cu acuratețe a pozițiilor reperelor care emit ultrasunete, în cazul când subiectul se deplasează cu viteză relativ mare. S-a constatat o lipsă de acuratețe pentru cazul studiului mersului normal, erorile generate de acest sistem fiind semnificative. Au fost obținute rezultate bune pentru mers cu viteză redusă, atunci când subiectul a fost instruit să pășească cu atenție.

Pentru determinarea reacțiilor din partea solului, laboratorul dispune de o platformă pentru măsurarea presiunii. Acest dispozitiv prezintă avantajul generării cu acuratețe a componentei normale a reacțiunii din partea solului. În general, sub piciorul uman se află un număr de aproximativ 40 de senzori pe întreaga durată a contactului acestuia cu platforma. Spre deosebire de platformele pentru măsurarea forțelor de reacțiune din partea solului, o platformă pentru studiul presiunii poate să ofere o imagine clară a distribuției forțelor pe suprafața în contact cu solul. Este, deci, posibil ca semnalul de la fiecare sensor să fie aplicat individual, pe suprafața inferioară a piciorului modelului utilizat, pentru studiul deplasării. Acest avantaj ar putea să genereze rezultate de o calitate ridicată. Poziția centrului de aplicație al reacțiilor din partea solului (centrul de presiune) poate fi determinată în mod direct, și este corespunzătoare cu poziția centrului de presiune determinată experimental.

În mod asemănător cu soluția prezentată în subcapitolul precedent, acest protocol necesită sincronizare între cele două semnale. Un alt dezavantaj al acestui protocol este lipsa componentelor  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  ale reacțiunii din partea solului, aspect ce limitează acuratețea simulării. Aceste componente pot fi approximate ulterior, prin calcul, ținându-se cont de traiectoria.

### 3.2.3. Algoritmi pentru sincronizarea semnalelor

După analiza avantajelor și dezavantajelor soluțiilor discutate în paragrafele anterioare, se poate concluziona că utilizarea unei soluții complete este de natură să furnizeze date de acuratețe sporită în timp redus și este cea mai bună soluție în momentul actual. Cu toate acestea, dacă laboratorul nu este dotat cu o asemenea soluție, este necesar ca utilizatorul să aplice o metodă rapidă și eficientă pentru generarea unor fișiere cu semnale sincronizate și care să descrie valorile înregistrate pe durata experimentului.

Cu alte cuvinte, este nevoie de o soluție automată care să citească datele obținute de la sistemul pentru analiza poziției și pe cele obținute de la sistemul pentru determinarea reacțiilor din partea solului și care să realizeze următoarele:

- Reperele să fie descrise conform cu poziția anatomică și denumirea convenită în subcapitolul 3.1.

- Semnalul de poziție și cel corespunzător reacțiunilor din partea solului să fie aduse la fază comună și frecvență comună de eșantionare.
- Să determine în mod automat poziția de început a contactului cu solul pentru șirul de valori ale semnalului de poziție.
- Să determine în mod automat poziția de început a contactului cu solul pentru șirul de valori ale semnalului reacțiunilor din partea solului.
- Să genereze, în mod automat, fișiere de ieșire într-un format universal, compatibil cu structura unui fișier c3d sau cu structura de date a programului utilizat pentru analiza finală a datelor.

### 3.2.4. Aplicație Matlab pentru sincronizarea semnalelor

Ținând cont de cerințele descrise în capitolul anterior, autorul a conceput algoritmi originali și a dezvoltat o aplicație software capabilă să rezolve problema sincronizării și să genereze cod compatibil cu aplicația AnyBody. Pachetul Matlab a fost folosit ca mediu pentru dezvoltarea aplicației. Aplicația permite determinarea cu acuratețe a momentului primului contact cu solul și poate realiza sincronizarea dintre semnalul de poziție și cel al reacțiunilor din partea solului.

Aplicația a fost concepută pentru a utiliza date de la un ansamblu pelvis-membru inferior ce reprezintă partea dreaptă a corpului uman. Reperele sunt citite din fișierele text, obținute cu ajutorul programului Dvideo (UNICAMP, São Paulo, Brazilia) și stocate în variabile cu denumire conformă cu sistemul de repere descris anterior (v. subcapitolul 3.1). Utilizatorul poate specifica frecvența cu care s-a înregistrat semnalul video, după care se realizează o interpolare și eșantionarea semnalelor la frecvența de 50 Hz, frecvență utilizată de modelul AnyBody pentru studiul mișcării. Transformarea se face prin interpolare de tip spline, datorită preciziei acesteia.

#### 3.2.4.1. Determinarea pozițiilor contactului cu solul pentru semnalul de poziție

După aducerea semnalului cinematic la frecvența dorită, acesta este prelucrat cu o rutină capabilă să determine primul punct de contact cu solul. Pentru aceasta se parcurge semnalul corespunzător poziției pe axa Z a reperului RHEE și se determină primul punct de minim al acestui reper (figura 3.6).

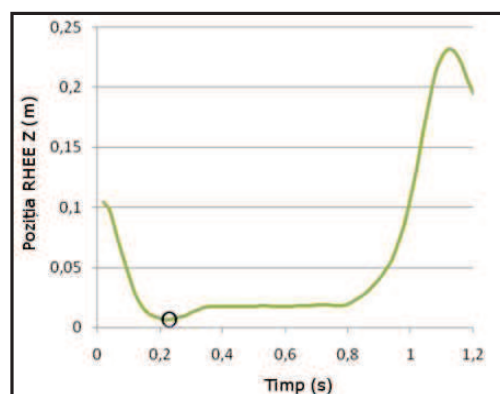


Fig.3.6. Determinarea primului contact cu solul pentru piciorul uman

Determinarea primului punct de contact este simplă; este necesară doar găsirea primului punct de unde semnalul începe să crească. Pentru o mai mare siguranță, se pot studia și valorile imediat următoare, verificându-se că după panta crescătoare a semnalului, situată în succesiunea punctului determinat, se găsește un palier cu valori aproape constante. Acest palier semnifică pozițiile pentru care piciorul este în faza de rulare a tălpii pe sol. Concavitatea situată înaintea palierului este generată de rularea călcâiului pe sol pentru a aduce talpa în contact cu acesta.

Pentru o mai mare siguranță a sincronizării se va determina și punctul pentru care piciorul începe să se desprindă de pe sol. Acest punct de află cu ajutorul semnalului corespunzător poziției pe axa Z a reperului RTOE. Desprinderea de pe sol are loc în momentul în care piciorul începe să se deplaseze prin rotație înspre interior. Semnalul pe axa Z a reperului RTOE va manifesta o creștere semnificativă imediat după desprinderea de pe sol (figura 3.7). Determinarea punctului se va face, deci, prin parcurgerea pe axa Z a semnalului RTOE de la valoarea imediat următoare punctului de contact cu solul până la prima creștere semnificativă a acestuia.

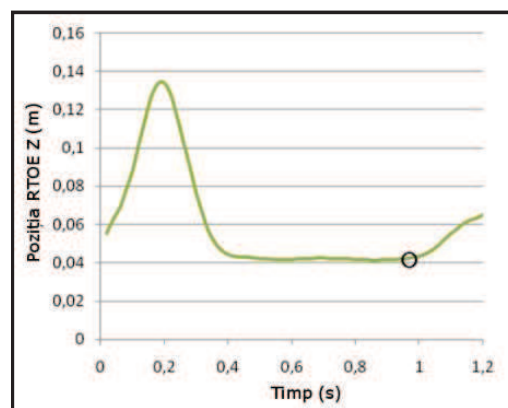


Fig.3.7. Determinarea punctului de desprindere a piciorului de pe sol

Acest procedeu limitează eficiența metodei de sincronizare la un singur pas al subiectului, dar este adecvată cazului în care se utilizează o singură platformă pentru determinarea reacțiunilor din partea solului. O soluție mai eficientă implică parcurgerea șirului de valori ale semnalului RTOE de la ultima valoare citită spre valoarea corespunzătoare punctului de contact cu solul, determinată anterior. Se va determina punctul de început pentru care valorile semnalului au o variabilitate scăzută. Acest punct corespunde momentului în care piciorul începe să se desprindă de pe sol. Autorul a obținut rezultate bune folosind următorul algoritm:

- Se calculează panta dreptelor determinate de punctele succesive, începând de la sfârșitul șirului de valori.
- Dacă coordonata pe axa Oz a unui punct dintre cele două puncte succesive are valori mai mari decât o valoare acceptată, nu se iau în considerare valorile pantelor obținute pentru acea poziție. *Valoare acceptată* =  $\min_{RTOEZ} + 0,015$  m. Valoarea 0,015 m a fost aleasă astfel încât valorile coordonatelor pe axa OZ ale semnalului RTOE să corespundă doar pozițiilor în care piciorul este în contact cu solul. Coordonatele pe axa Oz ce depășesc  $\min_{RTOEZ}$  cu mai mult de 0,015 m corespund perioadelor când piciorul nu mai este în contact cu solul.
- Se alege punctul pentru care panta determinată între valoarea punctului curent și punctul anterior este mai mică decât 0,00001 rad, adică în poziție aproximativ orizontală.

*Algoritmul conceput de autor* determină primul punct pentru care panta tinde la zero (punct de extrem, situat pe un vârf sau pe o depresiune a semnalului). Prin eliminarea valorilor mai mari cu 0,015 m decât punctul de minim s-a eliminat riscul de a alege un punct de maxim local (figura 3.7, Timp=0,2 s). Alegerea punctului cu o pantă mai mică decât 0,00001 rad s-a făcut în scopul determinării punctului pentru care începe palierul corespunzător contactului dintre picior și sol (pantele dreptelor determinate de două puncte succesive au valori reduse). Algoritmul permite utilizarea sa chiar în cazul investigării mai multor pași ai subiectului.

O limită a algoritmului prezentat constă în imposibilitatea detecției punctului de sfârșit al semnalului, dacă ultimele citiri înregistrate corespund unui contact cu solul. Cu alte cuvinte algoritmul este capabil să determine cu o bună precizie punctul de desprindere de pe sol, dacă semnalul de poziție folosit ca date de intrare descrie un număr complet de pași ce se termină cu desprindere de pe sol. În mod similar, metoda utilizată pentru detecția primului punct de contact cu solul nu poate fi folosită pentru situația când semnalul de intrare începe în momentul când subiectul are deja piciorul pe sol și se află în faza de sprijin pe piciorul respectiv. Metoda este, în schimb, utilizabilă în cazul când semnalul de poziție începe direct cu primul contact al călcâiului cu solul. Dacă semnalul nu corespunde, se pot elimina (manual) punctele de început respectiv sfârșit, după caz.

Dacă semnalul de poziție este adecvat utilizării metodei pentru detecția primului contact cu solul, atunci se poate utiliza o a treia metodă pentru detecția punctului caracteristic desprinderii de pe sol. Aceasta constă în aducerea semnalului reacțiunilor din partea solului la aceeași frecvență de eșantionare cu semnalul de poziție și este cea mai robustă metodă. Este nevoie să se determine punctul de contact cu solul pentru semnalul reacțiunilor din partea solului, cât și punctul de sfârșit al contactului. Dacă acestea se cunosc, atunci se poate scrie:

$$P_S^d = P_S^c + \text{int}(R_S^d - R_S^c) / \text{abs}\left(\frac{F_r}{F_c}\right) \quad (3.9)$$

unde  $P_S^d$  este punctul în care are loc desprinderea de pe sol pentru semnalul de poziție;  $P_S^c$  este punctul primului contact dintre călcâi și sol;  $R_S^d$  este punctul pentru care are loc desprinderea de pe sol, calculat pentru semnalul reacțiunilor din partea solului;  $R_S^c$  este punctul pentru care are loc primul contact cu solul, calculat pentru semnalul reacțiunilor din partea solului;  $F_r$  este valoarea frecvenței de eșantionare a semnalului reacțiunilor [Hz], iar  $F_c$  este valoarea frecvenței de eșantionare a semnalului de poziție [Hz].

Cea de-a treia metodă generează cele mai bune rezultate pentru determinarea punctului de desprindere de pe sol, practic șansele poziționării eronate sunt minime. Metoda a doua generează valori apropiate cu metoda trei, dar se bazează pe observații legate de mersul uman. Cele două metode oferă o imagine clară a punctului cel mai probabil unde are loc desprinderea de pe sol. Inspecția vizuală a datelor obținute prin utilizarea celor două metode este utilă atunci când datele utilizate conțin erori de poziționare și metoda 2 va determina un punct diferit față de cel determinat prin metoda 3. Acest lucru înseamnă că primul punct de contact cu solul nu a fost determinat corespunzător datorită unor erori legate de poziționarea reperului RHEE.

### 3.2.4.2. Determinarea pozițiilor contactului cu solul pentru semnalul caracteristic reacțiunilor din partea solului

Determinarea pozițiilor contactului cu solul, pentru cazul reacțiunilor din partea solului este un proces mai simplu decât cel utilizat în cazul semnalului de poziție. Autorul a utilizat o fișă de control statistic (control pentru sume cumulate CUSUM) ce permite eliminarea zgomotului din semnal și depistează momentul în care apare o modificare semnificativă a semnalului (crescător sau descrescător) [49]. Această metodă permite determinarea modificărilor de localizare de mică amplitudine. Este, deci, ideală pentru determinarea punctelor pentru care semnalele reacțiunii încep să crească, pe măsură ce piciorul apasă pe platformă.

Cele trei elemente componente ale vectorului reacțiune ( $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$ ) sunt înregistrate simultan cu ajutorul platformei și, deci, sincronizate. Se alege un semnal pentru care determinarea celor două puncte se poate face în mod facil și cu eroare minimă în determinarea pozițiilor. Componenta normală (figura 3.8) a reacțiunii are valorile cele mai mari dintre cele trei semnale caracteristice reacțiunilor și are valori strict pozitive. Prin urmare, se alege această componentă ca semnal de referință pentru determinarea celor două puncte.

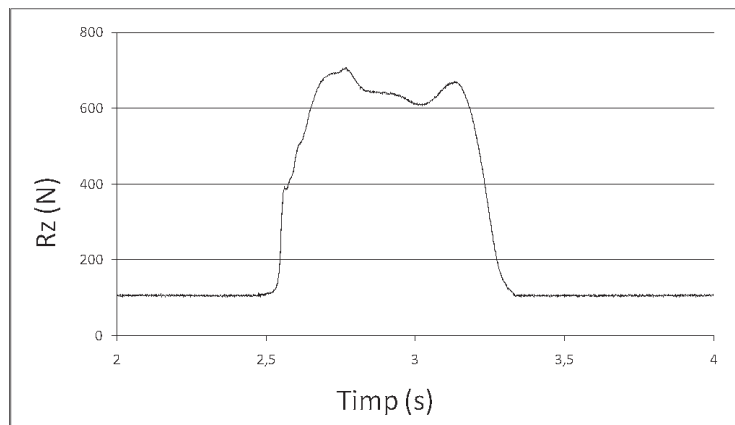


Fig.3.8. Semnalul obținut de la platforma pentru măsurarea reacțiunilor (componenta normală)

Metoda a fost aplicată mai întâi pornind de la prima valoare către ultima valoare a semnalului  $R_z$ . S-a determinat astfel primul punct de contact cu solul. Metoda a fost aplicată din nou, pornind de la ultima valoare a semnalului  $R_z$ , către prima și s-a determinat poziția pentru care are loc ultimul contact cu solul. Rutina a fost concepută doar pentru studiul unui pas, dar poate fi adaptată pentru cazul în care se utilizează un număr mai mare de platforme pentru măsurarea reacțiunilor din partea solului. În acest caz, este nevoie ca platformele să fie sincronizate, iar semnalele obținute de la platforme să fie filtrate și, ulterior, suprapuse în același șir de valori [180].

Valorile reprezentate în fișele CUSUM sunt:

$$S_i = \sum_{j=1}^i (\bar{X}_j - \mu_0) \quad (3.10)$$

unde  $S_i$  reprezintă suma cumulată până la eșantionul  $i$ ,  $X_j$  este media celor  $j$  valori, iar  $\mu_0$  este media procesului. Dacă semnalul se află în limita de control pentru valoarea centrală  $\mu_0$ , sumele cumulate vor fluctua în jurul valorii 0. Dacă apare o

derivă spre  $\mu_i > \mu_0$ , fișa va manifesta o tendință crescătoare, iar pentru valori mai mici decât  $\mu_0$ , se va manifesta o tendință descrescătoare. Pozițiile pentru se observă prima tendință crescătoare coincide cu începutul, respectiv sfârșitul contactului cu solul, funcție de direcția de parcurgere a șirului de valori.

Se calculează  $S_H(i)$ , limita superioară pentru observația  $i$  a șirului de valori studiat, folosind formula:

$$S_H(i) = \max\{0, (\mu_0 - K) - \bar{X}_i + S_L(i - 1)\} \quad (3.11)$$

cu  $S_H(0) = 0$ . Valoarea  $K$  este valoarea de referință și se alege jumătate din valoarea decalajului care se dorește a fi depistat (pentru cazul de față,  $K = 50N$ ).  $H$  este o constantă, numită interval de decizie. Considerând  $H = 10$ , punctele pentru care are loc contact cu solul vor coincide cu primele 10 valori succesive pentru care  $S_H(i) > 0$  (de la dreapta la stânga, respectiv în sens invers). Practic, fișa CUSUM va permite determinarea primelor 10 valori pentru care apare tendința de creștere a semnalului. Prima valoare din șirul celor 10 corespunde cu punctul dorit (primul contact cu solul sau desprinderea de pe sol, în funcție de direcția de parcurgere).

### 3.2.4.3. Scalarea semnalelor și deriva/deplasarea

Pasul următor, după determinarea punctelor pentru care piciorul se află în contact cu solul, este aducerea semnalului reacțiunilor la aceeași frecvență cu cel de poziție. Autorul a utilizat o funcție de interpolare ce permite aducerea șirului de valori la frecvența de eșantionare dorită. Funcția a fost aplicată pe intervalul semnalului reacțiunilor din partea solului ce corespunde contactului cu solul. Valoarea utilizată pentru interpolare ( $I_{val}$ ) se calculează ca fiind raportul dintre frecvența semnalului reacțiunilor din partea solului și cea a semnalului de poziție. Pentru exemplificare, se consideră că frecvența semnalului reacțiunilor din partea solului este  $Fr_R = 1000$  Hz (tipic pentru o platformă Kistler), că frecvența semnalului de poziție este de  $Fr_P = 50$  Hz (frecvența de înregistrare a camerelor de filmat) și că lungimea intervalului semnalului reacțiunilor din partea solului ce corespunde contactului cu solul este  $L_R = 600$  citiri.

$$I_{val} = \frac{Fr_R}{Fr_P} = \frac{1000 \text{ Hz}}{50 \text{ Hz}} = 20 \quad (3.12)$$

$$L'_R = \frac{L_R}{I_{val}} = 30 \text{ citiri} \quad (3.13)$$

unde  $L'_R$  este lungimea intervalului semnalului reacțiunilor din partea solului ce corespunde contactului cu solul (la frecvența camerelor video). Pentru aducerea șirului de valori la frecvența dorită s-a utilizat un șir de valori pentru interpolare de lungime  $L'_R$  și funcții de tip *spline*. Dacă determinarea punctelor de contact s-a făcut corect, cele două semnale (de poziție și reacțiune), aduse la frecvență comună, vor avea intervale de lungimi egale pentru care are loc contactul cu solul.

Ultimul pas în ceea ce privește procesarea semnalelor este eliminarea erorii sistematice (anularea valorilor semnalului reacțiunilor din partea solului pentru care nu există contact cu platforma). Acest lucru se poate realiza prin diverse metode. Cea mai ușoară metodă este determinarea mediei valorilor citite înainte de contactul cu solul ( $Val_N$ ) și scăderea acestei medii din semnalul final, cu precizarea că valorile pentru care nu există contact cu solul devin nule. Alternativ, semnalul poate fi filtrat utilizând un filtru „Trece jos” eliminându-se astfel zgomotul de fond. Și în cazul

utilizării unui filtru este necesară aducerea valorilor șirului la zero pentru punctele care nu sunt în contact cu solul (scăderea, din semnalul final, a mediei valorilor pentru care semnalul este considerat nul). Cu alte cuvinte, fie:

$$R(i,j)=[F_x(j),F_y(j),F_z(j),M_x(j),M_y(j),M_z(j)], i=1..6, j=1..n \quad (3.14)$$

$$Val_N(R_i) = \frac{\sum_{j=1}^{C_s^c} R(i, j) + \sum_{j=C_s^d}^n R(i, j)}{C_s^c + n - C_s^d} \quad (3.15)$$

$$R(i, j)_{final} = R(i, j) - Val_N(R_i) \quad (3.16)$$

unde  $R(i)$  este matricea ce conține valorile aduse la frecvență comună de eșantionare, obținute de la platforma pentru determinarea reacțiunilor din partea solului,  $C_s^c$  este numărul valorii pentru care are loc primul contact cu solul,  $C_s^d$  este numărul valorii pentru care are loc desprinderea de pe sol,  $n$  este numărul de valori ale șirurilor  $F_x, F_y, F_z$  și  $M_x, M_y, M_z$  ( $C_s^c, C_s^d$  și  $n$  sunt identice pentru toate cele 6 șiruri),  $Val_N(R_i)$  este media valorilor vectorului  $i$  din matricea  $R(i)$ , corespunzătoare punctelor pentru care nu are loc contact cu solul.  $R(i, j)_{final}$  este matricea finală pentru care valorile corespunzătoare punctelor pentru care nu are loc contact cu solul sunt nule. După această prelucrare finală, semnalele sincronizate și aduse la o frecvență comună pot fi utilizate pentru studierea deplasării subiectului investigat.

#### 3.2.4.4. Structură de date compatibilă cu aplicația GaitUniMiamiTD

Aplicația aleasă ca platformă de bază pentru studiul mersului uman folosește ca date de intrate fișiere cu o structură compatibilă cu formatul c3d, discutat în subcapitolul 3.2.1. De interes pentru teza de față sunt cinci fișiere:

- Analog.any – conține valorile componentelor semnalului reacțiunilor din partea solului
- Header.any – conține valorile frecvențelor semnalului de poziție și numărul de citiri ale acestui semnal, cât și numărul de repere utilizate pe durata înregistrării
- MarkerListMover.any – conține o listă a reperelor utilizate
- PointsMarkers.any – conține coordonatele spațiale ale reperelor pentru numărul de citiri *Frames* definit Header.Any
- Main.any – conține referințe la fișierele prezentate anterior și indică tipul de analiză care urmează a fi efectuată în programul AnyBody

### 3.3. Determinarea poziției centrului de presiune

Pentru determinarea poziției centrului de presiune se pot utiliza formulele prezentate în subcapitolul 3.1.2, în tabelul 3.2, sau se pot utiliza datele obținute cu ajutorul platformei pentru măsurarea presiunii.



### 3.3.1. Calculul centrului de presiune în funcție de forțele de reacțiune din partea solului

Dacă se consideră ca date de intrare matricea reacțiilor din partea solului,  $R(i)=(F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z)$ , unde  $i=1..6$ , atunci, dacă se ține cont de tabelul 3.2, se poate scrie:

pentru  $j=1..NrCitiri$

$$D_x(j) = M_x'(j) / F_z(j) = a_x(j) \quad (3.17)$$

$$D_y(j) = M_y'(j) / F_z(j) = a_y(j) \quad (3.18)$$

$$M_x'(j) = M_x(j) + F_y(j) \cdot a_{z0} \quad (3.19)$$

$$M_y'(j) = M_y(j) - F_x(j) \cdot a_{z0} \quad (3.20)$$

unde  $NrCitiri$  este numărul de valori ale componentelor  $F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$ , iar  $D_x$ , respectiv  $D_y$  sunt coordonatele poziției centrului de presiune. Dacă se consideră o platformă Kistler, de tipul celei utilizate pentru prelevarea datelor, atunci  $a_{z0}=0,00413m$ .

Pentru a determina poziția centrului de presiune, în sistemul de referință global, este nevoie să se determine coordonatele colțurilor platformei. *Metoda utilizată de autor a fost marcarea coordonatelor colțurilor pe primele cadre din înregistrarea video și generarea ulterioară a celor patru coordonate (figura 3.9).*

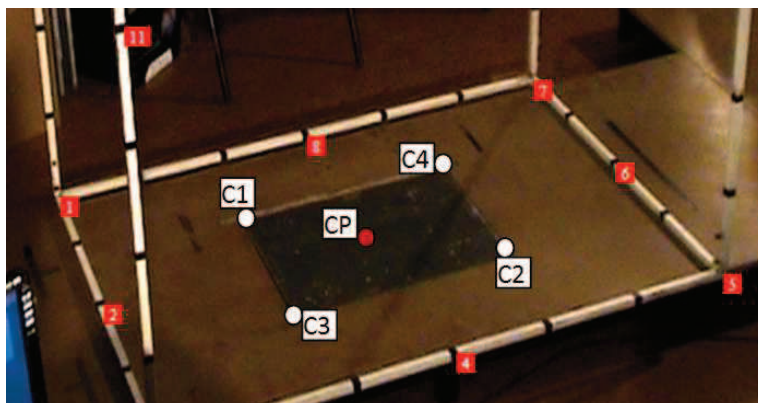


Fig.3.9. Pozițiile reperelor pentru platformă, pentru camera de filmat 1

Dacă se cunosc coordonatele  $C1, C2, C3, C4$ , atunci se poate determina coordonata  $CP$  ca fiind punctul de intersecție al dreptelor  $C1C2$  și  $C3C4$  (centrul dreptunghiului  $C1C3C2C4$ ). Cu alte cuvinte:

$$CP_x = \frac{(C1xC2y - C1yC2x)(C3x - C4x) - (C1x - C2x)(C3xC4y - C3yC4x)}{(C1x - C2x)(C3y - C4y) - (C1y - C2y)(C3x - C4x)} \quad (3.21)$$

$$CP_y = \frac{(C1xC2y - C1yC2x)(C3y - C4y) - (C1y - C2y)(C3xC4y - C3yC4x)}{(C1x - C2x)(C3y - C4y) - (C1y - C2y)(C3x - C4x)} \quad (3.22)$$

Cunoscând poziția centrului platformei, se poate scrie:

$$D_{x_{global}}(i) = D_x(i) + CP_x, \quad i=1..n \quad (3.23)$$

$$D_{y_{global}}(i) = D_y(i) + CP_y, \quad i=1..n \quad (3.24)$$

unde  $D_{x_{global}}(i)$  și  $D_{y_{global}}(i)$  reprezintă vectorii poziției centrului de presiune în sistemul de coordonate global, iar  $n$  este numărul citirilor.

### 3.3.2. Calculul centrului de presiune folosind presiunea de contact dintre picior și sol

Determinarea centrului de aplicație al reacțiilor din partea solului (centrul de presiune), în cazul utilizării unei platforme pentru măsurarea presiunii de contact dintre picior și sol, necesită un calcul mai complex decât în cazul utilizării unei platforme pentru determinarea reacțiilor din partea solului. Complexitatea calculului derivă din numărul mare de date obținute de la un asemenea dispozitiv. În general, platformele pentru măsurarea presiunii conțin un număr de senzori suficient de mare pentru a putea reda o imagine precisă a distribuției presiunii. Acest număr mare de senzori (matrice de senzori de 20x60 sau mai mare) generează o cantitate mare de date de ieșire. Volumul de date obținut este proporțional cu frecvența de citire a dispozitivului.

Pentru o platformă pentru măsurarea presiunii de tip ZEBRIS, matricea senzorilor este de 56x208 senzori (figura 3.10). Acest tip de platformă are o lungime de 4m și permite analiza a doi sau mai mulți pași, în funcție de distanța necesară efectuării unui pas. Pachetul software dedicat, conceput de firma ZEBRIS permite studiul distribuției presiunii și poate genera ca date de ieșire câte o matrice ce conține datele citite de la fiecare sensor, pe durata înregistrării. Numărul de matrice generate depinde de durata de înregistrare și de frecvența de citire a senzorilor (100 Hz). Cu toate acestea, datele de ieșire nu conțin poziția centrului de presiune; obținerea acestuia este o problemă ce trebuie rezolvată de utilizator. *În continuare este prezentată metoda utilizată de autor pentru a determina poziția centrului de presiune și valorile componente normale a reacțiilor din partea solului.*

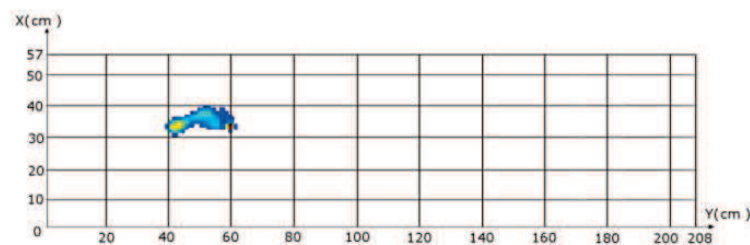


Fig.3.10. Vizualizarea matricei presiunilor înregistrate de senzorii unei platforme ZEBRIS

În general, calculul poziției centrului de presiune se face pentru fiecare citire în parte, ținându-se cont de valorile înregistrate de senzori. Centrul de presiune este punctul de aplicație al forțelor rezultante pe care piciorul le exercită asupra platformei. Fiecare sensor corespunde cu o diviziune de 10x10 mm a platformei. Citirile senzorilor sunt valori ale presiunii medii pe diviziunea corespunzătoare [ $N/cm^2$ ]. Cu alte cuvinte, dacă se consideră că  $\Delta d = 1 \text{ cm} = 10 \text{ mm}$ , vom avea:

$$P_i = \frac{F_i [N]}{\Delta d^2 [mm^2]} = \frac{F_i [N]}{100 [mm^2]} = \frac{F_i [N]}{1 [cm^2]} \quad (3.25)$$

$$F_i [N] = P_i \left[ \frac{N}{cm^2} \right] * \Delta d^2 [cm^2] \Rightarrow \frac{F_i}{P_i} = 1 \text{ (numeric)} \quad (3.26)$$

$$\frac{F_P}{n * \Delta d^2} = \sum_{i=1}^n P_i \quad (3.27)$$

unde  $P_i$  este presiunea înregistrată de senzorul  $i$ ,  $F_i$  este forța normală la suprafața platformei ce acționează pe diviziunea  $\Delta d \times \Delta d$  corespunzătoare senzorului  $i$  al matricei de ieșire. Alegerea lui  $\Delta d$  s-a făcut din considerente de simplificare a calculului final.  $F_p$  este forța normală cu care piciorul apasă pe sol și este egală și de semn contrar cu componenta normală a reacțiunilor din partea solului,  $n$  este numărul senzorilor pe care apasă piciorul.

Pentru determinarea centrului de presiune s-a utilizat o medie ponderată a coordonatelor asociate senzorilor, ponderea fiind valorile presiunilor înregistrate de senzorii de sub picior. S-a considerat că originea sistemului de referință global coincide cu colțul stânga jos al platformei din considerente de simplificare a calculului. Pentru determinarea centrului de presiune s-au utilizat formulele:

$$Cp_x = \frac{\sum_{i=1}^n P_i * A_i * dx_i}{\sum_{i=1}^n P_i * A_i} \quad (3.28)$$

$$Cp_y = \frac{\sum_{i=1}^n P_i * A_i * dy_i}{\sum_{i=1}^n P_i * A_i} \quad (3.29)$$

unde  $Cp_x$  și  $Cp_y$  sunt coordonatele centrului de presiune,  $A_i$  este aria secțiunii asupra căreia acționează presiunea,  $dx_i$  și  $dy_i$  sunt pozițiile senzorului  $i$  pe axele  $Ox$  și  $Oy$ .

Dacă originea sistemului de referință global este considerată ca fiind unul din colțurile platformei, atunci putem spune că centrul a fost calculat în sistemul de referință global. În caz contrar se va proceda similar cu cazul platformei pentru măsurarea reacțiunilor.

### 3.3.3. Validarea poziției centrului de presiune

După determinarea pozițiilor centrului de presiune este necesară înțelegerea relației dintre aceste poziții și poziția subiectului investigat. Poziția centrului este variabilă și se deplasează pe suprafața labei piciorului, în funcție poziția subiectului și de etapa de rulare a piciorului pe sol. Poziția centrului se află sub piciorul în contact, iar deplasarea centrului are o formă caracteristică atunci când un singur picior se află în contact cu solul (În mod uzual, se poate observa o deplasare a poziției centrului dinspre călcâi spre vârful degetelor piciorului). Această tendință a fost studiată și documentată de Cavanagh [28].

Dacă ambele picioare se află în contact cu solul, atunci centrul de presiune va fi poziționat între cele două picioare sau sub unul dintre ele (dacă sprijinul pe piciorul respectiv este mai puternic). Această situație este de evitat, deoarece nu se poate preciza cu exactitate valoarea forțelor de reacțiune ce acționează asupra fiecărui picior în parte (valoarea citită este rezultanta forțelor cu care cele două picioare apasă pe platformă).

Pentru validarea datelor este necesară compararea datelor de poziție cu cele obținute de la platforma pentru măsurarea reacțiunilor din partea solului. Acest procedeu implică anumite aspecte:

- Poziția centrului de presiune este variabilă între momentul când piciorul începe contactul cu solul și cel când are loc desprinderea.
- Piciorul poate să alunece, parțial, pe sol, atunci când corpul se sprijină pe acesta.

Cercetătorul trebuie să verifice dacă reperele RTOE, RANK și RHEE se află poziționate corespunzător față de centrul de presiune determinat. Dacă centrul este situat în afara suprafeței de contact dintre picior și platformă, datele obținute sunt, în general, eronate și este nevoie ca setul de date să fie analizat pentru erori sau este necesară renunțarea la utilizarea setului de date respectiv. Cavanagh [28] a determinat o valoare medie a pozițiilor centrului de presiune pe suprafața labei piciorului, pe durata unui pas (figura 3.11).

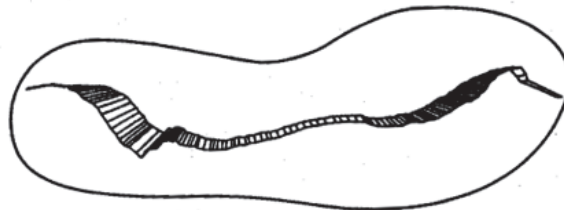


Fig.3.11. Pozițiile centrului de presiune relativ cu suprafața labei piciorului (Cavanagh [28])

Dacă se ține cont de figura 3.11, se poate estima validitatea setului de date obținut. Un set valid de coordonate ale centrului de presiune va avea forma din figura 3.12.

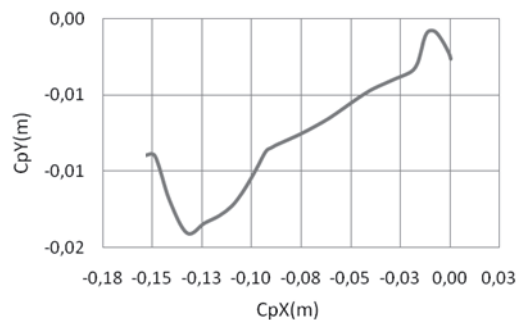


Fig.3.12. Pozițiile centrului de presiune determinat folosind ecuațiile (3.25) .. (3.29)

### 3.4. Adaptarea modelului musculo-scheletal la dimensiunile antropometrice

Modelul LegTD, prezentat în subcapitolul 2.3.2.1, este un model parametric ce permite adaptarea sa la dimensiunile anatomice corespunzătoare individului studiat. Pentru a obține o dimensiune adecvată, este necesară determinarea parametrilor antropometrici caracteristici fiecărui subiect. Pentru aceasta este nevoie de următoarele dimensiuni:

- Lățimea bazinului (asis)
- Lungimea coapsei
- Lungimea gambei
- Distanța perpendiculară dintre sol și articulația gleznei (înălțimea gleznei), atunci când piciorul este perpendicular pe sol
- Lungimea labei piciorului de la călcâi la vârful degetului mare
- Înălțimea trunchiului, de la articulația dintre coloana vertebrală și cutia craniană, până la conexiunea dintre ultima vertebră lombară și bazin
- Înălțimea subiectului

- Greutatea subiectului
- Vârsta subiectului (utilizată pentru estimarea procentului de grăsime din corp)

Dacă se cunosc aceste dimensiuni, este posibilă dimensionarea adecvată a oaselor piciorului, cât și estimarea parametrilor inerțiali ai trunchiului. Se pune problema determinării parametrilor mușchilor scheletici prezenți în model. Pentru aceasta este nevoie să se estimeze procentul, din greutatea subiectului, corespunzător grăsimii corporale. Indicele de masă corporală permite estimarea procentului de grăsime din corp și se bazează pe observații asupra unor populații investigate. Indicele de masă corporală se găsește sub denumirea de "Body Mass Index" (BMI) în literatura de specialitate. Procentul de grăsime al individului (Percent Body Fat – PBF, în literatura de specialitate) studiat poate fi determinat prin utilizarea unor formule determinate experimental. Cu toate acestea, există o discrepanță între valorile BMI și PBF prezentate în literatura de specialitate. Acest aspect demonstrează limitările utilizării BMI ca factor de predicție al grăsimii corporale [138], [70], [55]. Dacă se ține cont de eșantioanele populaționale utilizate pentru determinarea PBF, atunci se poate spune că procentul de grăsime corporală determinat corespunde, cel puțin parțial, cu realitatea.

Modelul AnyBody standard utilizează formula pentru calculul PBF determinată de Frankenfield et al. [70], o formulă validă pentru bărbați europeni albi. Această formulă are următoarea formă :

$$\text{PBF} = (-0,09 + 0,0149 \cdot \text{BMI} - 0,00009 \cdot \text{BMI}^2) \cdot 100 \quad (3.30)$$

$$\text{BMI} = \text{MasaCorporală} / \text{Înălțime}^2 \quad (3.31)$$

Pentru estimarea PBF în cazul unor subiecți de sex feminin sau cu vârste înaintate este nevoie de o altă formulă. Deurenberg a determinat formule care se pretează studiului subiecților europeni albi, în funcție de sexul și vârsta acestora [53], [54]. *Autorul prezentei teze a optat pentru utilizarea formulei următoare, conform cu [54] :*

$$\text{PBF} = (1,2 \cdot \text{BMI}) + (0,23 \cdot \text{Vârsta}) - (10,8 \cdot \text{Sex}) - 5,4 \quad (3.32)$$

unde Sex este 0 pentru subiecți de sex feminin și 1 pentru subiecți de sex masculin.

După determinarea dimensiunilor antropometrice caracteristice subiectului investigat, este necesar ca modelul să fie adaptat corespunzător cu acestea. AnyBody conține în pachetul standard trei metode pentru dimensionarea modelului:

- Scalare uniformă (ScalingUniform)
- Scalare în funcție de greutatea subiectului și lungimile antropometrice (ScalingLengthMass)
- Scalare folosind greutatea și procentul de grăsime al subiectului (ScalingLengthMassFat)

Denumirea acestor metode este sugestivă: ScalingUniform efectuează o scalare în mod egal, în toate direcțiile; ScalingLengthMass consideră masa corporală ca factor suplimentar în dimensionare; ScalingLengthMasFat consideră și procentul de grăsime din corp și permite o determinare mai exactă a dimensiunilor modelului.

### 3.4.1. Scalare uniformă

Metoda scalării uniforme (*ScalingUniform*) permite dimensionarea în funcție de masa totală și de dimensiunile oaselor scheletice ale subiectului investigat. Lungimea oaselor este definită ca distanța dintre articulația proximală și cea distală, iar oasele sunt dimensionate proporțional cu lungimea membrilor [6]. Fișierul AnyMan.any conține variabilele cu ajutorul cărora se pot modifica dimensiunile

oaselor. Variabila *Body\_Mass* este corespunzătoare masei subiectului și este utilizată pentru aproximarea greutății elementelor din lanțul cinematic. Aproximarea (în modelul standard) se face ținând cont de determinări experimentale din literatură (D. Winter) [192]. Alternativ, se poate opta pentru formulele descrise în lucrarea lui Christopher Vaughan „Dynamics of Human gait” (prezentate în anexa 2). Variabilele ce definesc masele elementelor din lanțul cinematic sunt prezentate în anexa 3.

Pentru acest tip de scalare, parametrii mușchilor scheletici sunt stabiliți proporțional cu masele și lungimile corpurilor rigide.

### 3.4.2. Scalare în funcție de greutatea subiectului și lungimile antropometrice

Spre deosebire de scalarea uniformă, scalarea în funcție de greutatea subiectului și lungimile antropometrice (*ScalingLengthMass*), dimensionează elementele din lanțul cinematic ținând cont și de masele acestora. Cu alte cuvinte, dimensiunile pe axele antero-posterioară și medio-laterală sunt proporționale cu masa corpului rigid. Metoda permite dimensionarea modelului pentru a putea simula persoane care sunt înalte, dar prezintă o constituție astenică, sau persoane scunde, dar cu o constituție robustă. Variabilele din tabelele A3.1 și A3.2 (v. anexa 3) controlează dimensiunile modelului și pentru această metodă. Parametrii mușchilor scheletici sunt stabiliți conform cu masele și lungimile corpurilor rigide, dar punctele acestora de inserție depind de noile dimensiuni pe axele antero-posterioară și medio-laterală. Cu ajutorul acestei metode este posibil să se simuleze un subiect de sex feminin, caz pentru care pelvisul va fi dimensionat corespunzător, iar orientarea spațială a musculaturii va fi schimbată conform cu noile dimensiuni. Această metodă are dezavantajul că poate duce la supraestimarea forțelor pe care mușchii pot să le dezvolte (nu se ține cont de contribuția masei adipoase).

### 3.4.3. Scalare folosind greutatea și procentul de grăsime al subiectului

Scalarea folosind greutatea și procentul de grăsime din corpul subiectului (*ScalingLengthMassFat*) este asemănătoare cu scalarea în funcție de greutatea subiectului și lungimile antropometrice, dar utilizează și variabila PBF. Este metoda care generează un model foarte apropiat de subiectul investigat, deoarece masa corpului rigid va fi compusă din grăsime și mușchi, asemenea cu un subiect real. Avantajul utilizării acestei metode derivă din faptul că dimensiunile pe axele antero-posterioară și medio-laterală sunt generate ținând cont doar de procentul de masă musculară ale corpului rigid considerat. Procentul de grăsime al corpului rigid este utilizat pentru determinarea parametrilor mușchilor scheletici, pornind de la premisa că o persoană cu masă adipoasă mare va avea un procentaj mai mic de masă musculară decât o persoană cu masă similară, dar cu masă mai mică de țesut adipos [4]. Această metodă utilizează formulele (3.30) și (3.31) pentru a determina PBF. Variabilele din tabelele A3.1 și A3.2 controlează dimensiunile modelului și pentru această metodă. *Metoda a fost utilizată de autor pentru dimensionarea modelor musculo-scheletale din studiile prezentate în teza de față.*

### 3.5. Diminuarea erorilor de poziție ale lanțului cinematic

Erorile de poziție pot influența calitatea datelor obținute în urma simulării și pot duce la mișcări ale elementelor lanțului cinematic, diferite de cele observate în cadrul experimentului de prelevare a datelor. Eliminarea, sau cel puțin diminuarea, acestor erori este, deci, un pas important în vederea obținerii unor date valide. După cum s-a discutat în subcapitolul 2.3, este nevoie ca lanțul cinematic corespunzător membrului inferior să fie capabil să realizeze o mișcare cât mai apropiată de cea înregistrată. Pentru aceasta este necesar, mai întâi, să se determine pozițiile reperelor relativ cu elementele componente ale scheletului membrului inferior. *În acest scop, autorul a conceput o aplicație care să determine pozițiile reperelor și să aproximeze lungimile oaselor membrului inferior.*

#### 3.5.1. Aplicație Matlab pentru prelucrarea datelor de poziție

Modelele concepute utilizează configurația de poziționare a reperelor externe detaliată în subcapitolul 3.1. Deși foarte utilă pentru determinarea pozițiilor reale ale oaselor în timpul mișcării, această configurație nu poate să fie preluată în mod direct de aplicațiile AnyBody pentru studiul mersului. Aplicația GaitUniMiamiTDRightLeg, deși foarte avansată și potrivită pentru studiul mișcării umane, are limitări în ceea ce privește definirea directă, bazată pe repere, a dimensiunilor corporale și a pozițiilor acestor repere relativ cu oasele. Modelul folosit necesită specificarea acestora în sistemele de coordonate locale ale corpurilor rigide. Acest pas trebuie efectuat pentru fiecare individ în parte și consumă mult timp.

#### 3.5.1.2. Determinarea lungimilor aproximative ale elementelor lanțului cinematic

Pentru a putea determina lungimile elementelor lanțului cinematic este nevoie să se determine pozițiile aproximative ale articulațiilor, relativ la cele ale reperelor externe. Pentru aceasta, se pot utiliza formulele descrise în anexa 2:

- Pentru determinarea centrului articulației gleznei s-au utilizat formulele (A2.5), (A2.6), (A2.7).
- Pentru determinarea centrului articulației genunchiului s-au utilizat formulele (A2.8), (A2.9), (A2.10).
- Pentru determinarea centrului articulației șoldului s-au utilizat formulele (A2.11), (A2.12), (A2.13).

Prin urmare, se poate considera că:

- *Lungimea labeli piciorului* va fi aproximativ egală cu distanța dintre reperul RHEE și reperul RTOE.
- *Lungimea tibiei* va fi aproximativ egală cu distanța dintre articulația gleznei și articulația genunchiului.
- *Lungimea femurului* va fi aproximativ egală cu distanța dintre articulația genunchiului și articulația șoldului.
- *Lățimea bazinului* va fi aproximativ egală cu distanța dintre reperele RASI și LASI.

Cunoscând lungimile elementelor lanțului cinematic (laba piciorului, tibia, femurul), este posibilă determinarea mediei lungimilor acestora. Prin determinarea

diferenței dintre valorile lungimilor elementelor (în momentul de timp considerat) și media acestora, se poate estima eroarea datorată deplasărilor relative dintre repere și oasele scheletice. Prin acest procedeu se poate estima dacă datele de poziție sunt valide. În general, lungimile medii ale membrului, approximate cu ajutorul aplicației, sunt apropiate de cele determinate prin măsurări directe asupra subiecților.

Un ultim pas pentru a dispune de date compatibile cu aplicația GaitUniMiamiTDRightLeg este obținerea poziției coordonatelor reperelor, relativ la poziția sistemelor de coordonate locale atașate corpurilor rigide din modelul LegTD utilizat.

### 3.5.1.3. Determinarea aproximativă a pozițiilor reperelor

Poziția centrului pelvisului este considerată, în aplicația AnyBody, ca fiind originea lanțului cinematic corespunzător membrului inferior. Pentru a determina această poziție este nevoie să se determine perpendiculara dusă din reperul SACR pe dreapta determinată de reperele LASI și RASI. Poziția centrului se alege la 1/3 din lungimea perpendicularei, spre poziția reperului SACR. Această poziție aproximativă este adecvată modelului utilizat și este situată în centrul primei vertebre lombare (figura 3.13).

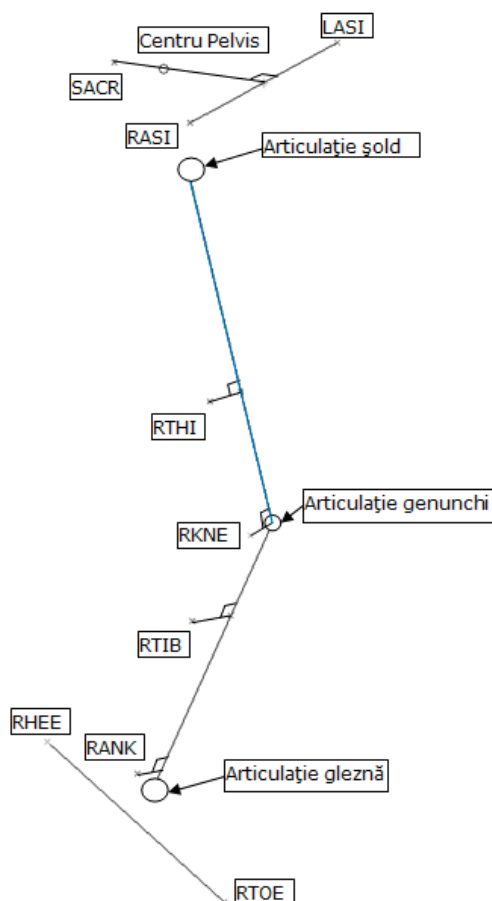


Fig.3.13. Aproximarea lungimilor segmentelor și a pozițiilor reperelor

Determinarea coordonatelor reperelor, în raport cu sistemele de coordonate locale, atașate corpurilor rigide din modelul LegTD, se face ținând cont de distanțele dintre acestea (figura 3.13). Pentru reperele SACR, LASI, RASI, poziția se determină



considerând centrul pelvisului ca fiind originea sistemului de coordonate local atașat acestuia. Se determină distanțele între cele trei repere și centrul pelvisului, pe cele trei axe ale sistemului, după care se determină coordonatele celor trei repere relativ la centrul pelvisului.

Pentru determinarea poziției reperului RTHI se calculează lungimea perpendiculară duse din acesta pe segmentul determinat de centrul articulației șoldului și centrul articulației genunchiului. Aceasta coincide cu distanța pe axa orizontală față de originea sistemului de coordonate local atașat coapsei (se consideră ca origine centrul articulației șoldului). Distanța dintre punctul de intersecție și perpendiculara considerată determină poziția pe axa verticală. Pentru determinarea poziției reperului RKNE se procedează similar cu cazul reperului RTHI (sistemului de coordonate local este cel atașat coapsei).

Pentru determinarea poziției reperului RTIB și RANK se consideră centrul articulației genunchiului ca origine a sistemului de coordonate local atașat corpului rigid și se procedează similar cu reperele RKNE și RTHI (se duce o perpendiculară pe segmentul determinat de articulația genunchiului și cea a gleznei).

Reperele RHEE și RTOE se consideră în poziție fixă față de originea sistemului de coordonate local atașat corpului rigid corespunzător labei piciorului și nu sunt determinate de aplicație.

După determinarea coordonatelor fiecărui reper, în raport cu sistemele de coordonate locale corespunzătoare, și a lungimilor aproximative ale membrilor, se poate trece la dimensionarea modelului corespunzător subiectului studiat.

Aplicația determină valori medii atât pentru coordonatele reperelor, cât și pentru lungimile membrilor. Dacă se constată că există diferențe mari între media valorilor și valorile individuale (determinate pentru fiecare citire), atunci este necesar ca datele de poziție să fie determinate din nou, cu ajutorul mijloacelor specifice (v. capitolul 3.1).

Aplicația prezentată nu este capabilă să reducă erorile de poziție, ea este doar un instrument ce ușurează procesul generării unui model apropiat de cel dorit. Pentru reducerea erorilor de poziție este nevoie ca mișcarea lanțului cinematic corespunzător membrului inferior să se apropie cât mai mult de cea descrisă de repere. Reducerea erorilor de poziție este posibilă prin trecerea succesivă a lanțului cinematic și a reperelor atașate prin coordonatele reperelor înregistrate experimental. La fiecare trecere se va încerca reducerea erorilor prin schimbarea parțială a coordonatelor reperelor, relativ cu originea sistemelor atașate corpurilor rigide. Se va obține, în final, o mișcare a lanțului cinematic foarte apropiată de cea înregistrată experimental. Acest procedeu necesită un algoritm care să permită optimizarea pozițiilor reperelor, relativ la elementele lanțului cinematic. În literatura de specialitate se întâlnesc procedee similare care folosesc filtre Kalman, sau un algoritm pentru optimizare, conform cu principiile discutate mai sus [12], [116], [98].

Pentru determinarea unei mișcări cât mai apropiată de cea determinată experimental, s-a utilizat aplicația dedicată „gaitapplication2”. Această aplicație permite analiza cinematică a sistemelor biomecanice supradeterminate [2].

### 3.5.2. GaitApplication2

Aplicația GaitApplication2 a fost concepută de AnyBody Technology în vederea îmbunătățirii calității datelor de poziție obținute dintr-un experiment pentru studiul deplasării umane. Se consideră că distanțele dintre articulații sunt fixe, iar

ecuațiile ce descriu aceste distanțe sunt valide pentru orice poziție a corpului rigid. Utilizatorul poate specifica anumiți parametri care vor fi optimizați de aplicație. Acești parametri pot fi una sau mai multe din coordonatele reperelor. Cu alte cuvinte, sistemul de ecuații utilizat este de forma [2]:

$$\Gamma(q, t) = \begin{pmatrix} \psi(q, t) \\ \varphi(q, t) \end{pmatrix} = 0 \quad (3.33)$$

unde  $\Gamma$  reprezintă sistemul de ecuații;  $q$  reprezintă coordonatele pentru care se cunoaște poziția;  $t$  reprezintă timpul;  $\psi(q, t)$  sunt ecuațiile din sistem pentru care soluțiile pot fi aproximative;  $\varphi(q, t)$  reprezintă ecuațiile din sistem pentru care soluțiile trebuie să fie exacte.

Algoritmul determină valoarea minimă pentru variabilele din ecuațiile  $\psi(q, t)$  pentru care ecuațiile  $\varphi(q, t)$  sunt satisfăcute. Suma diferențelor dintre valorile minime obținute pentru variabilele din ecuațiile  $\psi(q, t)$  și valorile pe care aceste variabile ar fi trebuit să le satisfacă este considerată ca o valoare ce trebuie să fie adusă sub o limită definită de utilizator.

Aplicația a fost concepută pentru optimizarea a trei tipuri de lanțuri cinematice pentru membrele inferioare umane:

- GAITALLUNKNOWN folosește un lanț cinematic compus din două membre inferioare și un pelvis. Articulațiile șoldului sunt de tip sferic; articulațiile genunchilor sunt cilindrice; iar articulația gleznei este modelată ca o articulație universală.
- GAITTWOEVANKLE folosește un lanț cinematic compus din două membre inferioare și un pelvis. Lanțul cinematic corespunzător membrului inferior are structura prezentată în subcapitolul 2.3.2.2, figura 2.16.
- RIGHTLEGTWOEVANKLE folosește un lanț cinematic similar cu cel utilizat de GAITTWOEVANKLE, cu specificația că este compus doar din piciorul drept și pelvis.

Aplicația permite și redimensionarea elementelor lanțului cinematic, dacă se consideră că reperatele atașate elementelor sunt în poziție corectă pe acestea. În acest caz, nu este posibilă și repositionarea reperelor atașate elementelor care urmează a fi repositionate (rezultatele obținute nu vor fi valide pentru subiectul studiat).

### 3.5.2.1. Repoziționarea reperelor

Problema întâlnită cel mai des în cazul determinării mișcării unui lanț cinematic corespunzător membrului inferior uman (dacă se utilizează repere) este legată fie de poziția aberantă a pelvisului, fie de cea a labeli piciorului. *În cele ce urmează sunt prezentate concluziile autorului legate de repositionarea reperelor.*

Erorile de poziționare, pentru cazul pelvisului, derivă din inexactitatea cu care se determină poziția reperului SACR sau cea a reperelor LASI și RASI (figura 3.14). Dacă se utilizează protocolul descris în subcapitolul 3.1.1, se poate observa că poziția reperului SACR se determină prin aproximarea unghiului camerei 3 și poziționarea unui reper pe abdomenul subiectului. Această metodă poate genera o discrepanță între poziția reală a reperului SACR și poziția calculată. În general, eroarea va fi legată de poziția pe axa verticală a acestui reper. Prin urmare, se va

permite modificarea acestei poziții pe axa verticală ( $OY_1$ ), considerând că poziția reperului SACR pe axele perpendiculare pe cea verticală ( $OX_1, OZ_1$ ) este fixă.

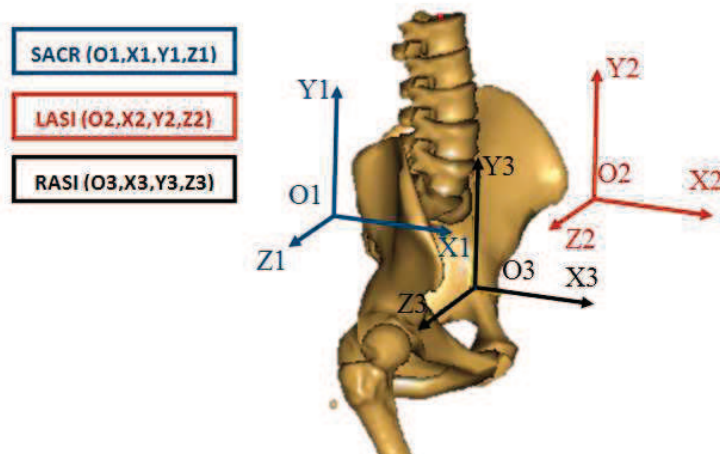


Fig.3.14. Pozițiile sistemelor ortogonale atașate reperelor SACR, LASI, RASI față de centrul pelvisului

Reperele LASI și RASI pot să își schimbe poziția, față de centrul pelvisului, datorită deplasării relative dintre țesuturile moi și oase. Aplicația va genera o traiectorie aproximativă care, de cele mai multe ori, va fi apropiată de realitate. Cu toate acestea, este posibil ca o re poziționare a acestor repere pe axa OZ ( $OZ_3, OZ_2$ ) să fie necesară. Se poate opta și pentru o re poziționare pe axa OX, în paralel cu re poziționarea pe axa OZ, dar trebuie ținut cont de posibilitatea obținerii unei deplasări aberante a pelvisului (pelvisul este înclinat înainte sau înapoi pe durata deplasării). Erorile de poziție pe axa OY, în cazul reperelor RASI și LASI pot fi eliminate cel mai eficient prin estimarea vizuală a poziției pelvisului în programul AnyBody. Coordonatele pe axa OY a reperelor LASI și RASI trebuie să fie egale (dacă s-a procedat corect la poziționarea reperelor în cadrul experimentului pentru prelevarea datelor), iar distanța față de centrul pelvisului va fi de aproximativ 0,042m pentru un bărbat cu înălțimea de 1,70 m (dimensiunea standard a modelului LegTD).

Dacă, după optimizarea poziției reperelor LASI, RASI și SACR, se observă o poziție nefirească a labei piciorului pe sol (prin studiul mișcării lanțului cinematic), atunci este necesară validarea datelor. Validarea se face prin compararea unghiurilor observate între laba piciorului și tibie, pentru poziția de sprijin pe piciorul investigat, atunci când unghiul dintre acestea este de aproximativ  $90^\circ$ . Dacă s-a procedat corect la poziționarea reperelor RNKE și RTOE, atunci acest unghi va fi apropiat de  $90^\circ$  și se poate trece la o optimizare a coordonatelor celor două repere.

Dacă se constată o discrepanță mare între valorile unghiului dintre tibie și laba piciorului (obținute cu ajutorul aplicației Gaitapplication2), și cele determinate experimental, utilizatorul va fi nevoit să aducă pozițiile celor două repere la o valoare cât mai apropiată de cea determinată experimental. Acest pas nu poate fi făcut în mod automat, deoarece nu există un algoritm capabil să evalueze obiectiv acest unghi. O alternativă, capabilă să diminueze erorile ar fi poziționarea mai multor repere de-a lungul labei piciorului subiectului investigat, pentru a putea determina cu exactitate orientarea acestuia. Cu toate acestea, dacă se urmează, cu strictețe, protocolul pentru poziționarea reperelor, eroarea de poziționare a labei piciorului poate fi diminuată considerabil. Dacă subiectul poartă pantofi cu gabarit de natură să influențeze rezultatele (ghete, bocanci sau pantofi cu vârful decalat față

de extremitatea falangelor), atunci este necesar ca distanța dintre poziția reală a reperelor RNKE și RTOE să fie măsurată pentru înregistrarea respectivă.

Reperele RTIB și RTHI se poziționează pe axa ce unește articulația gleznei cu cea a genunchiului și cu cea a coapsei. Poziționarea se face atunci când picioarele subiectului se află perpendicular pe sol (unghi de  $90^\circ$  între tibie și sol), iar între tibie și femur se formează un unghi de aproximativ  $180^\circ$ . Prin urmare, poziția reperelor RTIB și RTHI este bine determinată dacă se procedează corect în procesul de poziționare al reperelor. Dacă se măsoară și circumferința coapsei (la nivelul la care se poziționează reperul) atunci este posibilă determinarea mult mai exactă a tuturor distanțelor față de sistemele de coordonate locale atașate corpurilor (centrul articulației șoldului, respectiv centrul articulației genunchiului). Optimizarea coordonatelor RTIB și RTHI este obligatorie, deoarece poziția acestora este alterată continuu, pe măsură ce mușchii membrului inferior se contractă.

Reperele RANK și RKNE se aleg pe suprafețe ce prezintă o formă bine definită (conform cu metoda descrisă în anexa 2). Prin urmare, aceste repere nu vor fi supuse procesului de optimizare decât după ce s-a definitivat optimizarea pentru celelalte repere utilizate.

Dacă se procedează corect, valoarea finală a erorii de poziție va fi redusă ( $<10$  mm). Utilizatorul poate specifica, de asemenea, limita pentru care eroarea de poziție este acceptabilă.

### 3.5.2.2. Redimensionarea elementelor lanțului cinematic

După cum s-a discutat în subcapitolul 3.5.2, GaitApplication2 permite și redimensionarea elementelor lanțului cinematic. Acest procedeu optimizează lungimile corpurilor rigide (oasele scheletice) pentru a reduce eroarea de poziție sub limita specificată de utilizator. *În cele ce urmează sunt prezentate concluziile autorului legate de redimensionarea elementelor lanțului cinematic.*

Redimensionarea elementelor lanțului cinematic este utilă atunci când nu se cunosc cu exactitate dimensiunile antropometrice ale subiectului investigat. Procedeu poate genera valori ale lungimilor care nu sunt proporționale cu oasele scheletice umane, dacă aplicația nu este utilizată corespunzător. Procedeu este util atunci când se consideră că reperele au fost poziționate corect pe durata experimentului și că măsurătorile antropometrice prezintă erori. Spre exemplu, lungimea tibiei a fost determinată eronat și se dorește ca aceasta să fie adusă la dimensiune optimă, cunoscând pozițiile reperelor RKNE și RANK.

Practic, dacă se utilizează aplicația pentru vizualizarea poziției, se va determina o medie a distanței dintre cele două repere care va fi apropiată de valoarea generată de GaitApplication2, considerând restricțiile discutate în paragraful anterior.

Un mod eficient pentru utilizarea acestui procedeu este redimensionarea oaselor bazinului atunci când se consideră reperele RASI, LASI și SACR ca fiind fixate în pozițiile anatomice corespunzătoare (spinul iliac pentru RASI și LASI; nivelul contactului dintre osul sacral și prima vertebră de jos a coloanei vertebrale pentru SACR).

### 3.6. Dinamică inversă. Obținerea forțelor și momentelor articulare necesare deplasării

Dinamica inversă permite studierea cauzelor ce produc mișcarea observată. În general, sistemele compuse din corpuri rigide articulate au un comportament complex, datorat acțiunii forțelor din sistem. Forțele ce acționează asupra articulațiilor lanțului cinematic pot fi împărțite, în funcție de origine în forțe exterioare și forțe interioare. Dinamica inversă implică determinarea forțelor interioare atunci când se cunosc forțele exterioare și mișcarea [134].

Dinamica inversă este utilizată în domeniul biomecanicii și roboticii pentru determinarea forțelor și momentelor articulare necesare poziționării efectorului final conform cu mișcarea observată (sau dorită) a lanțurilor cinematice. Dinamica inversă presupune că traiectoriile spațiale și forțele exterioare ce acționează asupra sistemului sunt cunoscute. Acest procedeu este ideal pentru studiul deplasării unor subiecți reali (se pot determina forțele și momentele articulare datorate acțiunii mușchilor scheletici) [101], [183]. Prin urmare, se poate estima gradul de dizabilitate al unui subiect (prin compararea momentelor articulare obținute în urma studierii unei persoane cu dizabilități cu cele obținute de la un grup de control – persoane fără dizabilități) sau nivelul de confort adus de un dispozitiv de tip proteză (prin introducerea în model a energiei absorbite și eliberate de dispozitiv și observarea schimbărilor aduse la forma și intensitatea momentelor articulare).

#### 3.6.1. Aspecte teoretice

Metoda dinamicii inverse a fost utilizată cu succes pentru a determina acțiunea mușchilor scheletici asupra articulațiilor corpului uman [194], [174], [99], [114], [1]. Metoda presupune ca datele cinematice ale sistemului biomecanic să fie definite în detaliu, iar obiectivul este determinarea valorilor motoare ce produc mișcările sistemului (forțele de reacțiune articulară și momentele articulare). Dinamica inversă se bazează pe utilizarea ecuațiilor „Newton-Euler” sau a unei metode derivate din aceste ecuații. Metoda este prezentată detaliat în anexa 4.

Momentele articulare nete (denumite mai simplu *momente articulare*) reprezintă efectul final al tuturor structurilor anatomice ce acționează asupra articulației considerate (mușchi, ligamente și tendoane). Dacă mișcarea este în spațiului activ al corpului rigid vizat, atunci momentul articular se datorează, în principal, activității musculaturii scheletice. La limitele spațiului activ, musculatura va fi întinsă, iar fibrele vor avea o lungime mai mare decât cea izometrică; în acest caz, momentul articular se datorează, în principal, contribuției forțelor pasive (din mușchi și tendoane). Co-contrația (activarea simultană a mușchilor antagoniști ce acționează asupra unei articulații) nu poate fi depistată prin studierea momentelor articulare. Similar, nici efectele frecărilor articulare nu pot fi evidențiate.

Momentele articulare pot fi utilizate pentru evaluarea contribuției grupelor musculare dominante pe durata mișcării studiate. Evaluarea se face estimativ, ținând cont de considerentele anatomice și de date prelevate prin electromiografie [136], [196]. O mișcare de extensie va fi datorată (preponderent) mușchilor ce asigură extensia articulației vizate, iar o mișcare de flexie va fi datorată (preponderent) mușchilor ce asigură flexia. Pentru exemplificare, se vor prezenta momentele articulare corespunzătoare membrului inferior uman, determinate prin

metoda dinamicii inverse (figura 3.15). Rezultatele au fost obținute din cartea Dynamics of Human Gait [174]. Pentru figura 3.15, durata perioadei de sprijin este de 0,8 secunde (durata contactului cu solul). Datele corespund mersului unui bărbat fără dizabilități. Axele de rotație ale articulațiilor (Oz) sunt perpendiculare pe planul sagital.

În figura 3.15, se poate observa că momentul articular la nivelul gleznei corespunde unei mișcări de flexie a gleznei. Acest lucru indică o contribuție preponderentă a mușchilor ce asigură flexia plantară (Gastrocnemius, Soleus, Plantaris etc.).

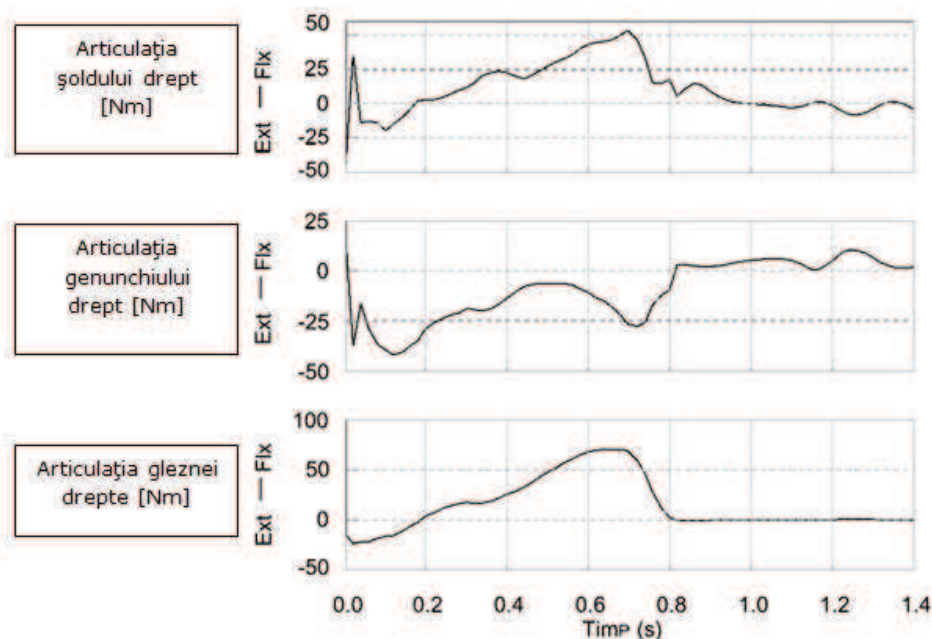


Fig.3.15. Momentele articulare determinate prin dinamică inversă [174]

La nivelul genunchiului, se poate observa că momentul articular este pozitiv la începutul mișcării. Acest lucru indică o contribuție preponderentă a mușchilor ce asigură flexia pentru a reduce viteza la impactul cu solul. Urmează o descreștere semnificativă a valorilor momentului articular, ceea ce indică o flexie, urmată de o extensie a genunchiului. Principalii mușchi ce asigură extensia genunchiului sunt Vastus lateralis, Vastus intermedius, Vastus medialis și Rectus femoris. Principalii mușchi ce asigură flexia genunchiului sunt Biceps femoris, Semimembranosus și Semitendinosus. Există și mușchi ce participă la mișcarea genunchiului, dar ajută și la mișcarea altor articulații (Gastrocnemius, Gracilis etc.).

La nivelul șoldului, momentul articular are valori preponderent negative pe durata 0 – 0,2 s și, în continuare, are valori pozitive. Interpretarea valorilor se face aproximând contribuția grupelor ce asigură extensia (Gluteus maximus, Biceps femoris, Semitendinosus, Semimembranosus) și a grupelor ce asigură flexia (Grupa Iliopsoas, formată din Psoas major, Psoas minor și Iliacus; Rectus femoris, Sartorius, Tensor faciae latae, Pectineus, Adductor longus, Adductor brevis și Gracilis).

Atunci când momentele articulare sunt apropiate de zero, nu se poate specifica cu exactitate dacă pe intervalul respectiv de timp există co-contrație (echilibrarea corpului) sau activitatea musculară este 0.

Este evident că evaluarea comportamentului musculaturii utilizând doar momentele articulare pune mari probleme atunci când se urmărește determinarea exactă a contribuției individuale la mișcare a fiecărui mușchi (nedeterminare).

Metoda prezentată mai sus este metoda clasică, utilizată în biomecanică pentru rezolvarea unei probleme de dinamică inversă. Această metodă are anumite limitări:

- Valorile reacțiunilor articulare sunt subestimate, deoarece nu se consideră activitatea individuală a mușchilor
- Contribuția individuală a mușchilor și tendoanelor nu poate fi determinată. Este necesară utilizarea unor date legate de activitatea musculară (electromiografie) pentru a putea încerca determinarea forțelor musculare individuale (cu toate că și în aceste condiții acuratețea depinde de numărul mușchilor pentru care s-a determinat activitatea musculară)

De aceea este necesar ca forța fiecărui mușchi să fie estimată ca o un procent din rezultanta tuturor forțelor musculare, în funcție de forța maximă ce poate fi dezvoltată de mușchi, de activitatea musculară necesară dezvoltării forței și de direcția de acțiune a forței (analiză musculo-scheletală).

### 3.6.2. Dinamică inversă, folosind software-ul AnyBody

AnyBody permite calculul forțelor și momentelor articulare ce acționează asupra unui lanț cinematic definit de utilizator. Algoritmii utilizați de aplicație pentru rezolvarea problemei dinamicii inverse sunt bazați pe metodele clasice din literatură, dar permit determinarea forțelor generate de mușchii din model. Algoritmii primesc ca date de intrare traiectoriile lanțului cinematic și forțele exterioare ce acționează asupra acestuia (dacă acestea sunt prezente) și determină forțele musculare capabile să realizeze deplasarea în condițiile specificate (figura 3.16) [4].

Avantajele utilizării unui software dedicat constau în posibilitatea determinării forțelor musculare din modele complexe, apropiate ca structură de modelul anatomic real. Numărul mare de ecuații rezolvate în mod automat reduce, deci, timpul necesar obținerii datelor dorite. Algoritmii utilizează proprietățile de inerție ale corpurilor, țin cont de unghirile de penetrație ale mușchilor și permit simularea efectului deplasării mușchilor pe suprafețe, prin alunecare (cazul mușchilor în contact cu omoplații).

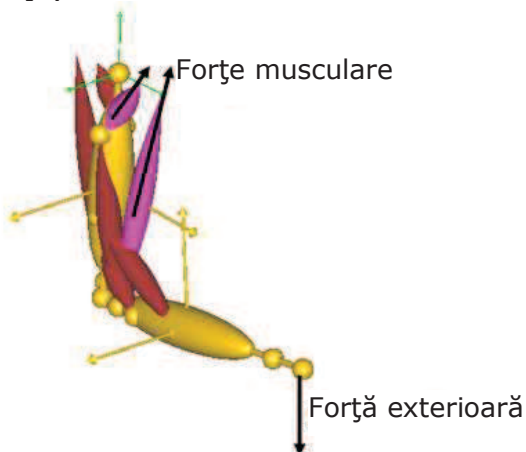


Fig.3.16. Model simplu pentru determinarea forțelor musculare

Principala problemă întâlnită în cazul modelării activității musculaturii scheletice este legată de complexitatea structurii musculo-scheletale, mai exact, numărul mușchilor scheletici este mai mare decât cel strict necesar pentru a asigura echilibrul scheletului în cazul mișcării studiate. Cu alte cuvinte, există o infinitate de moduri în care musculatura poate fi activată pentru a realiza o anumită mișcare.

### 3.6.2.1. Algoritmi pentru selecția mușchilor activi

Mușchii scheletici sunt activați conform cu semnalele primite de la unitatea centrală a corpului – creierul. Se pune problema aproximării comportamentului corpului uman, într-un mod cât mai apropiat de realitate. Simularea comportamentului mușchilor scheletici este un subiect complex, care a fost, în ultimii ani, obiectul de studiu al cercetătorilor din domeniul biomecanicii [82], [148], [41], [21]. Primele încercări pentru determinarea forțelor musculare individuale s-au bazat pe premisa că mușchii sunt un sistem biologic adaptat pentru a conserva resursele. Se pune deci problema determinării unei activități musculare cât mai reduse și distribuite uniform între mușchii din sistem. Prin urmare, putem spune că selecția mușchilor activi se bazează pe algoritmi de optimizare. Criteriul de optimizare este minimizarea activităților musculare în condițiile unei restricții de uniformizare a distribuirii forțelor în sistem. Algoritmii pentru selecția mușchilor activi, disponibili în AnyScript sunt următorii: liniar; pătratic; polinomial; min/max. Software-ul AnyBody permite utilizarea oricăruia dintre algoritmi.

Alegerea unui algoritm adecvat depinde de tipul simulării care va fi efectuată. Algoritmii pătratic și cel polinomial sunt metode acceptate de majoritatea cercetătorilor și care au dus la obținerea unor activități musculare cu o tendință apropiată de cea corespunzătoare semnalelor electrice obținute prin electromiografie [41], [21], [148]. Aceste două metode au fost folosite (pentru cazul modelelor mai simple) în studiul mersului uman. În prezenta lucrare se va utiliza algoritmul polinomial de grad 3. Algoritmii au fost aleși deoarece permite colaborarea musculară la un nivel mediu și nu prezintă tendința de a suprasolicita mușchii mari pentru mișcări ciclice (cazul algoritmului pătratic).

Detalii suplimentare legate de particularitățile algoritmilor pentru selecția mușchilor activi se găsesc în anexa 3.

### 3.6.2.2. Calibrarea mușchilor și tendoanelor din model

După cum a fost evidențiat în subcapitolul 2.3.2.3, mușchii din model trebuie adaptați subiectului studiat. Calibrarea constă în aducerea lanțului cinematic în poziții în care mușchii pentru care se face calibrarea se află în poziție izometrică. Literatura de specialitate prezintă carențe în ceea ce privește aceste poziții. Modelele standard din AnyBody sunt calibrate considerând că poziția izometrică se obține atunci când fibrele musculare pot să dezvolte forță maximă. Un mușchi ce are drept scop extensia genunchiului, va fi în poziție izometrică atunci când membrul inferior se află perpendicular pe sol (unghiul descris de axa longitudinală a tibiei și axa longitudinală a femurului este de aproximativ 180°, unghiul descris de axa longitudinală a tibiei și sol este de aproximativ 90°). Calibrarea modelului standard (LegTD) se face folosind cinci rutine pentru calibrare.

- Rutina 1 (LegCal1.Any) presupune că piciorul se află perpendicular pe sol și calibrează toți mușchii din model pentru această poziție. Această poziție este



considerată neutră pentru toți mușchii din model (sprijin pe oasele scheletice).

- Rutina 2 (LegCal2.Any) este utilizată pentru calibrarea mușchilor ce asigură flexia plantară și flexia articulației șoldului. Poziția pentru care se face calibrarea este 50 de grade între axa longitudinală a coapsei și perpendiculara dusă din centrul pelvisului pe sol și 75 de grade între axa longitudinală a gambei și laba piciorului. Unghiul dintre axa longitudinală a coapsei și cea a gambei este de 180 de grade (figura 3.17.a). Această rutină suprascrive valorile determinate pentru mușchii calibrați peste valorile determinate de rutina 1.
- Rutina 3 (LegCal3.Any) este utilizată pentru calibrarea mușchilor ce asigură dorsiflexia genunchiului. Poziția pentru care se face calibrarea este de 70 de grade între axa longitudinală a gambei și perpendiculara dusă din centrul pelvisului pe sol. Coapsa se află în poziție neutră, similar cu poziția utilizată de rutina 1 (figura 3.17.b). Rutina suprascrive noile valori peste cele obținute cu rutina 1.
- Rutina 4 (LegCal5.Any) este utilizată pentru calibrarea mușchilor ce asigură extensia la nivelul genunchiului. Coapsa se poziționează cu axa longitudinală paralelă cu solul. Gamba se poziționează la un unghi de 90 de grade între axa sa longitudinală și cea longitudinală a coapsei (figura 3.17.c). Rutina suprascrive noile valori peste cele obținute cu rutina 1.
- Rutina 5 (LegCal6.Any) este utilizată pentru calibrarea mușchilor ce asigură rotirea laterală a coapsei. Coapsa este rotită spre interior cu 5 grade și poziționată astfel încât axa sa longitudinală să fie la un unghi de 80 de grade față de perpendiculara dusă din centrul pelvisului. Gamba este rotită pentru a se obține un unghi de 90 de grade între aceasta și coapsă (cele două axe longitudinale) (figura 3.17.d).

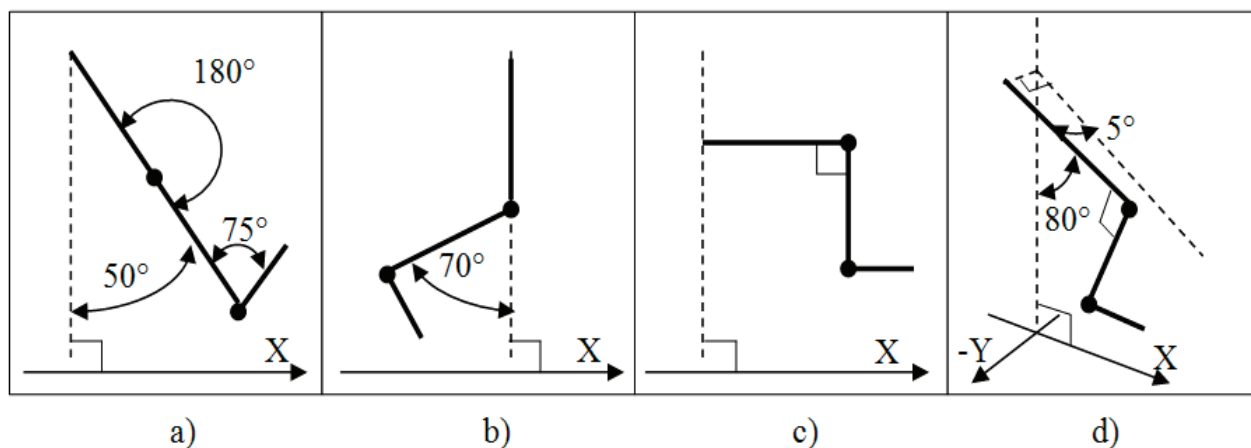


Fig.3.17. Poziții utilizate pentru calibrarea lungimilor fibrelor musculare și ale tendoanelor

Calibrarea standard permite obținerea unor rezultate valide pentru mersul uman și pentru exerciții ce implică folosirea membrului inferior (ex: genoflexiuni, alergare etc.). Dacă se face simularea unor persoane cu mobilitate scăzută (ex: persoane cu amputație, bătrâni etc.), se va ține cont de aceste limitări.

### 3.6.2.3. Determinarea forțelor și momentelor articulare

În capitolele precedente au fost detaliate etapele pentru obținerea unor date valide cu ajutorul metodei dinamicii inverse și unui model musculo-scheletal complex. Pentru simularea corectă a deplasării unui subiect, având ca date de intrare coordonatele spațiale ale lanțului cinematic și reacțiunile din partea solului, autorul propune următoarea metodă:

- Se copiază structura de date din directorul corespunzător modelului standard (GaitUniMiamiTDRightLeg) din repository 1.0 (anybodytech.com). Pentru exemplificare se va analiza un set de date provenit de la un subiect de sex feminin, înălțime 1,65m și greutate 64 kg.
- Se citesc fișierele generate de aplicația Matlab pentru sincronizarea semnalelor (descrisă în subcapitolul 3.2.4). Citirea se face în mod automat din fișierele generate de aplicație, dar este necesar ca acestea să fie copiate în directorul corespunzător.
- Se generează datele de poziție de intrare pentru GaitApplication2 (descrisă în subcapitolul 3.5.2). Pentru aceasta se folosește secvența de cod *MarkerModelStudy* din fișierul .main al modelului.
- Se definesc caracteristicile antropometrice în fișierul *AnyMan.Any*.
- Se utilizează datele obținute de la aplicația pentru vizualizarea poziției (subcapitolul 3.5.1) și se re poziționează reperele conform cu configurația folosită în experiment. Modelul inițial are un număr de 10 repere predefinite. Este deci, necesară modificarea fișierelor ce fac referință la repere. Acestea sunt:

*MarkerTopology.Any*;

*DataForConfigFile.Any*;

*LocalMarkerCoordinatesAndSize.Any*.

Repoziționarea reperelor se face în fișierul *LocalMarkerCoordinatesAndSize.Any*. Pentru cazul discutat, pozițiile vor fi definite prin codul:

```
AnyFolder LocalMarkerCoordinates = {
  AnyVec3 SACR = {-0.0727,0.0165,0.00};
  AnyVec3 RASI = {0.1557,-0.048,0.1400};
  AnyVec3 LASI = {0.1550,-0.0411,-0.1465};

  AnyVec3 RTHI = {-0.036,-0.25,0.0};
  AnyVec3 RTHI = {-0.0717,-0.3028,0.1981};
  AnyVec3 RKNE = {0.01906,-0.3989,0.0629};

  AnyVec3 RTIB = {-0.0176,-0.5576,0.1676};
  AnyVec3 RANK = {0.035,-0.803,0.0567};

  AnyVec3 RHEE = {-0.0075,-0.8392,-0.0190};
  AnyVec3 RTOE = {0.1950,-0.9315,0.1004};
};
```

```
AnyFolder ScalingParameters = {
```

```
  AnyVar ScalingVar=1;
  AnyVar PELVIS = 0.1687*ScalingVar;
  AnyVar THIGH = 0.3989*ScalingVar;
  AnyVar SHANK = 0.3722*ScalingVar;
  AnyVar FOOT = 0.2263*ScalingVar;
};
```

Variabila `ScalingVar` este utilizată pentru redimensionarea rapidă a lanțului cinematic, dacă nu se cunosc valorile exacte pentru lungimile elementelor acestuia.

- Se poziționează lanțul cinematic conform cu primele coordonate de poziție citite. Pentru aceasta se folosește secvența de cod *MarkerPlacementStudy* din fișierul `.main` al modelului. Poziționarea se face în fișierul `Mannequin.Any`. Centrul pelvisului se poziționează conform cu datele obținute de la aplicația pentru vizualizarea poziției. Pentru cazul de față,  $Pelvis(X,Y,Z)=(-0,431; 0,134; 0,891)$ .
- După poziționarea lanțului cinematic se generează structura lanțului cinematic prin utilizarea comenzii *InitialConditions*. Se scrie structura lanțului cinematic într-un fișier compatibil cu `GaitApplication2`, cu ajutorul fișierului `DataForConfigFile.Any`.
- Se execută programul `GaitApplication2` și se elimină erorile de poziție (subcapitolul 3.5.2.1).
- Se modifică structura fișierului `Environment.Any` în funcție de tipul de platformă pentru determinarea reacțiunilor din partea solului folosit (subcapitolul 3.1.2). Pentru cazul de față s-au folosit date de intrare de la aplicația pentru sincronizare, în format  $R_x, R_y, R_z, M_x, M_y, M_z$ . Secvența de cod ce face legătura între valorile reacțiunilor din partea solului citite din fișier și efectul final al lanțului cinematic va fi:

```
AnySeg CenterOfPressure1={
  Mass=0;
  Jii={0.0,0.0,0.0};
  AnyRefNode node={
    sRel={0,0,0};
    AnyDrawNode drw={ScaleXYZ={0.015,.015,.005}; RGB={1,0,0};};
};
};
AnyKinEqInterPolDriver LinDrv1={
  AnyKinLinear &ref1 = .Lin1;
  Type=PiecewiseLinear;
#include "time.any"
#include "CenterOfPressurePlateOffset1.any"//x correction
#include "CenterOfPressurePlateOffset2.any"//y correction
#include "CenterOfPressurePlate1.any"
Data
  =0.2265*CenterOfPressurePlateOffset1'+0.1160*CenterOfPressurePlateOffset2'+C
  enterOfPressurePlate1';
  Reaction.Type={Off,Off,Off};
};
AnyKinEqSimpleDriver RotDrv1={
  AnyKinRotational &ref1= .Rot1;
  DriverPos={0,0,0};
  DriverVel={0,0,0};
  Reaction.Type={Off,Off,Off};
};
AnyReacForce ForcePlate1FootRContactForce={
  AnyKinLinear Lin={
    Ref=0;
    AnySeg &ref1=..CenterOfPressure1;
    AnySeg &ref2=Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Foot;
  };
  AnyKinRotational Rot= {
    AnySeg &ref1=..CenterOfPressure1;
```

```

    AnySeg &ref2=Main.HumanModel.BodyModel.Right.Leg.Seg.Foot;
    Type=RotVector;
};
};
AnyForce3D ForceOnForcePlate1 ={
    AnyFunInterpol force ={
        Type=Bspline;
        BsplineOrder = 8;
        FileName ="ForcePlate1.txt";
    };
    AnySeg &ref1=.CenterOfPressure1;
    F=force(t);
};
AnyMoment3D MomentOnForcePlate1 ={
    AnyFunInterpol moment ={
        Type=Bspline;
        BsplineOrder = 8;
        FileName = "MomentPlate1.txt";
    };
    AnySeg &ref1=.CenterOfPressure1;
    M=moment(t);
};

```

S-au citit reacțiunile din partea solului din fișierele ForcePlate1.txt, MomentPlate1.txt și coordonatele centrului de presiune din fișierul CenterOfPressurePlate1.txt. În continuare s-a definit un vector ForceOnPlate1 care adaugă forțele de reacțiune în model și le aplică asupra efectorului final prin intermediul poziției reperului CenterOfPressure1. Deplasarea reperului CenterOfPressure1 este controlată de datele din fișierul CenterOfPressurePlate1.txt. Valorile 0,2265 [m] și 0,1160 [m] corespund poziției centrului platformei față de sistemul de coordonate global și au fost determinate cu ajutorul aplicației pentru sincronizarea semnalelor.

- După eliminarea erorilor se poate utiliza secvența de cod *OptStudy*, din fișierul .main, pentru a soluționa dinamica inversă. Se ține cont de limitările algoritmilor pentru selecția mușchilor activi (anexa 3). Modelul trebuie mai întâi calibrat prin comanda *CalibrationSequence*. După finalizarea calibrării se poate executa comanda *InverseDynamics* care va genera datele caracteristice deplasării subiectului investigat (Forțe musculare, activități musculare, momente și forțe articulare, reacțiuni articulare, etc.).

După finalizarea analizei dinamice se poate studia comportamentul modelului supus restricțiilor definite prin datele de intrare. Pentru început se vor studia momentele articulare la nivelul gleznei, genunchiului și soldului (figura 3.18). Aceste momente articulare definesc mișcarea lanțului cinematic în condițiile considerate (acțiunea mușchilor scheletici).

Pentru figura 3.18:  $M_x$  este momentul articular în jurul axei  $O_x$  (axa antero-posterioară) și corespunde mișcării de adducție/abducție;  $M_y$  este momentul articular în jurul axei  $O_y$  (axa latero-medială) și corespunde mișcării de flexie/extensie;  $M_z$  este momentul articular în jurul axei  $O_z$  (longitudinală) și corespunde mișcării de rotație internă/externă. Momentele articulare determinate sunt similare cu cele descrise în literatura de specialitate [194], [174].

Forțele musculare ce acționează asupra modelului musculo-scheletal, pentru condițiile considerate au evoluția din figura 3.19.

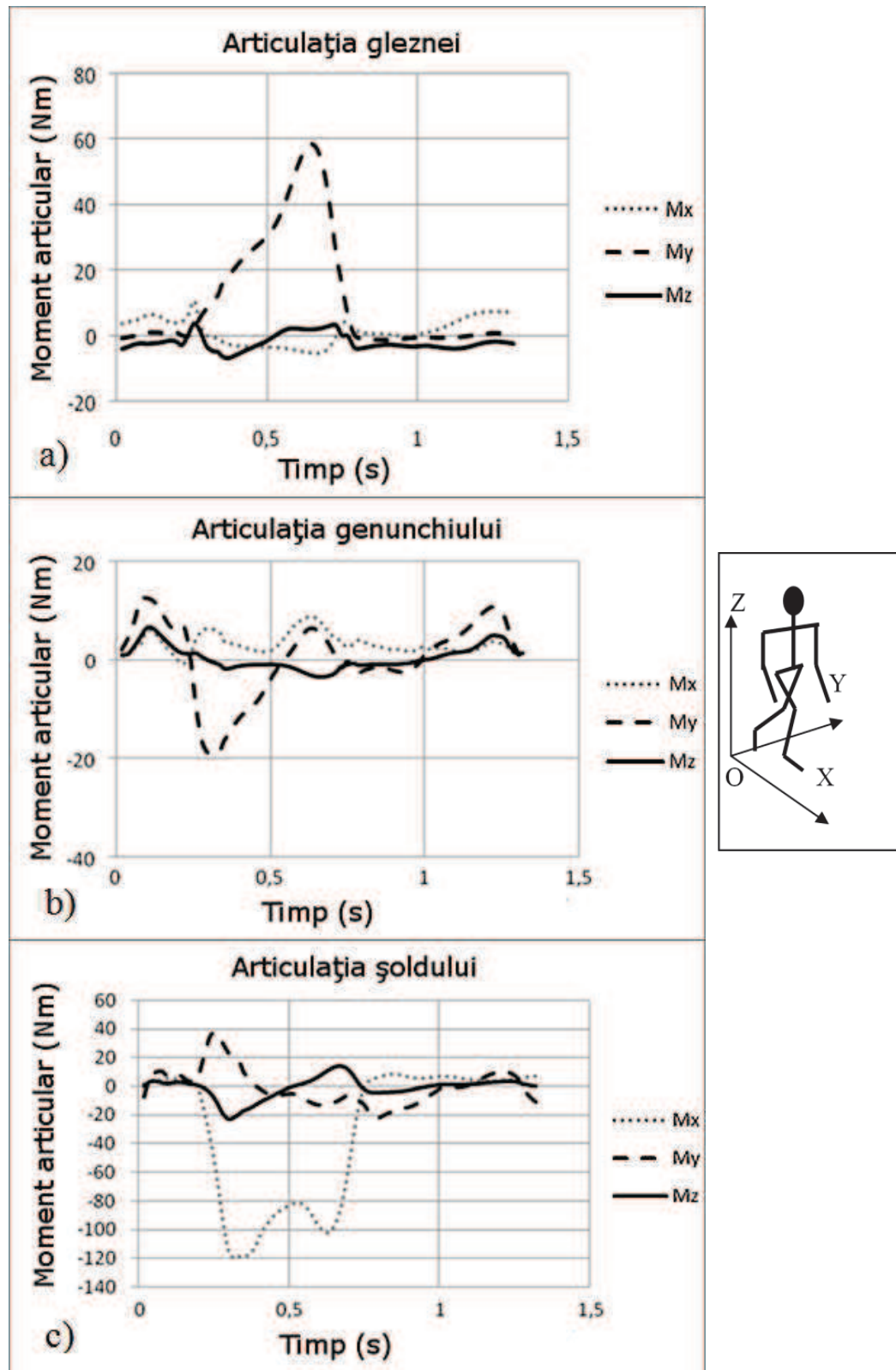


Fig.3.18. Momentele articulare determinate prin dinamică inversă, pentru subiectul considerat: a) Momentele articulare la nivelul gleznei; b) Momentele articulare la nivelul genunchiului; c) Momentele articulare la nivelul șoldului

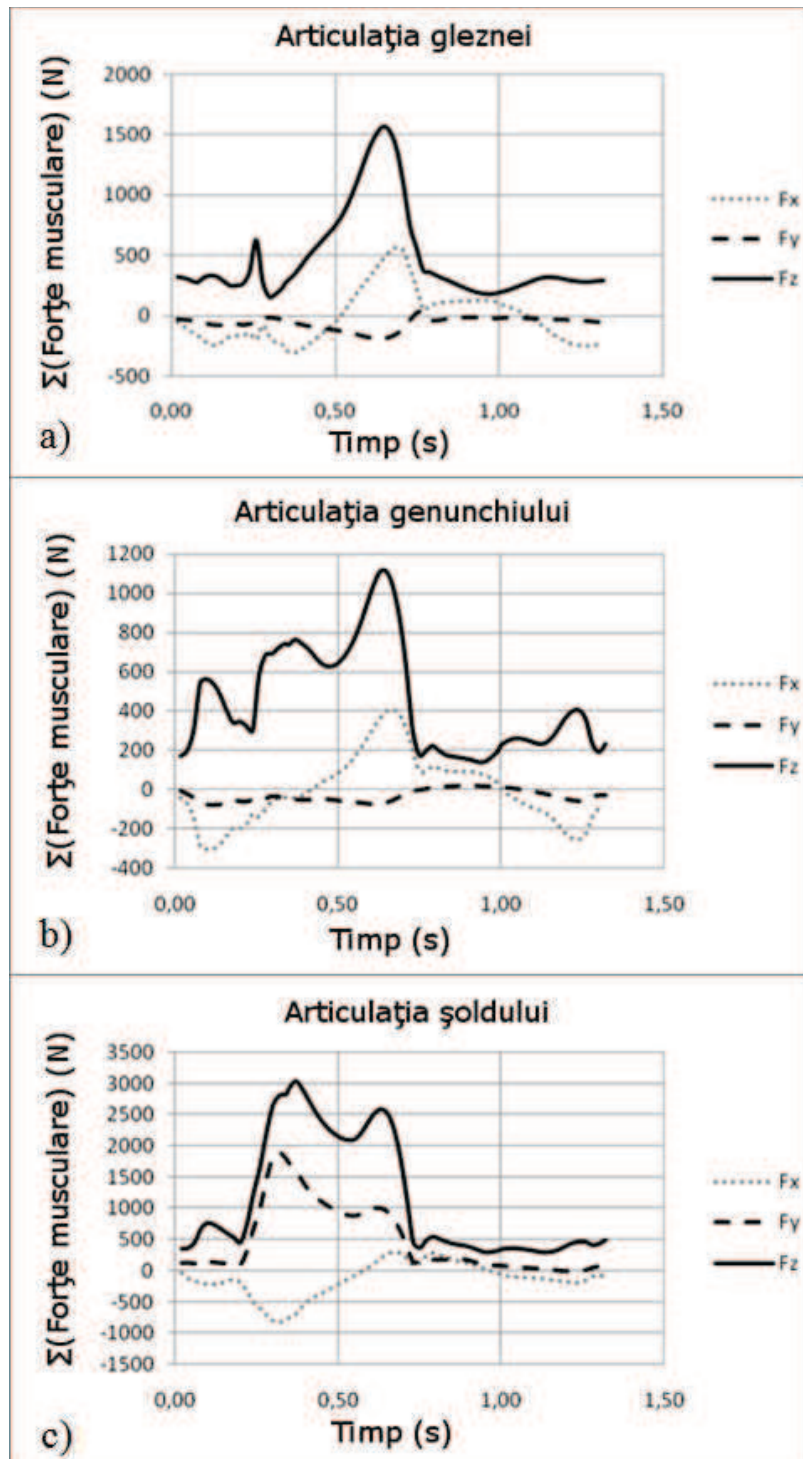


Fig.3.19. Forțele generate de mușchii ce acționează asupra elementelor lanțului cinematic, determinate prin dinamică inversă, pentru subiectul considerat: a) Forțe până la nivelul articulației gleznei; b) Forțe până la nivelul articulației genunchiului; c) Forțe până la nivelul articulației șoldului

Prin studiul forțelor generate de mușchii din model se poate estima gradul de solicitare ce apare asupra articulațiilor în urma deplasării considerate. Obținerea forțelor articulare, în forma prezentată în figura 3.19 este posibilă doar dacă se utilizează un model musculo-scheletal complet. Un studiu prin metode clasice permite doar determinarea reacțiunilor la nivelul articulațiilor dar nu și cauza acestora (forțele dezvoltate de musculatura scheletică).

Datele obținute în urma simulării, prezentate în figurile 3.18 și 3.19, permit compararea deplasării unor eșantioane de indivizi și depistarea eventualelor anomalii pentru cazurile subiecților cu dizabilități. Pentru a avea o imagine completă asupra comportamentului sistemului musculo-scheletal, se pot extrage datele ce vizează activitatea musculară (generate cu ajutorul algoritmului pentru selecția mușchilor activi). Se pot extrage date privind activitatea fiecărui mușchi în parte sau se poate studia activitatea (v. subcapitolul 2.3.2.3.), la modul general, pentru toți mușchii din model (figura 3.20).

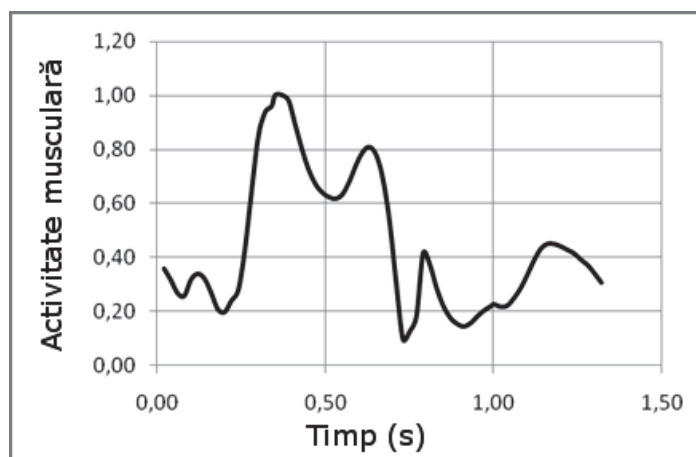


Fig.3.20. Activitatea musculară maximă a sistemului musculo-scheletal studiat

Activitatea musculară maximă este o măsură a nivelului de solicitare la care este supus modelul pentru deplasarea studiată.

$$\text{ActMusculară} = \text{MAX}(\text{ActMus}_i), i=1..n^{(M)} \quad (3.34)$$

Dacă valoarea maximă a activității musculare necesare depășește valoarea 1, atunci modelul nu este capabil să realizeze mișcarea, în condițiile considerate. În cazul în care se obțin valori mai mari decât limita superioară, este necesară studiarea intervalului de timp pentru care se obține suprasolicitarea modelului. Dacă se ține cont de faptul că metoda dinamicii inverse a fost aplicată pe un set de date determinate experimental, atunci se poate determina, cu exactitate, cauza care a dus la o suprasolicitare a modelului. Pentru studiul deplasării umane, cauzele care pot duce la suprasolicitare sunt:

- Erori în poziționarea lanțului cinematic (v. subcapitolul 3.5)
- Erori legate de sincronizarea semnalului de poziție cu cel al reacțiunilor din partea solului (v. subcapitolul 3.2)
- Utilizarea necorespunzătoare a algoritmului pentru selecția mușchilor activi (v. anexa 3). Spre exemplu, studiul deplasării unui subiect cu obezitate severă nu se poate face cu ajutorul unui algoritm pentru selecția mușchilor activi aplicabil unui caz general. Subiectul cu obezitate severă se va deplasa în condiții de solicitare crescută a sistemului musculo-scheletal, deci mușchii din model vor tinde să aibă activități mari, cu valori apropiate de limita superioară (este deci nevoie de o colaborare mai strânsă între mușchii scheletici).

Pentru validarea modelului (redimensionat) este nevoie să se studieze activitatea unor anumiți mușchi din model și să se compare cu datele din literatura de specialitate (figura 3.21). În cazul exemplului considerat, s-a făcut comparație între activitățile musculare pentru mușchii Tibialis anterior, Gluteus maximus, Rectus femoris, Adductor longus și mușchii posteriori ai coapsei (Semitendinosus, Semimembranosus și Biceps femoris). Datele utilizate pentru comparație au fost

obținute din baza de date a Societății Internaționale de Biomecanică (isbweb.org) și corespund unui subiect de sex feminin.

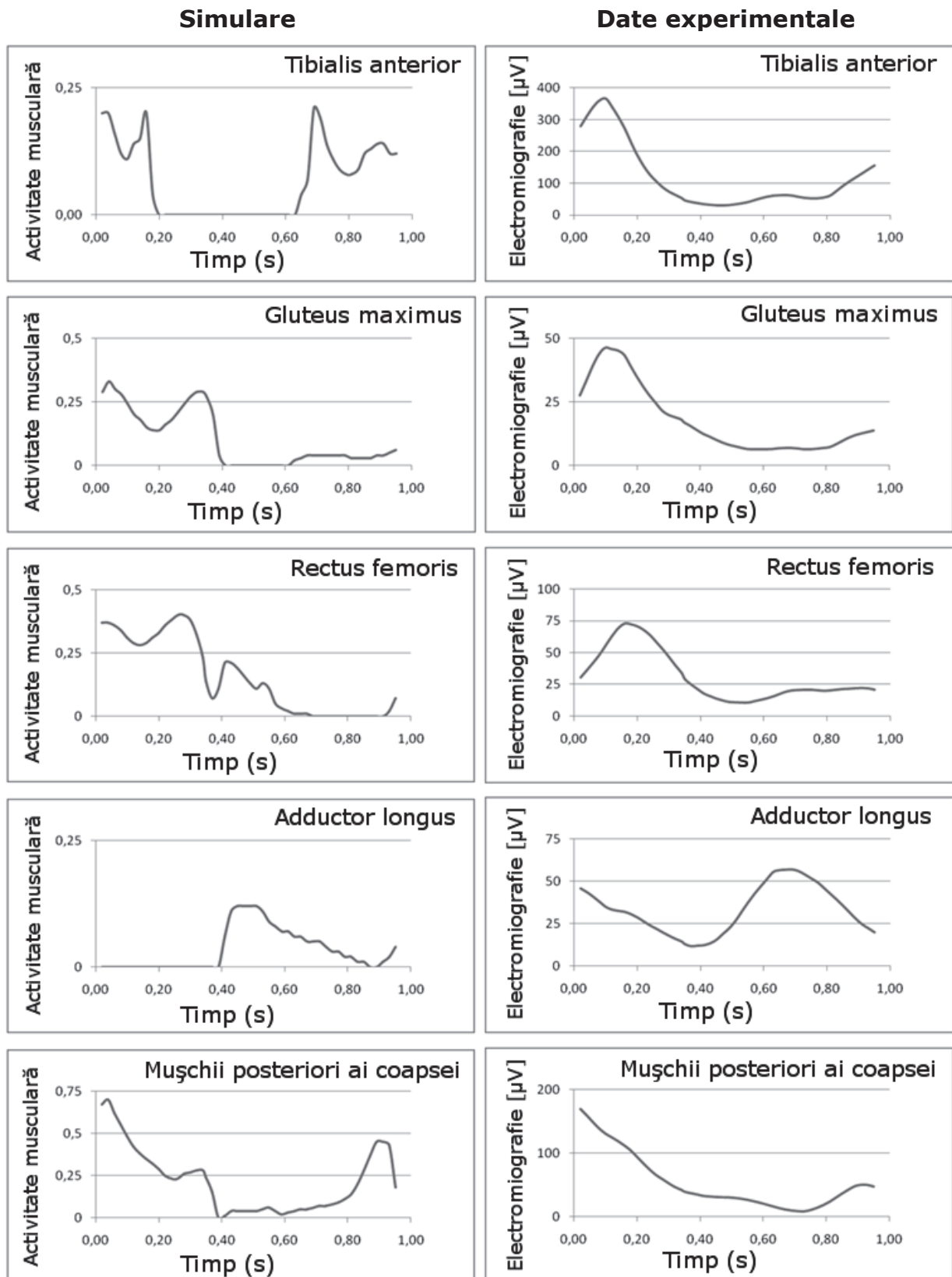


Fig.3.21. Comparație între activitatea individuală a unor grupe de mușchi. Activitate musculară obținută prin simulare și activitate musculară obținută experimental prin electromiografie, preluată de la isbweb.org.



Atunci când se face comparația între date prelevate prin electromiografie și date obținute prin simulare, trebuie să se țină cont de faptul că cele două metode prezintă date similare, dar obținute prin metode complet diferite. Electromiografia are marele dezavantaj al măsurării unui semnal electric la nivelul tegumentului. Este, deci posibil ca semnalul înregistrat să fie distorsionat de țesuturile moi pe care le parcurge. Poziționarea senzorilor pe piele poate să ducă la prelevarea unui semnal electric corespunzător activității tuturor grupelor musculare din vecinătatea mușchiului vizat. Activitatea determinată în urma simulării poate prezenta tendințele descrise în anexa 3. Activitatea musculară obținută prin aplicarea unui algoritm va fi, de regulă, diferită de cea obținută experimental, dar, dacă simularea a fost efectuată corect, va manifesta tendințe similare. Spre exemplu, mușchiul vizat va avea un maxim de activitate pentru un interval de timp care se va suprapune peste intervalul de timp pentru care, semnalul determinat prin electromiografie prezintă un maxim de activitate.

În figura 3.21 se poate observa că activitatea musculară determinată experimental are tendințe similare cu cea determinată prin simulare. Diferențele se datorează, în principal, diferențelor antropometrice între cei doi subiecți.

Prin urmare, pentru a diminua efectul diferențelor antropometrice între populațiile folosite ca reper și cele pentru care se face simularea, este nevoie de un eșantion suficient de mare pentru a permite prelucrări statistice.

### **3.6.3. Studiu asupra utilizării datelor de la o platformă pentru măsurarea presiunii**

În vederea analizei mersului uman prin dinamică inversă sunt necesare date legate de reacțiunile din partea solului și date legate de mișcarea subiectului, obținute cu un sistem de captură video sau de altă natură. Platformele pentru măsurarea presiunii pot fi utilizate pentru obținerea componentei normale a reacțiunilor din partea solului. Dacă se utilizează o platformă pentru măsurarea presiunii la nivelul contactului dintre picior și sol, se vor urma pașii descriși la începutul subcapitolului precedent, dar, în locul reacțiunilor din partea solului, se vor utiliza datele provenite de la platforma pentru măsurarea presiunii. Determinarea poziției centrului de aplicație al reacțiunilor din partea solului (centrul de presiune) se face prin utilizarea metodelor descrise în subcapitolul 3.3.2.

*Dat fiind faptul că în dotarea laboratoarelor de inginerie medicală ale Universității "Politehnica" din Timișoara (Platforma de Implantologie, Protezare Inteligentă și Recuperare Biomecanică) se află un sistem de captură a datelor de poziție și o platformă de presiune suficient de lungă pentru a studia un ciclu complet de mers, autorul a studiat posibilitatea utilizării acestor dotări pentru a investiga un număr mai mare de subiecți. Pentru aceasta, au fost înregistrate date de la un subiect, cu acordul acestuia, și s-a studiat potențialul și utilitatea acestora. Subiectul a fost instruit să meargă pe platforma pentru înregistrarea presiunii cu o viteză suficient de mică pentru a se putea înregistra cu acuratețe semnalul, atât din partea platformei, cât și din partea aparatului Zebris pentru obținerea pozițiilor în spațiu a reperelor atașate articulațiilor ansamblului pelvis-picioare.*

S-a constatat că viteza necesară obținerii de semnal de poziție adecvat, cu ajutorul echipamentului Zebris, trebuie să fie redusă. Subiectul va fi, deci, obligat să se deplaseze cu viteză mai mică decât cea cu care merge de obicei. Deplasarea cu viteză redusă nu este adecvată studiului unei deplasări în condiții normale. Prin urmare, calitatea datelor extrase din cadrul experimentului depinde de frecvența de

Înregistrare a aparatului pentru determinarea pozițiilor corpului. Un alt neajuns al acestui protocol este semnalul de ieșire al platformei pentru măsurarea presiunii: o serie de matrice cu dimensiuni de 60x200 puncte ce reprezintă citirile senzorilor de presiune pe durata ciclului de mers. Numărul mare de matrice, de ordinul miilor, înseamnă, de asemenea, un volum mare de date extrase și, implicit, o perioadă mare de timp necesară pentru prelucrarea datelor.

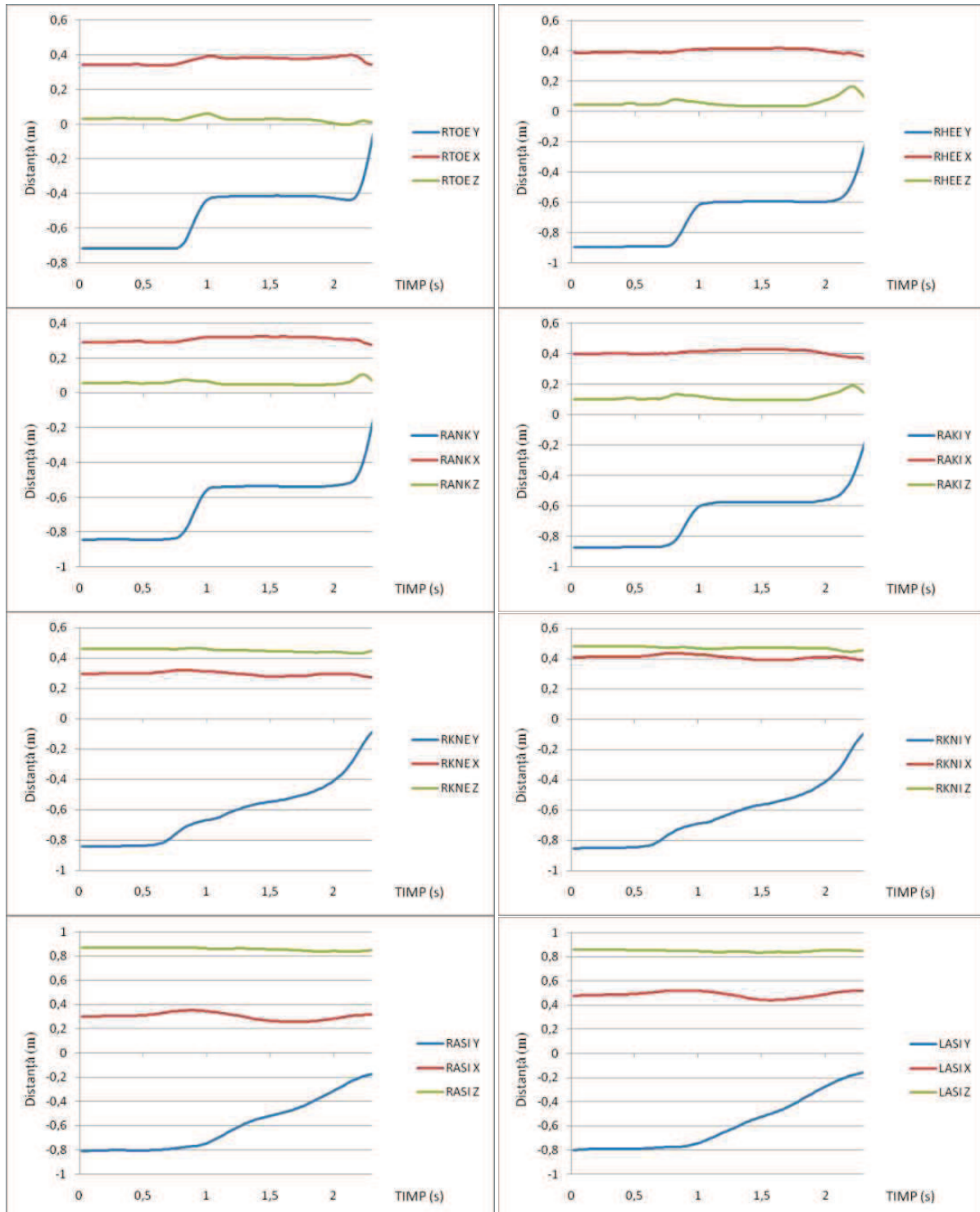


Fig.3.22. Pozițiile reperelor atașate corpului uman, pentru cazul utilizării aparatului Zebris

În încercarea de a se obține date utilizabile în programul AnyBody s-au scris aplicații Matlab care să extragă valorile necesare unei analize prin dinamica inversă.

S-a urmărit extragerea pozițiilor reperelor (figura 3.22) din semnalul obținut cu sistemul Zebris și corelarea acestora cu un sistem compus din trunchi, pelvis și picioare în cadrul aplicației AnyBody. A fost concepută o nouă configurație de repere pentru sistemul articulată deja existent (GaitUniMiamiTDRightLeg). Reperetele utilizate pentru determinarea pozițiilor au fost următoarele:

- RTOE, situat în zona vârfului piciorului, pe mijlocul falangelor.
- RHEE, situat în zona călcâiului.
- RANK, situat în partea dreaptă (exterior) a gleznei drepte.
- RAKI, situat în partea stângă (interior) a gleznei drepte.
- RKNE, situat în partea externă (dreapta) a genunchiului drept.
- RKNI, situat în partea internă (stânga) a genunchiului drept.
- RASI, situat în partea dreaptă a bazinului.
- LASI, situat în partea stângă a bazinului.

După obținerea coordonatelor reperelor s-a încercat determinarea centrului de presiune. În acest scop, autorul a conceput o aplicație Matlab care să separe, cu ajutorul unei rutine dedicate, semnalele presiunii de contact ale piciorului stâng și ale piciorului drept, din cadrul matricelor obținute de la platforma pentru măsurarea presiunii.

Rutina concepută parcurge liniile matricei și însumează valorile pozitive întâlnite. Dacă se constată că linia următoare conține valori nule, atunci se consideră că s-a determinat presiunea corespunzătoare contactului primului picior cu platforma. Valorile liniilor succesive vor corespunde contactului dintre al doilea picior și platformă. Această metodă presupune că subiectul merge pe mijlocul platformei.

	171	172	173	174	175	176	177	178	179	180	181
17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
19	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
21	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.5000
22	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2.5000	2
23	0	0	0	2.5000	5	6	6	4.5000	3.5000	2	0
24	0	0	2	7.5000	10.5000	10.5000	9	6	3.5000	0	0
25	0	0	3.5000	9.5000	12	11.5000	9.5000	6	2.5000	0	0
26	0	0	2	7.5000	10.5000	10	7.5000	3.5000	0	0	0
27	0	0	0	2.5000	4.5000	4	2	0	0	0	0
28	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
33	0	0	0	0	1.5000	0	0	0	0	0	0
34	0	0	2.5000	6	7	6	4	2	0	0	0
35	0	0	5	9.5000	10	9.5000	7.5000	4	0	0	0
36	0	0	4	8	9.5000	9.5000	7.5000	5	2.5000	0	0
37	0	0	0	4	5.5000	6.5000	5	4.5000	2.5000	0	0
38	0	0	0	0	0	1	1.5000	1.5000	2	2	1.5000
39	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
40	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
41	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Fig.3.23. Porțiune din matricea obținută de la platforma pentru presiune Zebris

Pentru exemplificare, se va considera cazul prezentat în figura 3.23. Algoritmul parcurge liniile matricei  $M_{i,j}$  ( $i=17..41$ ) și însumează valorile de pe coloane ( $j=171..181$ ). Pentru linia 17 a matricei, suma determinată va fi  $\sum_{j=171}^{181} M_{17,j}$ . Atunci când se detectează prima sumă pozitivă, se consideră că s-a depistat primul senzor de presiune în contact cu piciorul (linia 21). Algoritmul va face sumele pentru

liniile 22..27 până la linia 28, când suma va fi nulă. Valorile pozitive determinate anterior sunt puncte pentru care piciorul a exercitat presiune asupra senzorilor. După ce se descoperă suma nulă de pe linia 28, algoritmul consideră că următoarele valori pozitive corespund liniilor pentru care al doilea picior este în contact cu platforma. Dacă prima valoare pozitivă determinată prin parcurgerea liniilor este situată în dreapta mijlocului platformei (numărul liniei este mai mic decât 29 – platforma are 28 de senzori pe lățime) atunci se consideră că primul picior în contact este cel drept. Dacă nu, se consideră că piciorul în contact este cel stâng.

Alternativa la această metodă este parcurgerea recursivă, pornind de la prima valoare pozitivă a semnalului de presiune. Parcurgerea se va face pentru pozițiile imediat alăturate din matrice. Parcurgerea recursivă prezintă avantajul determinării unei suprafețe de contact, indiferent dacă picioarele sunt poziționate paralel cu axa platformei. Dezavantajul acestei metode este legat de determinarea unui număr mai mare de trei, sau mai multe suprafețe de contact. În acest caz, degetele și talpa piciorului sunt în contact cu platforma, dar presiunea este distribuită pe două suprafețe distincte (delimitate de citiri nule de presiune). Însurarea valorilor pe linie elimină acest dezavantaj.

Aplicația Matlab, utilizată pentru determinarea componentei normale a reacțiunilor din partea solului și pentru determinarea centrului de aplicație al reacțiunilor (de presiune), permite vizualizarea semnalelor obținute (figura 3.24).

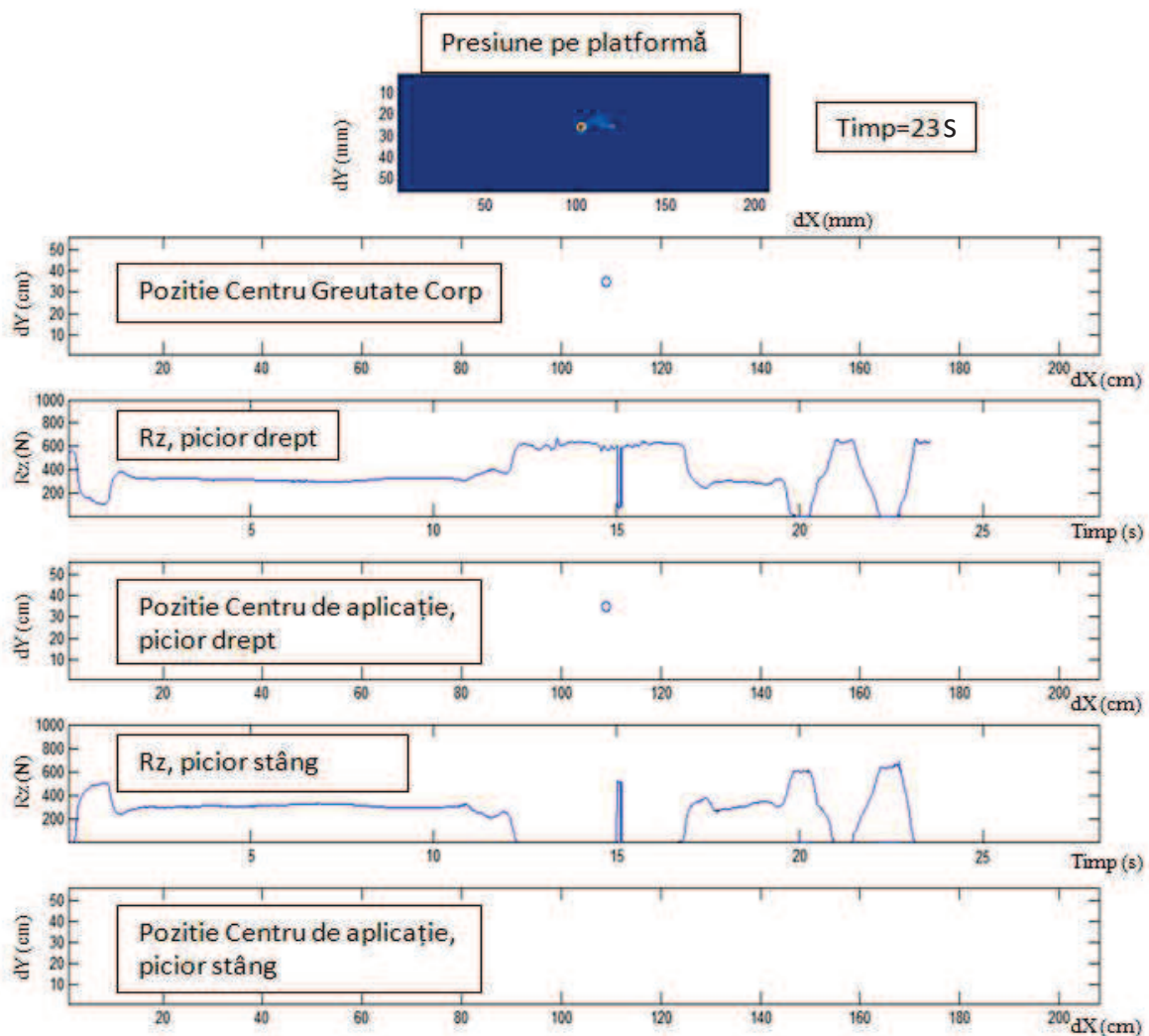


Fig.3.24. Vizualizarea datelor cu ajutorul aplicației Matlab dedicate

După vizualizarea datelor de ieșire, s-a constatat obținerea cu succes, pentru fiecare pas, atât a poziției centrului de presiune, cât și a componentei normale a reacțiunii din partea solului. În figura 3.24, doar piciorul drept este în contact cu platforma (poziția centrului pentru piciorul stâng nu apare pe grafic, pentru că acesta nu este în contact).

Deși analiza prin dinamica inversă a oferit rezultate asemănătoare cu ceea ce s-a obținut prin utilizarea unei platforme pentru obținerea reacțiunilor din partea solului, s-a observat lipsa solicitărilor pe direcție laterală și frontală, la nivelul efectorului final din lanțul cinematic (laba piciorului). Aceste solicitări sunt necesare pentru o analiză exactă a mișcării studiate și sunt datorate componentelor  $R_x$  și  $R_y$  ale reacțiunii din partea solului.

Reacțiunile din partea solului (exceptând cazul în care ambele picioare sunt în contact cu solul) sunt determinate (complet) de traiectoriile elementelor componente ale membrului inferior (elemente ale lanțului cinematic). Hardt [83] a reușit să aproximeze momentele articulare utilizând doar pozițiile observate. Componentele  $R_x$  și  $R_y$  se pot determina cu ajutorul poziției relative dintre tibie și sol, dacă se cunoaște componenta normală a reacțiunilor din partea solului. Practic, se presupune că vectorul reacțiunilor se află pe direcția tibiei. După determinarea componentelor  $R_x$  și  $R_y$  (figura 3.25) se poate efectua analiza dinamică inversă și se pot determina forțele și momentele articulare.

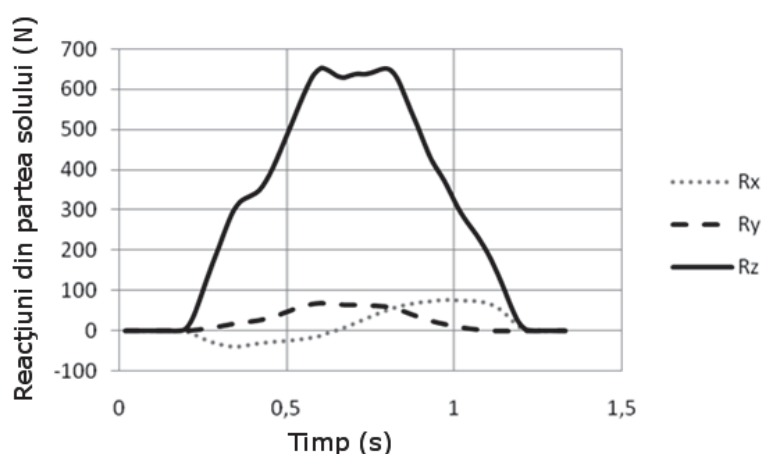


Fig.3.25. Componentele reacțiunii din partea solului determinate cunoscând valorile componentei normale ( $R_z$ )

În urma analizei prin dinamică inversă, s-au obținut momentele articulare corespunzătoare deplasării studiate (figura 3.26). Momentele articulare sunt similare ca formă pentru cele 3 articulații (gleznă, genunchi, coapsă) în cazul subiectului investigat cu aparatura Zebris. Acest aspect este datorat felului în care subiectul s-a deplasat pe durata experimentului. Subiectul a controlat voluntar flexia la nivelul genunchiului și și-a limitat viteza de deplasare, aspect vizibil în forma componentei  $M_y$  a momentului articular la nivelul genunchiului. Momentul articular la nivelul gleznei prezintă o tendință caracteristică unui mers normal, dar se poate observa că rata cu care scade valoarea componentei  $M_y$  este diminuată. Subiectul s-a desprins cu greu de pe sol, datorită vitezei scăzute de deplasare (aproximativ două secunde pentru un pas complet respectiv o secundă pentru care piciorul este în contact cu solul).

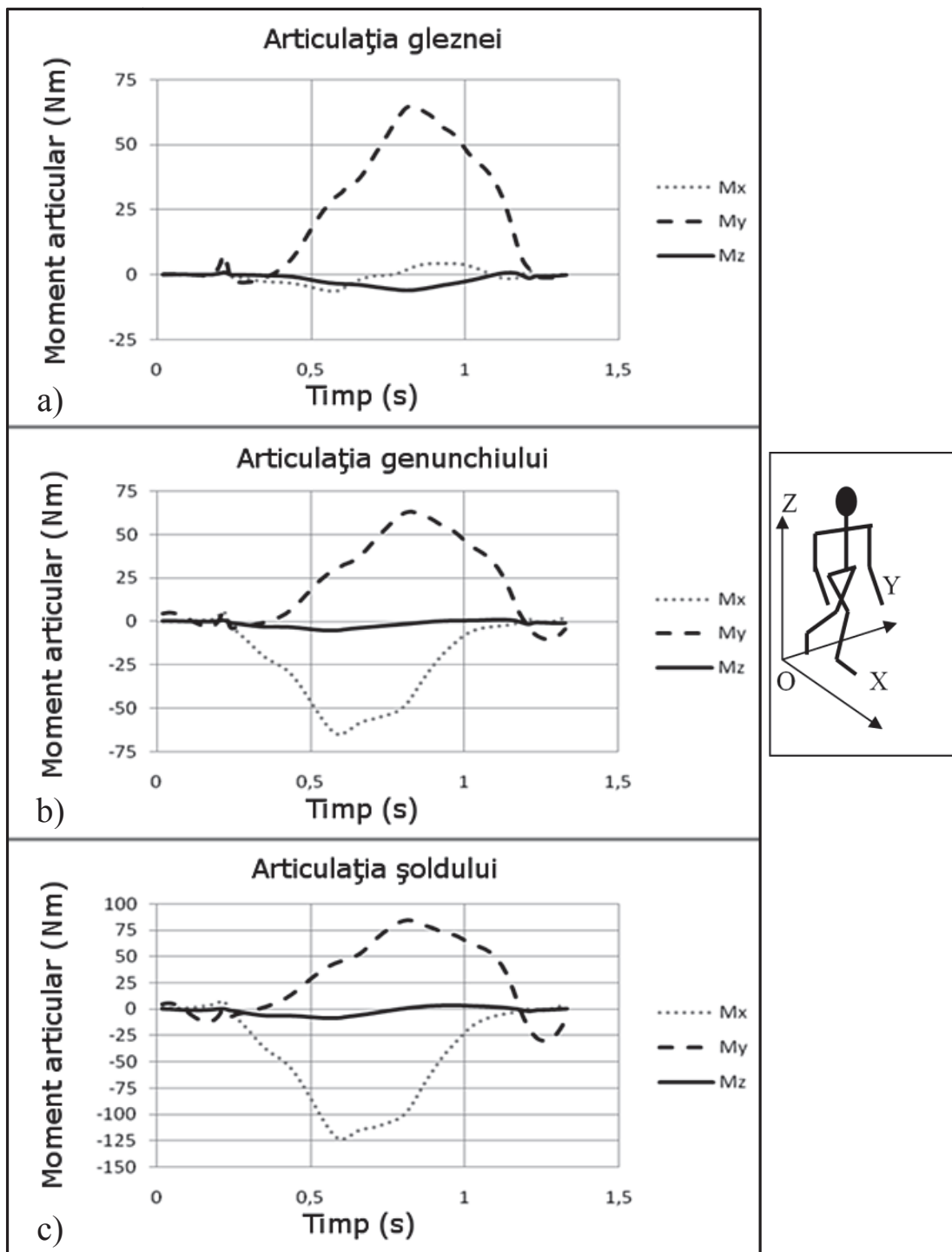


Fig.3.26. Momentele articulare determinate prin dinamică inversă, în cazul utilizării platformei pentru determinarea presiunii și a semnalului cinematic determinat cu ajutorul aparaturii Zebris: a) Momentele articulare la nivelul gleznei; b) Momentele articulare la nivelul genunchiului; c) Momentele articulare la nivelul șoldului

În concluzie, dacă se reușește prelevarea pozițiilor reperelor, fără ca subiectul să fie obligat să se deplaseze cu viteză redusă, este posibilă obținerea unor date relevante pentru cazul studiului mersului uman în condiții normale (mers natural, cu viteză uzuală). Prin urmare, îmbunătățirea calității semnalului de poziție obținut cu ajutorul aparaturii Zebris va permite studiul deplasării umane și în cazul utilizării unui protocol similar cu cel descris.

## 4. MODELAREA MERSULUI PACIENȚILOR CU AMPUTAȚIE TRANSTIBIALĂ

Conceperea unui model virtual, care să genereze activitate musculară similară cu cea observată experimental (strategia compensatorie), este un proces complex, ce implică utilizarea unor date provenite din studii pe cadavre umane și reconstrucția fidelă a anatomiei subiectului investigat [51], [207].

În conceperea modelului, trebuie să se țină cont că distribuția greutății pe durata deplasării este diferită, în cazul pacienților cu amputație, iar echilibrul persoanei este alterat. Protezele pot să ofere sprijin adecvat pentru membrul rezidual, dar, indiferent de model, se va observa o asimetrie între piciorul sănătos și piciorul cu amputație [14] (pentru cazul pacienților cu amputație unilaterală). Un alt aspect care trebuie considerat este solicitarea la nivelul articulațiilor intacte din model, în special articulația genunchiului. O proteză cu elemente active supradimensionate poate solicita suplimentar genunchiul și poate duce, în timp, la deteriorarea acestei articulații [177].

Prin urmare, determinarea forțelor musculare, necesare deplasării unui subiect cu amputație transtibială, este primul pas ce trebuie făcut pentru evaluarea unei proteze transtibiale, indiferent de complexitatea sa. Determinarea forțelor musculare permite estimarea costului metabolic necesar efectuării unui pas cu ajutorul dispozitivului utilizat și, deci, evaluarea confortului pacientului. *Modelarea pacienților cu amputație transtibială s-a făcut prin două metode, considerând posibilitățile oferite de pachetul software AnyBody.*

- Metoda controlului automat al mișcărilor la nivelul articulației gleznei, implică eliminarea activității din mușchii ce asigură mișcarea labei piciorului. Această metodă este ușor de implementat și poate duce la obținerea, cu ușurință, a unor rezultate. Principalul dezavantaj al acestei metode este structura intactă a membrului inferior din model, ceea ce poate duce la obținerea unor date care nu sunt complet corecte. Chiar dacă mușchii sunt inactivi, există riscul ca anumite grupe de mușchi să contribuie la mișcare prin componentele lor pasive, de tip elastic.
- Metoda eliminării mușchilor permite obținerea unui model foarte apropiat de structura anatomică a pacientului studiat. După eliminarea mușchilor se poate introduce în model un ansamblu corespunzător structurii protezei (proteză, tijă, bont). Această metodă este dificil de implementat și necesită modificări structurale importante asupra modelului inițial.

### 4.1. Modelare prin controlul automat al gleznei

Pentru modelarea prin metoda controlului automat al gleznei, se consideră că mușchii scheletici din model devin inactivi asupra unei articulații atunci când mișcarea acesteia (rotațiile la nivelul articulației) este controlată automat. Putem spune, deci, că un model musculo-scheletal cu gleznă controlată automat va fi suficient pentru studiul mersului pacienților cu amputație transtibială.

Pentru controlul automat al articulației gleznei se va utiliza funcția pentru controlul mișcării (driver -v. subcapitolul 2.3.2.2) din aplicația AnyBody. Mișcarea,

În cazul modelului standard utilizat (GaitUniMiamiTDRightLeg) este controlată de driver-ul cu interpolare *Jntdriver* din fișierul *JointsAndDriversOptimized.any*. Controlul automat al mișcărilor de *flexie-extensie* la nivelul articulației gleznei (talocrurală) și de *eversie și inversie* la nivelul articulației talotarsală elimină acțiunea mușchilor ce asigură aceste mișcări.

Modificările din structura fișierului *JointsAndDriversOptimized.any* vor fi:

```
AnyKinEqInterPolDriver Jntdriver =
{
  FileErrorContinueOnOff = On;
  Type = Bspline;
  BsplineOrder = 4;
  FileName = "output-euler.txt";
  AnyKinMeasureOrg &meas = .JointMeasures;
  Reaction.Type={Off,Off,Off,Off,Off,Off,Off,Off,Off,Off,On,On};
};
```

unde șirul de valori *Reaction.Type* specifică felul în care se realizează mișcarea modelului musculo-scheletal. Ultimele două valori din acest șir sunt corespunzătoare mișcării de *eversie și inversie* la nivelul articulației talotarsală, respectiv mișcării de *flexie-extensie* la nivelul articulației gleznei. Valoarea standard „Off” obligă mușchii din sistem să realizeze mișcarea, conform cu datele de poziție. Prin schimbarea acestei valori cu „On”, mușchii vor fi inactivi, în ceea ce privește mișcarea considerată.

S-a obținut astfel o mișcare ce nu folosește mușchii ce acționează direct asupra gleznei. Din această cauză mușchii de pe coapsă și cei atașați în jurul articulației genunchiului au fost constrânși să efectueze întreaga mișcare. Mușchii inactivi (*teoretic*) din model sunt următorii:

- SoleusMedialis1..3
- SoleusLateralis4..6
- GastrocnemiusLateralis1
- GastrocnemiusMedialis1
- FlexorDigitorumLongus1..3
- FlexorHallucisLongus1..3
- TibialisPosteriorLateralis1..3
- TibialisPosteriorMedialis1..3
- TibialisAnterior1..3
- PeroneusBrevis1..3
- PeroneusLongus1..3
- PeroneusTertius1..3
- ExtensorDigitorumLongus1..3
- ExtensorHallucisLongus1..3

Pentru a putea evalua rezultatele obținute cu ajutorul acestui model este necesară compararea acestora cu rezultate obținute de la un subiect cu dimensiuni antropometrice similare cu cel inițial și fără dizabilități. Subiectul fără dizabilități, utilizat pentru acest studiu, a avut o înălțime de 1,75m și o masă de 80 Kg. Subiectul cu amputație transtibială, a avut amputație unilaterală la nivelul piciorului stâng, și a avut o înălțime de 1,78m și o greutate de 85 Kg. Studiul comparativ al forțelor și momentelor articulare, obținute de la subiecți normali și subiecți cu amputație de dimensiuni asemănătoare, este o metodă ce poate fi folosită ca bază pentru conceperea unor dispozitive care permit o distribuție adecvată a forțelor ce acționează asupra scheletului [181].

Prin compararea reacțiunilor din partea solului, obținute pentru subiectul cu amputație transtibială și cele se obținute pentru subiectul normal, se poate observa



tendința pacientului de a utiliza piciorul cu amputație mai mult în scop de sprijin decât pentru propulsie. Componenta normală a reacțiunilor din partea solului ( $R_z$ ) are o valoare aproape constantă pe durata rulării piciorului pe sol și prezintă un maxim în acest interval. Valoarea constantă pe durata rulării pe sol este datorată lipsei de echilibru a subiectului. Pentru un subiect normal, valoarea componentei normale a reacțiunii din partea solului are un maxim local în momentul începerii rulării piciorului pe sol (25% din perioada de sprijin), apoi scade treptat până la echilibrarea corpului (40% din perioada de sprijin). După echilibrare se observă o creștere treptată până la atingerea unui nou maxim local (82% din perioada de sprijin), în punctul în care începe desprinderea de pe sol (figura 4.1). Componenta  $R_x$  a reacțiunilor din partea solului are valori mai mici în cazul subiectului cu amputație - o consecință a lipsei echilibrului.

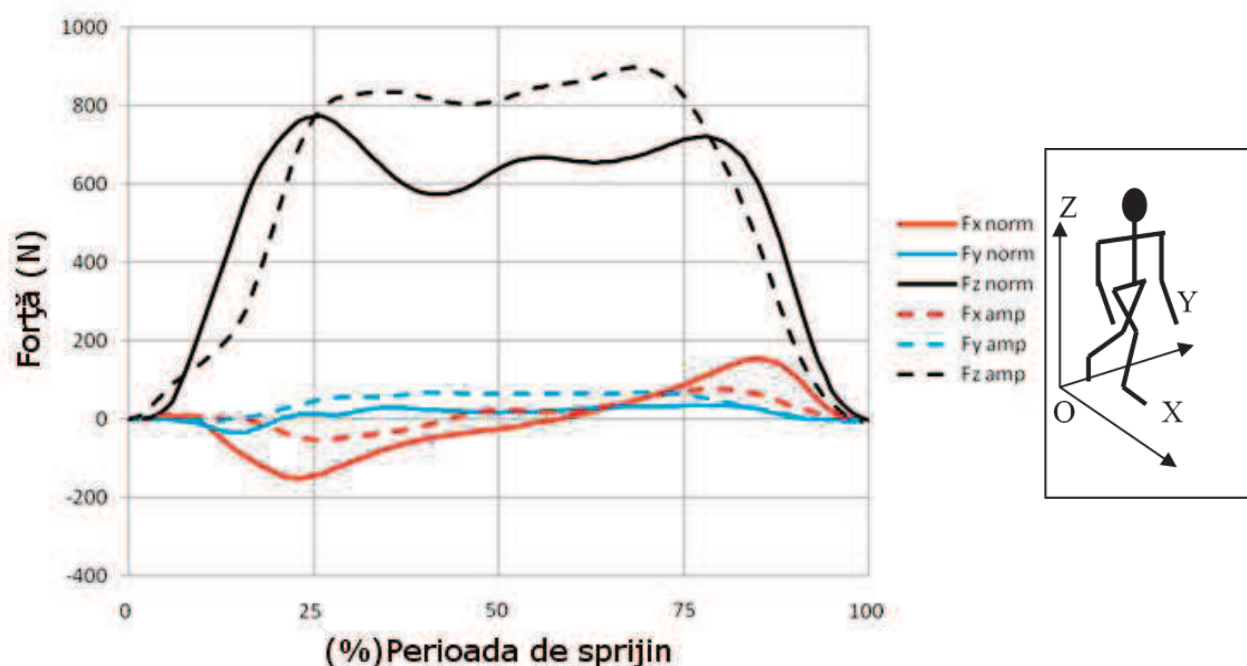


Fig.4.1. Reacțiunile din partea solului, pentru cei doi subiecți considerați

În figura 4.1, timpul a fost exprimat în funcție de durata perioadei de sprijin (durata contactului cu solul), pentru a permite compararea celor două seturi de date corespunzătoare reacțiunilor din partea solului.

Compararea momentelor articulare, la nivelul gleznei, genunchiului și șoldului, scoate în evidență o serie de asemănări între cei doi subiecți investigați (figura 4.2). Diferențele mici între valorile momentelor articulare sugerează că reabilitarea completă, în cazul pacienților cu amputație, este posibilă în prezența articulației genunchiului și a unei proteze adecvate.

Principalele diferențe între momentele articulare se observă la nivelul articulației gleznei. În cazul pacientului cu amputație, se poate observa prezența unui palier în graficul momentului  $M_y$ . Acest palier corespunde perioadei pentru care subiectul încearcă să își echilibreze corpul și evită să apese pe proteză. După echilibrare, momentul articular la nivelul gleznei crește substanțial pe măsură ce piciorul acționează asupra protezei în vederea desprinderii de pe sol.

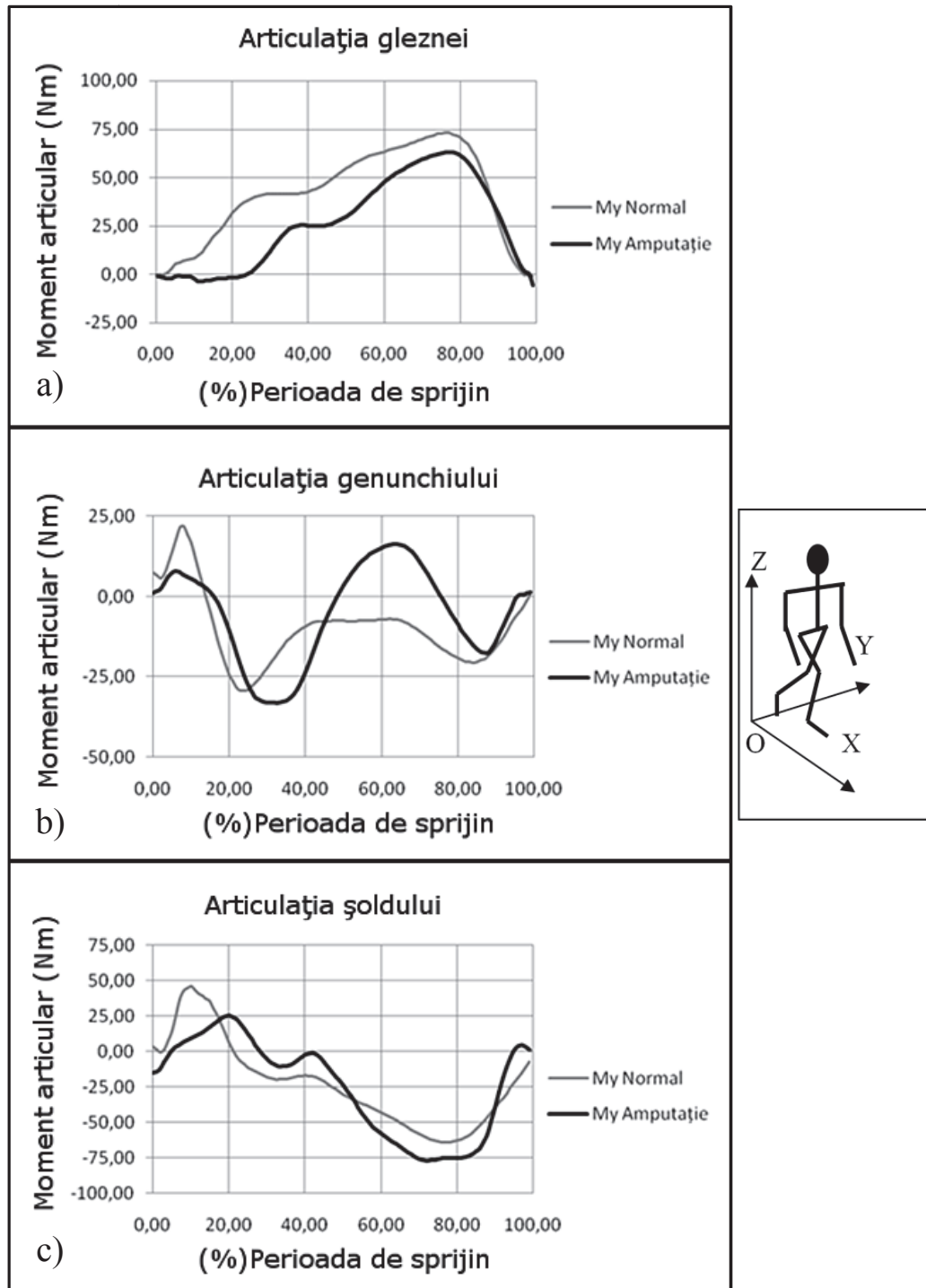


Fig.4.2. Momentele articulare corespunzătoare mișcării de flexie/extensie ( $M_y$ ) determinate pentru cei doi subiecți investigați: a) Momentele articulare la nivelul gleznei; b) Momentele articulare la nivelul genunchiului; c) Momentele articulare la nivelul șoldului

Studiul forțelor musculare ce acționează asupra articulațiilor demonstrează limitările acestei metode de modelare. Cu toate că articulația gleznei a fost controlată direct, mușchii piciorului cu puncte origine situate deasupra tibiei vor fi activi chiar și pentru condițiile considerate, și vor prelua o parte din sarcină. Mușchii care îndeplinesc condițiile de mai sus sunt Gastrocnemius lateralis și Gastrocnemius medialis (figura 4.3).

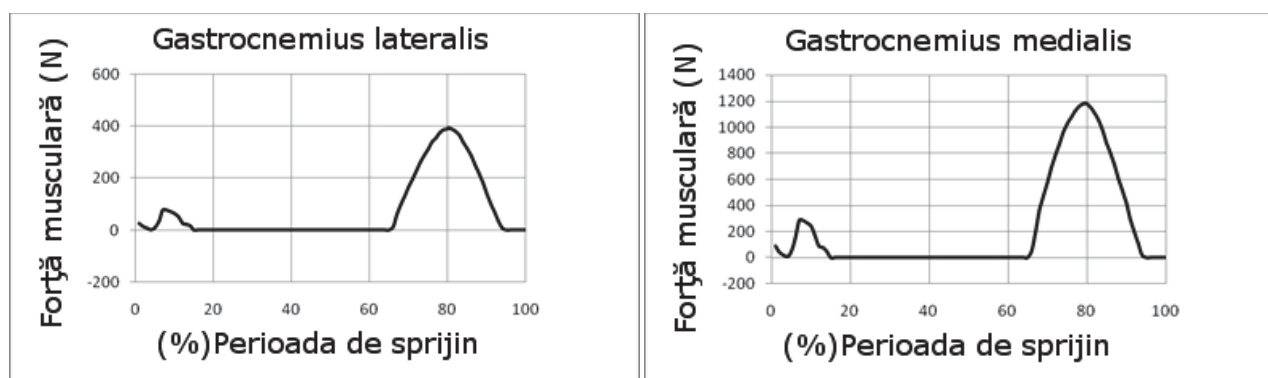


Fig.4.3. Forțele musculare dezvoltate de mușchii Gastrocnemius pentru modelul cu gleznă controlată automat

Se observă, deci, că modelul simplu nu este suficient pentru a reda cu exactitate comportamentul membrului rezidual al unui pacient cu amputație transtibială. Mușchii cu origine pe femur contribuie la mișcare pe durata deplasării, chiar dacă nu acționează direct asupra articulației gleznei. Cu alte cuvinte, activitatea mușchilor coapsei va fi asemănătoare cu cea determinată în cazul studiului mersului unui subiect normal (figura 4.4).

Winter, [193], a studiat activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus pentru cazul mersului pacienților cu amputație pe suprafețe drepte. Datele prelevate prin electromiografie au demonstrat că pacienții cu amputație transtibială tind să aibă activitate musculară de trei ori mai mare decât subiecții normali, la nivelul mușchiului Rectus femoris și a mușchiului Gluteus maximus. Activitatea mușchilor Vastus lateralis și Semitendinosus tinde să fie mai intensă (pacienți cu amputație), dar apropiată ca valoare cu cea determinată pentru subiecții normali. Activitatea mușchiului Biceps Femoris este similară atât pentru pacienții cu amputație transtibială, cât și pentru subiecții normali.

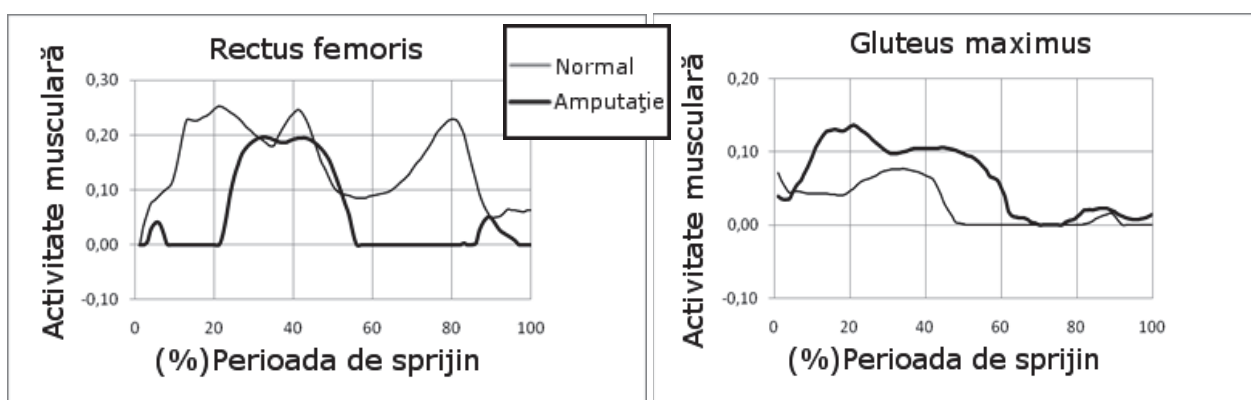


Fig.4.4. Activitatea mușchilor Rectus femoris și Gluteus maximus. Comparație între nivelul de activitate determinat pentru cei doi subiecți.

Activitatea mușchilor Vastus lateralis, Semitendinosus și Biceps femoris este în limitele descrise de Winter (similară pentru pacientul cu amputație și cel normal) (figura 4.5). Acest lucru nu confirmă, însă, aplicabilitatea modelului cu gleznă controlată automat, pentru studiul forțelor musculare în cazul pacienților cu amputație transtibială.

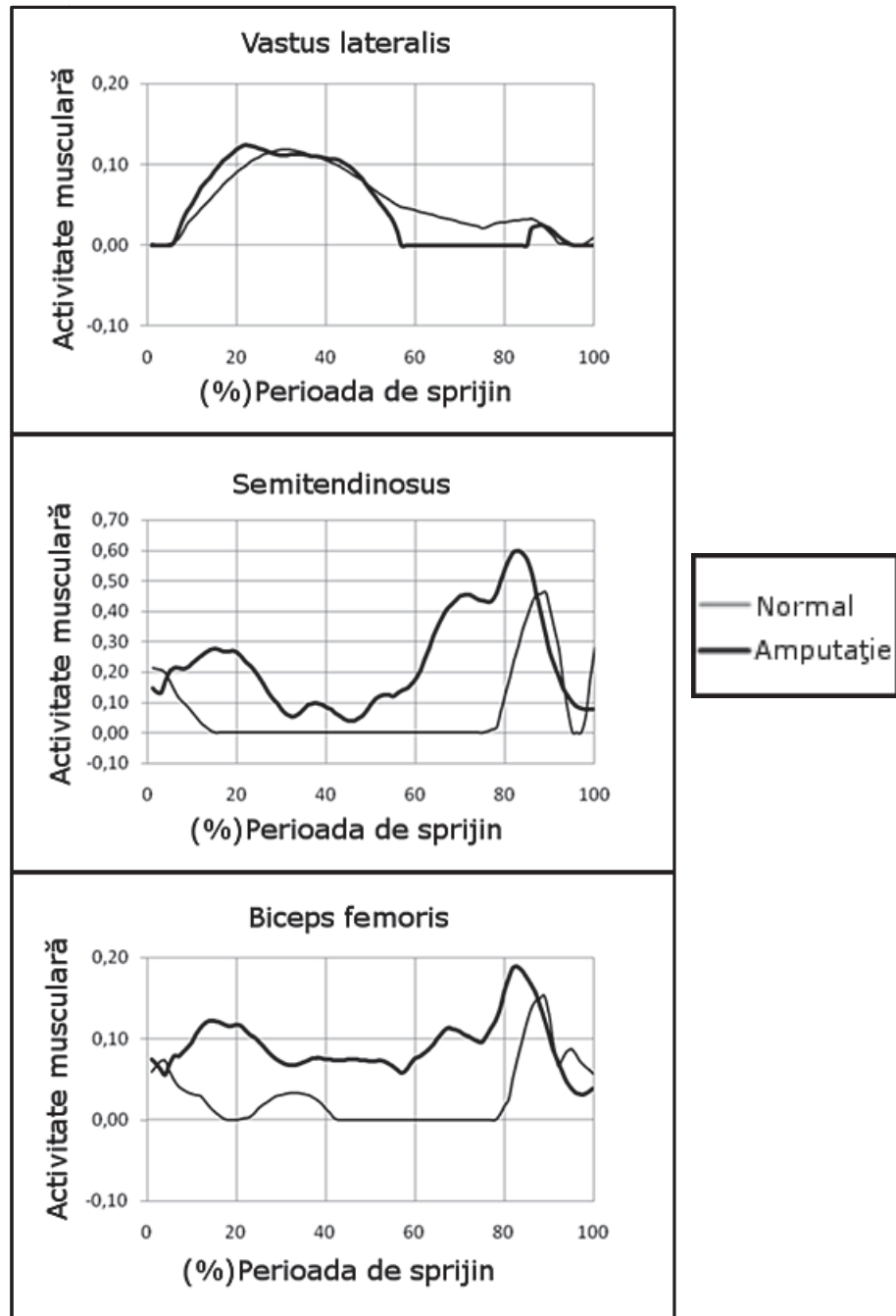


Fig.4.5. Activitatea musculară pentru mușchii Vastus lateralis, Semitendinosus și Biceps femoris. Comparație între nivelul de activitate determinat pentru cei doi subiecți.

În concluzie, modelul cu gleznă controlată automat poate fi utilizat doar pentru studiul forțelor și momentelor articulare, dar nu este valid pentru studiul activităților musculare.

## 4.2. Modelare prin eliminarea mușchilor

Modelarea prin eliminarea mușchilor permite eliminarea dezavantajelor metodei modelării prin controlul automat al gleznei. Eliminarea completă a mușchilor vizați asigură controlul complet asupra mușchilor activi (cu origine pe femur) din model.

Pentru ca modelul obținut să fie complet, s-au avut în vedere următoarele considerații:

- Mușchii cu origine pe tibie și cei cu puncte de inserție pe laba piciorului au fost eliminați din model.
- Proteza a fost introdusă în model sub forma unui ansamblu de corpuri rigide. Ansamblul a fost compus din proteză și tija protezei.
- Bontul a fost modelat printr-un corp rigid de dimensiuni adecvate, ținându-se cont de dimensiunile ansamblului proteză-tijă.
- Lungimea tije, și implicit a bontului, au fost definite parametric, pentru a permite analiza în funcție de lungimea membrului rezidual al pacientului.
- Proteza a fost atașată de bont printr-o conexiune fixă.
- Proprietățile mușchilor atașați femurului au fost modificate, ținându-se cont de atrofia musculară caracteristică pacienților cu amputație transtibială.

Se poate observa că aceste considerații sunt suficiente pentru a permite obținerea unui model apropiat ca structură, de anatomia unui pacient cu amputație transtibială.

#### 4.2.1. Eliminarea mușchilor cu origine pe tibie și a celor cu puncte de inserție pe laba piciorului

Pentru eliminarea mușchilor din model este nevoie să se studieze structura lanțului cinematic, mai exact, modelul LegTD utilizat. Definițiile mușchilor din model se găsesc în fișierul, intitulat sugestiv, *Mus.any*. Poziția fiecărui mușchi din model este definită prin minim două puncte: originea și punctul de inserție al mușchiului. Proprietățile mușchiului (forță maximă, lungimea fibrei, unghi de penaj, etc.) sunt citite prin referințe către fișierul *MusPar.any*. Structura de cod utilizată pentru definirea unui mușchi are forma:

```
AnyViaPointMuscle SoleusMedialis1 = {
  AnyMuscleModel &MusMdl = ..MusPar.SoleusMedialis1Par;
  AnyRefNode &Org = ..Seg.Shank.SoleusMedialis1Node;
  AnyRefNode &Ins = ..Seg.Foot.SoleusMedialis1Node;
  AnyDrawMuscle DrwMus = {#include "../DrawSettings/MusDrawSettings.any"
};
};
```

Eliminarea mușchilor implică doar ștergerea structurii de cod ce face referință la aceștia. Pentru modelul considerat, s-au eliminat următorii mușchi:

- Soleus medialis
- Soleus lateralis
- Flexor digitorum longus
- Flexor hallucis longus
- Tibialis posterior lateralis
- Tibialis posterior medialis
- Tibialis anterior
- Peroneus brevis
- Peroneus longus
- Peroneus tertius
- Extensor digitorum longus
- Extensor hallucis longus
- Plantaris

Numărul mușchilor rămași în model în urma modificărilor a fost de 117.

#### 4.2.2. Modelarea contactului bont-proteză

Pentru modelarea contactului bont-proteză este necesar ca modelul musculo-scheletal să fie modificat prin introducerea unui ansamblu de corpuri rigide corespunzătoare protezei. Acest ansamblu va fi inclus în lanțul cinematic corespunzător membrului inferior uman. În acest scop s-a pornit de la structura inițială a lanțului cinematic și s-a împărțit corpul rigid corespunzător tibiei în două (noi) corpuri rigide. Împărțirea s-a făcut considerând un plan ce secționează tibia la o distanță față de articulația genunchiului (plan de tăiere). Axa longitudinală a tibiei este considerată perpendiculară pe planul de tăiere. S-a ales o variabilă  $l_{cut}$  ce reprezintă raportul dintre lungimea tibiei și distanța dintre articulația genunchiului și planul de tăiere.

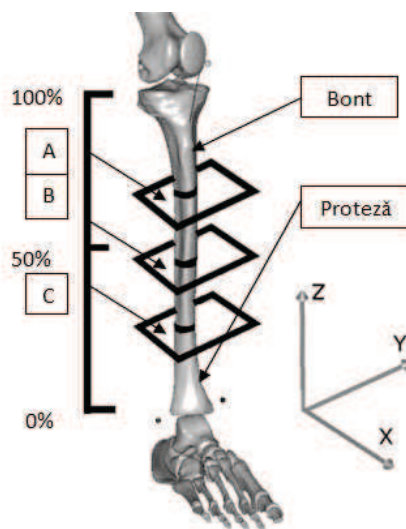


Fig.4.6. Exemple de poziționare pentru planul de tăiere

Variabila  $l_{cut}$  permite modificarea parametrică a modelului. În figura 4.6 se pot observa exemple ale lungimilor obținute pentru cele două segmente, în funcție de poziția planului de tăiere. Lungimile noilor segmente obținute în urma secționării tibiei vor fi:

$$L_{Res} = L_{Tib} * l_{cut} \quad (4.1)$$

$$L_{Tijă} = L_{Tib} - L_{Tib} * l_{cut} \quad (4.2)$$

unde  $L_{Res}$  este lungimea membrului rezidual și  $L_{Tijă}$  este lungimea tijei protezei. Lungimea  $l_{cut}$  este procentul din lungimea tibiei reprezentat de bont (spre ex,  $l_{cut} = 30/100 = 0,3$ ).

Pentru ca modelul să aibă un comportament apropiat de cel al unui membru rezidual cu amputație transtibială, este necesar ca legătura dintre tijă și bont să fie fixă. S-a introdus o articulație rigidă, pentru care deplasarea este controlată de aplicația AnyBody. În AnyScript, acest tip de articulație se găsește sub denumirea „AnyStdJoint”. Modificările s-au făcut în fișierul *Jnt.any* din directorul *LegTD*. Structura de cod corespunzătoare are forma:

```
AnyStdJoint Node1 = {
  // Axis = z;
  AnyRefNode &Shank2Node = ..Seg.Shank2.Node1Joint;
  AnyRefNode &Shank1Node = ..Seg.Shank1.Node1Joint;
}; // Node 1 added for testing of forces in tibia
```

unde *Shank1* corespunde tibiei membrului rezidual, iar *Shank2* corespunde tijeii protezei. Nodul *Node1* a fost definit ca fiind punctul comun al celor două segmente.

Articulația gleznei din model nu a fost modificată, permițându-se astfel deplasarea tălpii protezei, în funcție de semnalul de poziție înregistrat (s-a procedat similar cu modelarea prin controlul automat al gleznei). Alegerea articulației fixe de tipul *AnyStdJoint* s-a făcut din considerente de optimizare a structurii de cod finale. Alternativa la acest tip de articulație ar fi fost *AnySphericalJoint*, o articulație de tip sferic. Articulația *AnyStdJoint* este considerată fixă, indiferent de tipul studiului efectuat (cinematică, dinamică inversă, calibrare), aspect ce prezintă un mare avantaj atunci când se efectuează, spre exemplu, calibrarea modelului. Utilizarea variantei alternative, articulația de tip sferic, ar fi implicat modificarea tuturor structurilor de cod ce fac referință la lanțul cinematic (aplicația *AnyBody* nu poate funcționa cu lanțuri cinematice sub sau supra constrânse).

Pentru obținerea poziției punctului comun al segmentelor tibie reziduală și tija protezei s-a avut în vedere pre-dimensionarea modelului inițial. Modelul inițial (*LegTD*) este pre-dimensionat conform cu datele antropometrice pe baza cărora a fost conceput. Legile de scalare (Subcapitolul 3.4) sunt bazate pe modificarea dimensiunilor existente, conform cu particularitățile subiectului pentru care se face scalarea. Prin urmare, poziționarea oricărui punct folosit pentru definirea unei articulații sau unui punct de inserție al unui mușchi se va face proporțional cu dimensiunile modelului inițial. Modificările în cod, pentru a defini poziția punctului comun, se fac în fișierul *Seg.any* din directorul *LegTD* și au forma următoare:

```
AnyVar length_cut_initial=50/100;
AnySeg Shank1 = {
  JaboutCoMOnOff = On;
  r0=.Thigh.KneeJoint.sRel*.Thigh.Axes0'+.Thigh.r0-NodeJoint.sRel*Axes0';
  AnyVar TibiaLength=0.4222;
  AnyVar DistanceToCenter=-0.4078+0.5700;
  AnyVar length_cut=length_cut_initial;
  AnyVar length_cut_bone=TibiaLength*length_cut;
  AnyVar lower_length=TibiaLength-length_cut_bone;
  AnyVar upper_length=TibiaLength-lower_length;
  AnyVar lower_middleZ=(NodeZ-lower_length/2);
  AnyVar upper_middleZ=(NodeZ+upper_length/2);
  AnyVar NodeZ=-0.4078-length_cut_bone;
  AnyVar MassCoordZ= lower_middleZ;
  AnyVar Pr=abs(DistanceToCenter-upper_length/2);
  AnyVar dr=abs(DistanceToCenter-(upper_length+lower_length/2));
  AnyRefNode Node1Joint = {sRel = .Scale({0.0550, NodeZ, ...Sign*0.0275});};
```

unde, variabila *length\_cut\_initial* este variabila globală ce controlează lungimea variabilei  $l_{cut}$  (deoarece două segmente *AnySeg* utilizează această valoare). Variabila *TibiaLength* este lungimea inițială a tibiei ( $L_{Tib}$ ); Variabila *DistanceToCenter* este utilizată pentru determinarea lungimii distanței dintre centrul de greutate al tibiei (din modelul inițial) și centrul sistemului de coordonate atașat tibiei; Variabilele *length\_cut*, *length\_cut\_bone*, *lower\_length*, *upper length* sunt utilizate pentru descrierea formulelor (4.1) și (4.2); Variabilele *lower\_middleZ* și *upper\_middleZ* sunt utilizate pentru determinarea mijlocului celor două segmente (pe axa longitudinală a tibiei), rezultate în urma secționării tibiei; Variabila *NodeZ* este utilizată pentru determinarea poziției punctului în care se face secționarea (pe axa longitudinală a tibiei); Variabilele *Pr* și *dr* sunt distanțele dintre *lower\_middleZ* și *upper\_middleZ* și centrul sistemului de coordonate al tibiei. Vectorul *Node1Joint* conține coordonatele punctului comun, exprimat în raport cu sistemul de referință atașat tibiei.

Pentru determinarea maselor celor două segmente obținute s-a considerat că tija are o masă de 0,31 kg pentru o lungime de 0,42m, conform cu specificațiile obținute de la producător (ottobock.com). Masa tijei este corespunzătoare utilizării unei tije din oțel inoxidabil. Tabelul 4.1 prezintă valori ale masei tijelor, în funcție de material și lungimea acestora (se consideră și masa adaptorului). Alternativ, se pot utiliza valori determinate în urma modelării tijei într-un software dedicat (Solidworks, ProEngineer, Catia etc).

Tabelul 4.1. Masa tijei protezei, funcție de material și lungime

Lungime	Masa	Material
0,22 m	0,22 Kg	Oțel inoxidabil
0,42 m	0,31 Kg	Oțel inoxidabil
0,22 m	0,15 Kg	Titan
0,42 m	0,24 Kg	Titan
0,22 m	0,17 Kg	Aluminiu
0,42 m	0,28 Kg	Aluminiu

Prin urmare, masa tijei și masa bontului vor fi:

$$m_{res} = m_{Tib} * l_{cut} \quad (4.3)$$

$$m_{pyl} = l_{Tib}(1 - l_{cut}) \frac{c1 - c3}{c2} + 2 * c3 \quad (4.4)$$

unde  $m_{res}$  este masa bontului,  $m_{pyl}$  este masa tijei din model (la dimensiunea specificată de utilizator);  $c1$  este masa tijei, determinată experimental (Tabelul 4.1);  $c2$  este lungimea tijei ce corespunde masei  $c1$ ;  $c3$  este masa adaptorului. Masa adaptorului standard de Titan este de 0,075 kg, conform cu specificațiile Otto Bock. Se ține cont de faptul că pilonul va avea două adaptoare în ansamblul final.

Pentru determinarea masei protezei s-au utilizat masele picioarelor artificiale de tip SACH ale firmei Otto Bock (Tabelul 4.2).

Tabelul 4.2. Masa piciorului artificial de tip SACH, în funcție de lungime

Lungime	Masa
0,21 m	0,27 kg
0,22 m	0,29 kg
0,23 m	0,33 kg
0,24 m	0,37 kg
0,25 m	0,39 kg
0,26 m	0,48 kg
0,27 m	0,54 kg
0,28 m	0,58 kg

Este evident că aproximările utilizate pentru determinarea masei tijei nu vor fi întotdeauna corespunzătoare cu realitatea. Din acest considerent s-a modificat structura de date a modelului LegTD pentru a permite citirea unor valori globale ce pot fi utilizate pentru suprascierea valorilor standard pentru masa elementelor protezei, atunci când acestea sunt cunoscute. Valorile globale sunt definite în fișierul *AnyMan.any* corespunzător fiecărui studiu. Masa bontului trebuie să includă și masa cupei protezei (valoarea implicită de 0,5 kg pentru masa cupei protezei este utilizată atunci când aceasta nu este cunoscută).



Momentele de inerție ale tijeii și bontului pot fi determinate prin modelarea acestora într-un software dedicat. Pentru modelul de față s-a considerat că o soluție generală ar fi mai avantajoasă, considerând caracterul parametric al acestuia.

Tija a fost considerată ca un tub cu diametrul exterior de 0,030 m, diametrul interior de 0,028 m și de lungime  $L_{Tijă}$ . Momentele de inerție pentru tijă vor fi:

$$I_x^{pyl} = I_z^{pyl} = \frac{1}{12} m_{pyl} \left\{ \frac{3}{4} (D_{ext}^2 + D_{int}^2) + [L_{Tib} (1 - l_{cut})]^2 \right\} \quad (4.5)$$

$$I_y^{res} = \frac{1}{8} m_{pyl} [D_{ext}^2 + D_{int}^2] \quad (4.6)$$

unde,  $D_{ext}$  este diametrul exterior și  $D_{int}$  este diametrul interior

Bontul a fost considerat ca un cilindru de rază egală cu cea considerată pentru tibia inițială și de lungime egală cu  $L_{Res}$ . Momentele de inerție pentru bont vor fi:

$$I_x^{res} = I_z^{res} = \frac{1}{12} m_{res} (3R_{res}^2 + L_{Res}^2) \quad (4.7)$$

$$I_y^{res} = \frac{1}{2} m_{res} R_{res}^2 \quad (4.8)$$

unde  $R_{res}$  este raza inițială a tibiei

Laba piciorului artificial (proteza) a fost considerat ca fiind similar ca formă cu laba piciorului uman, iar momentele de inerție pentru acest corp a fost determinat folosind secvența de cod dedicată din modelul inițial (LegTD).

### 4.2.3. Modificarea parametrilor mușchilor cu origine pe femur

Pacienții cu amputație transtibială prezintă atrofie musculară datorată modificărilor suferite de membrul inferior. Inactivitatea pacientului poate duce la accentuarea acestor modificări și, în cele din urmă, la imobilizarea permanentă a acestuia. Cercetările din domeniu au demonstrat că forța dezvoltată de mușchii prezenți pe membrul rezidual este scăzută, comparativ cu forța dezvoltată de mușchii piciorului sănătos [126]. Chiar și în cazul pacienților activi, care urmează un program de reabilitare adecvat, se poate constata o diferență între durată pentru care corpul se sprijină pe piciorul cu amputație și durată de sprijin pe piciorul sănătos. Reducerea forței musculare este o consecință a atrofiei musculare și a lipsei de echilibru [150]. Se poate spune, deci, că activitatea crescută la nivelul mușchilor atașați tibiei, în cazul pacienților cu amputație transtibială, nu implică neapărat dezvoltarea unor forțe mai mari decât cele dezvoltate de către mușchii unui picior sănătos.

Scurtarea tendoanelor mușchilor ce asigură extensia genunchiului este o consecință a lipsei gambei și este principala cauză ce limitează gradul de mobilitate al pacienților. Mobilitatea scăzută poate fi evitată prin efectuarea de exerciții adecvate, dar piciorul cu amputație va avea întotdeauna un nivel diminuat de mobilitate, comparativ cu piciorul sănătos. Cu alte cuvinte, din punctul de vedere al modelării pacienților cu amputație, este necesar ca rutinele de calibrare să redea nivelul diminuat de mobilitate. Deoarece literatura de specialitate nu oferă date legate de lungimea optimă a fibrelor musculare, în cazul pacienților cu amputație transtibială, s-a considerat că gradul de mobilitate va fi scăzut procentual, la o valoare de 90% din valoarea inițială (pentru flexia genunchiului).

Pentru modificarea parametrilor musculari s-a ținut cont de valorile determinate de Schmalz et al. [161]. Studiul lui Schmalz a fost efectuat pe un număr de 17 subiecți și a relevat diferențele dimensionale pentru mușchii Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus intermedius, Vastus lateralis, Sartorius, Gracilis, Semitendinosus și Biceps femoris.

Diferențele dimensionale ale ariei suprafeței secțiunii transversale permit cuantificarea nivelului atrofiei musculare pentru pacienții considerați. Valorile medii, determinate în urma studiului efectuat de Schmalz et al., au fost utilizate pentru modificarea valorii ariei suprafeței secțiunii transversale a mușchilor din model, după cum urmează:

- Pentru mușchiul Rectus femoris,  $PCSA = 0.84 * PCSA_{inițial}$
- Pentru mușchiul Vastus intermedius,  $PCSA = 0.69 * PCSA_{inițial}$
- Pentru mușchiul Vastus lateralis,  $PCSA = 0.80 * PCSA_{inițial}$
- Pentru mușchiul Vastus medialis,  $PCSA = 0.76 * PCSA_{inițial}$
- Pentru mușchiul Sartorius,  $PCSA = 0.88 * PCSA_{inițial}$
- Pentru mușchii Gracilis, Semitendinosus și Biceps femoris,  $PCSA = PCSA_{inițial}$  deoarece nu s-a constatat o diferență semnificativă.

Modificările s-au făcut în fișierul *MusPar.any* din directorul LegTD. Secvența de cod, pentru mușchiul Rectus femoris are următoarea structură:

```
AnyMuscleModel3E RectusFemoris1Par = {
  F0 = .PCSAfactor*28.9/2*0.84; // Maximum force output at optimum fiber length
  Lfbar = (7.8/100); // Optimum fiber length
  Lt0 = (9.6/100); // Tendon slack length
  Gammabar = 22.0*(3.14/180); // Pennation angle in radian
  Epsilonbar = 0.053; // Tendon strain at F0
  K1 = 10; // Factor for determining shortening speed at optimum length
  K2 = 0; // Factor for determining shortening speed at optimum length
  Fcfast = 0.4; // Factor for determining shortening speed at optimum length
  Jt = 3.0; // Shape parameter for the tendon stiffness
  Jpe = 3.0; // Shape parameter for the parallel stiffness
  PEFactor = 5.0; // Parameter for influence of parallel stiffness
};
```

Mușchiul Gastrocnemius poate fi inclus în model, dacă se consideră că amputația s-a făcut prin fixarea acestui mușchi de capătul distal al tibiei reziduale. Acest mușchi a fost inclus și în alte modele pentru simularea mersului pacienților cu amputație transtibială prezentate în literatura de specialitate [111], [207]. Lungimea optimă a fibrei trebuie modificată parametric în funcție de variabila  $l_{cut}$ . Cu toate că nu există date legate de nivelul atrofiei musculare a acestui mușchi, se poate presupune că este severă. În model, s-a considerat că aria secțiunii transversale, lungimea tendonului și a elementului contractil sunt proporționale cu variabila  $l_{cut}$ . În aceste condiții, influența acestui mușchi asupra deplasării modelului va fi minimă.

#### 4.2.4. Utilizarea modelului pentru studiul mersului pacienților cu amputație transtibială

Modelul a fost aplicat pentru studiul a doi pacienți cu amputație transtibială, unilaterală, de picior stâng. Pacienții selectați au avut o experiență de cel puțin doi ani în utilizarea protezelor și nu au avut un istoric de durere sau disconfort în cazul mersului. Aliniamentul protezei a fost verificat de către un specialist înaintea înregistrării datelor. Patru subiecți cu dimensiuni antropometrice similare cu cei doi

pacienți au fost selectați pentru a permite analiza comparativă. Toți subiecții vizați au fost de acord cu participarea la acest studiu, iar comisia centrului de reabilitare (Centrul de reabilitare profesională din Gaia, Portugalia) unde au fost înregistrate datele a aprobat participarea lor. Dimensiunile subiecților utilizați pentru studiul de față se găsesc în tabelul 4.3.

Tabelul 4.3. dimensiunile subiecților

Subiect Nr.	Amputație (Da/Nu)	Înălțime (m)	Masă(Kg)	Lungimea protezei (m)	Masa totală a protezei (Kg)
1	Da	1,67	62	0,23	1,08
2	Nu	1,65	64	-	-
3	Nu	1,60	63	-	-
4	Da	1,68	80	0,27	1,31
5	Nu	1.70	74	-	-
6	Nu	1,72	68	-	-

Protocolul utilizat pentru prelevarea datelor a fost similar cu cel descris în subcapitolul 3.1. Datele de poziție au fost înregistrate într-un laborator pentru studiul deplasării din cadrul Centrului de reabilitare din Gaia. Participanții la acest studiu au mers pe o suprafață plană cu lungime de 8m și au pășit cu piciorul studiat pe o platformă pentru înregistrarea reacțiilor din partea solului de tip Bertec (similar cu modelul Kistler). Patru camere de filmat cu frecvența de 50 Hz, amplasate pe pereții laboratorului au fost utilizate pentru prelevarea datelor.

Modelul musculo-scheletal obținut prin eliminarea mușchilor a fost folosit pentru estimarea forțelor musculare dezvoltate de mușchii coapsei. S-a decis gruparea mușchilor în două categorii: *mușchi poziționați anterior* și *mușchi poziționați posterior* (în funcție de poziția mușchilor coapsei față de planul frontal al corpului uman).

- Grupa mușchilor poziționați anterior a fost formată din: Biceps femoris, Gemellus, Popliteus, Gracilis, Semitendinosus, Semimembranosus, Adductor magnus, Gluteus maximus, Quadratus femoris, Obturator externus, Obturator internus și Piriformis.
- Grupa mușchilor poziționați posterior a fost formată din: Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Vastus intermedius, Sartorius, Tensor fasciae latae, Adductor longus, Adductor brevis, Pectineus, Gluteus medius, Gluteus minimus și Iliacus

Modelul inițial (GaitUniMiamiTDRightLeg), supus modificărilor descrise în subcapitolul 3.6.2, a fost folosit pentru determinarea forțelor musculare pentru subiecții normali.

Momentele articulare, la nivelul articulației gleznei, genunchiului și șoldului, pentru piciorul cu amputație transtibială al subiectului numărul 4, au forma din figura 4.7. Aspectul momentelor articulare este similar cu cel caracteristic unui subiect normal ce se deplasează pe o suprafață plană. Momentul articular corespunzător mișcării de flexie/extensie (My) la nivelul gleznei este similar cu cel obținut cu ajutorul metodei de modelare prin controlul automat al gleznei (Subcapitolul 4.1, figura 4.2). Momentul articular la nivelul articulației genunchiului, corespunzător mișcării de flexie/extensie, prezintă tendințe similare cu cel obținut pentru un subiect normal (Subcapitolul 3.6.2.3, figura 3.18).

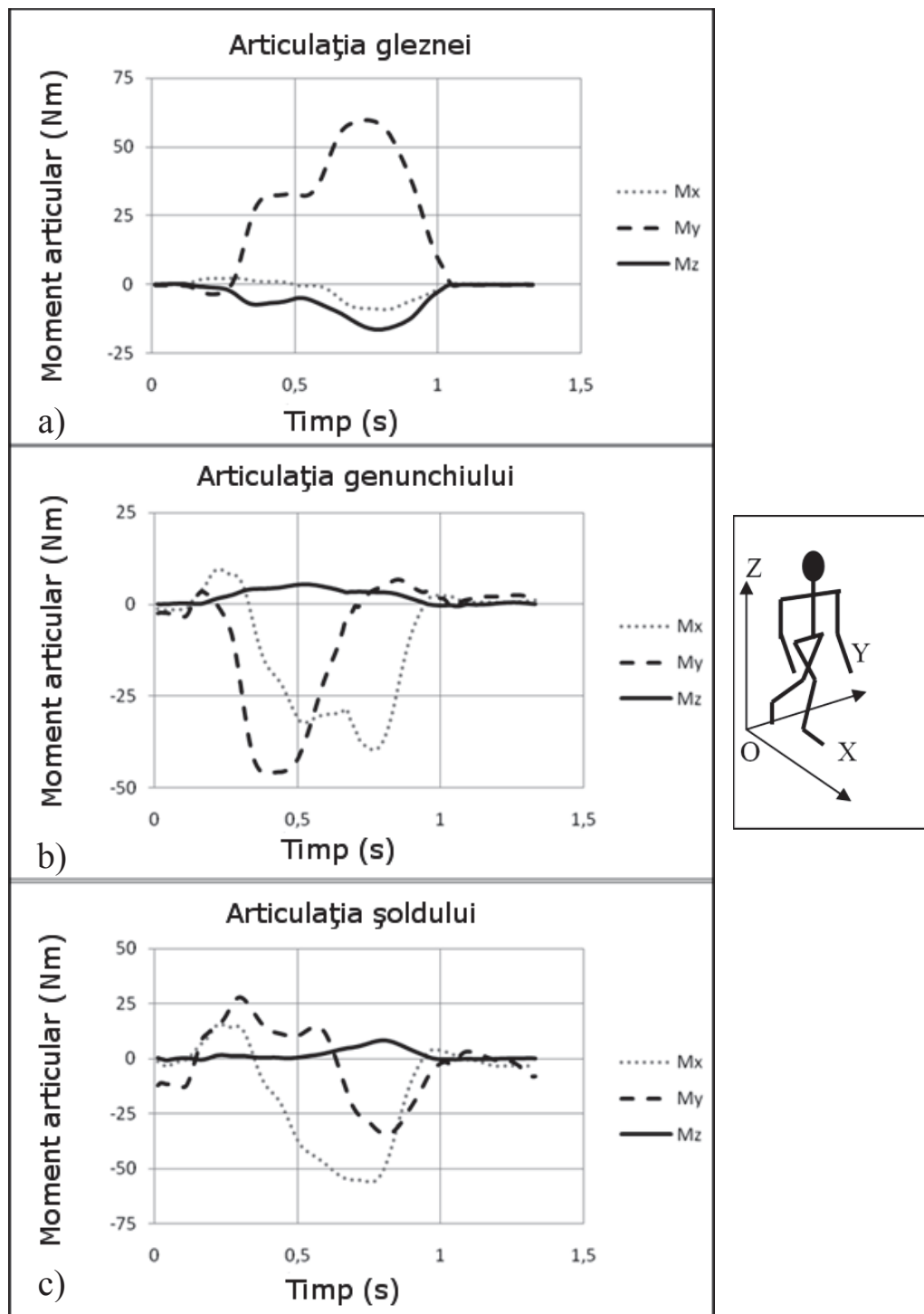


Fig.4.7. Momentele articulare determinate pentru subiectul numărul 4, cazul piciorului cu amputație: a) Momentele articulare la nivelul gleznei; b) Momentele articulare la nivelul genunchiului; c) Momentele articulare la nivelul șoldului

În ceea ce privește piciorul sănătos al pacientului numărul 4 (figura 4.8), momentele articulare sunt similare cu cele întâlnite la un subiect sănătos, dar prezintă anumite particularități, caracteristice pacienților cu amputație transtibială unilaterală. Momentul articular la nivelul articulației gleznei, corespunzător mișcării de flexie/extensie, are valori ridicate, comparativ cu cel întâlnit în cazul piciorului cu amputație. Momentul articular la nivelul articulației genunchiului, corespunzător mișcării de flexie/extensie, are valori scăzute, comparativ cu cel determinat pentru piciorul cu amputație. Momentul articular la nivelul articulației șoldului,

corespunzător mișcării de flexie/extensie, are valori ridicate, comparativ cu piciorul cu amputație.

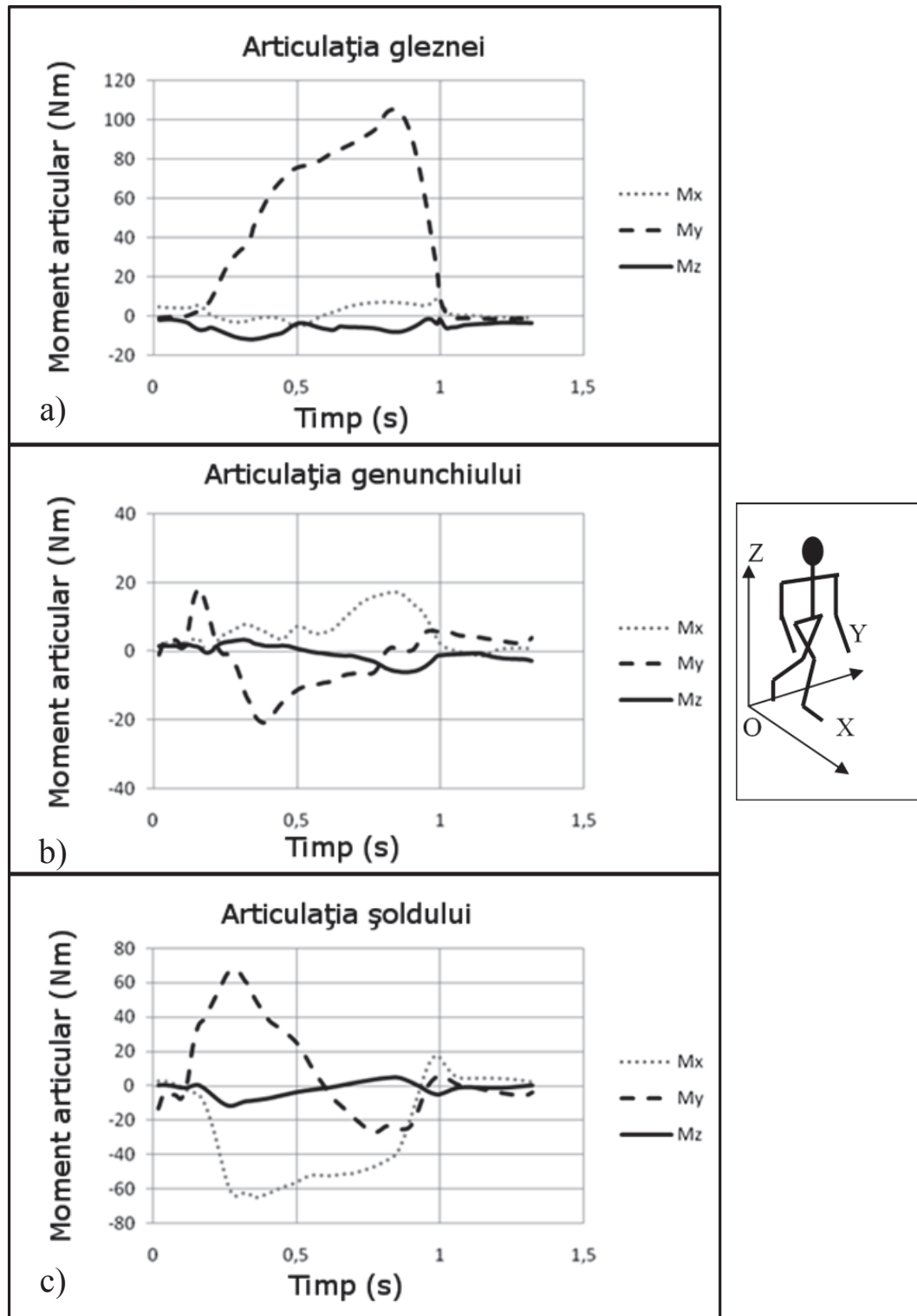


Fig.4.8. Momentele articulare determinate pentru subiectul numărul 4, cazul piciorului sănătos: a) momentele articulare la nivelul gleznei; b) Momentele articulare la nivelul genunchiului; c) Momentele articulare la nivelul șoldului

Aceste diferențe se datorează mecanismului compensatoriu pentru lipsa flexiei plantare la nivelul piciorului cu amputație [94]. Se mai poate observa și că durata de sprijin pe piciorul sănătos (1,1 secunde) este mai mare decât durata de

sprijin pe piciorul cu amputație (0,9 secunde). Prin urmare, se poate spune că, în ceea ce privește valorile determinate pentru momentele articulare, modelul surprinde cu acuratețe comportamentul caracteristic membrilor inferioare ale unui subiect cu amputație (în cazul mersului pe suprafețe plane).

Studiul forțelor ce acționează asupra articulațiilor modelului musculo-scheletal relevă acuratețea modelului considerat (figura 4.9). Mușchii nu acționează asupra articulației gleznei, prin urmare forțele ce acționează asupra acestei articulații sunt nule. Se vor observa, în schimb, distribuții diferite față de cele întâlnite în cazul unui subiect normal (Subcapitolul 3.6.2.3, figura 3.19), pentru forțele ce acționează asupra articulației gleznei și soldului.

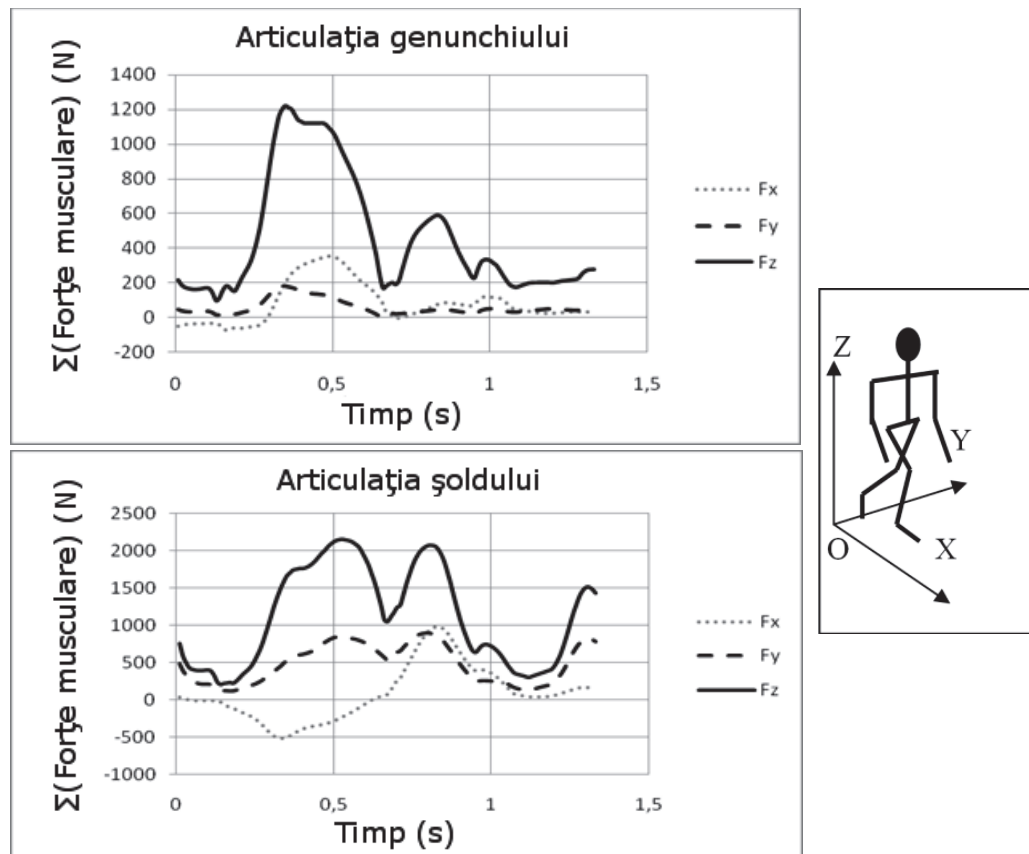


Fig.4.9. Forțele generate de mușchii ce acționează asupra elementelor lanțului cinematic, pentru subiectul numărul 4, cazul piciorului sănătos

#### 4.2.4.1. Activitatea musculară

Pentru a putea determina gradul de acuratețe al valorilor forțelor musculare, obținute cu ajutorul modelului modificat prin metoda eliminării mușchilor, se va utiliza metoda comparației cu un subiect normal, de o dimensiune asemănătoare. Compararea valorilor activităților musculare devine posibilă atunci când datele obținute sunt scalate în funcție de durata pentru care piciorul studiat se află în contact cu solul (figura 4.10).

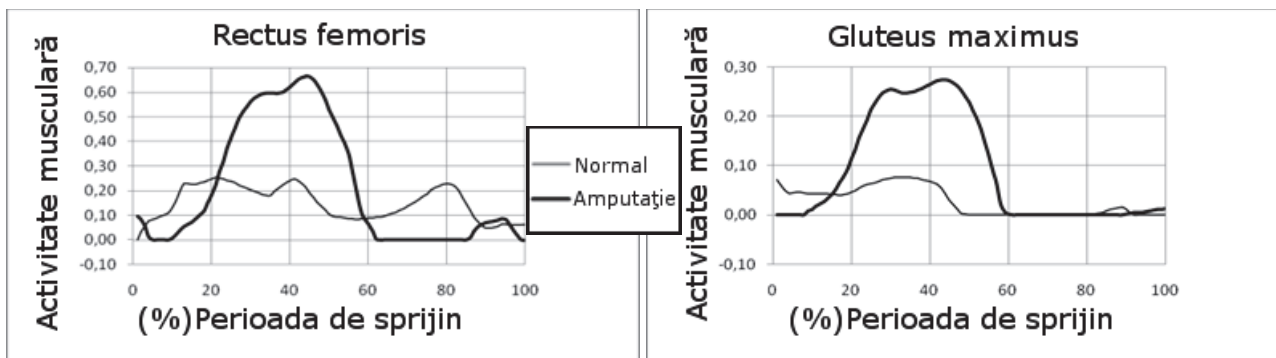


Fig.4.10. Activitatea musculară pentru mușchii Rectus femoris și Gluteus maximus. Comparatie între subiectul 4 (Amputație) și subiectul 5 (Normal).

Mușchii Rectus femoris și Gluteus maximus sunt mult mai activi pe durata pășirii, în cazul piciorului cu amputație. Valorile mari ale activității obținute cu modelul considerat se datorează, în principal, echilibrării corpului în lipsa mușchilor ce asigură flexia plantară. Mușchiul Vastus lateralis este mai activ în cazul piciorului cu amputație al subiectului 4, comparativ cu piciorul normal al subiectului 5 (figura 4.11). Cu toate că Winter [193] a determinat valori apropiate ale activității medii a acestui mușchi, pentru subiecții normali și pentru pacienții cu amputație, se poate spune că în cazul de față, diferența este datorată în primul rând particularităților anatomice ale indivizilor și nu neapărat modelului utilizat (valorile determinate pentru pacientul cu amputație se află în intervalul determinat de Winter). Activitatea mușchiului Semitendinosus are intensitate similară pentru cei doi subiecți considerați. Mușchiul Biceps femoris este mai activ, în cazul pacientului cu amputație transtibială, iar valorile determinate pentru activitatea mușchiului, în cazul subiectului normal, se află în limita inferioară a intervalului determinat de Winter.

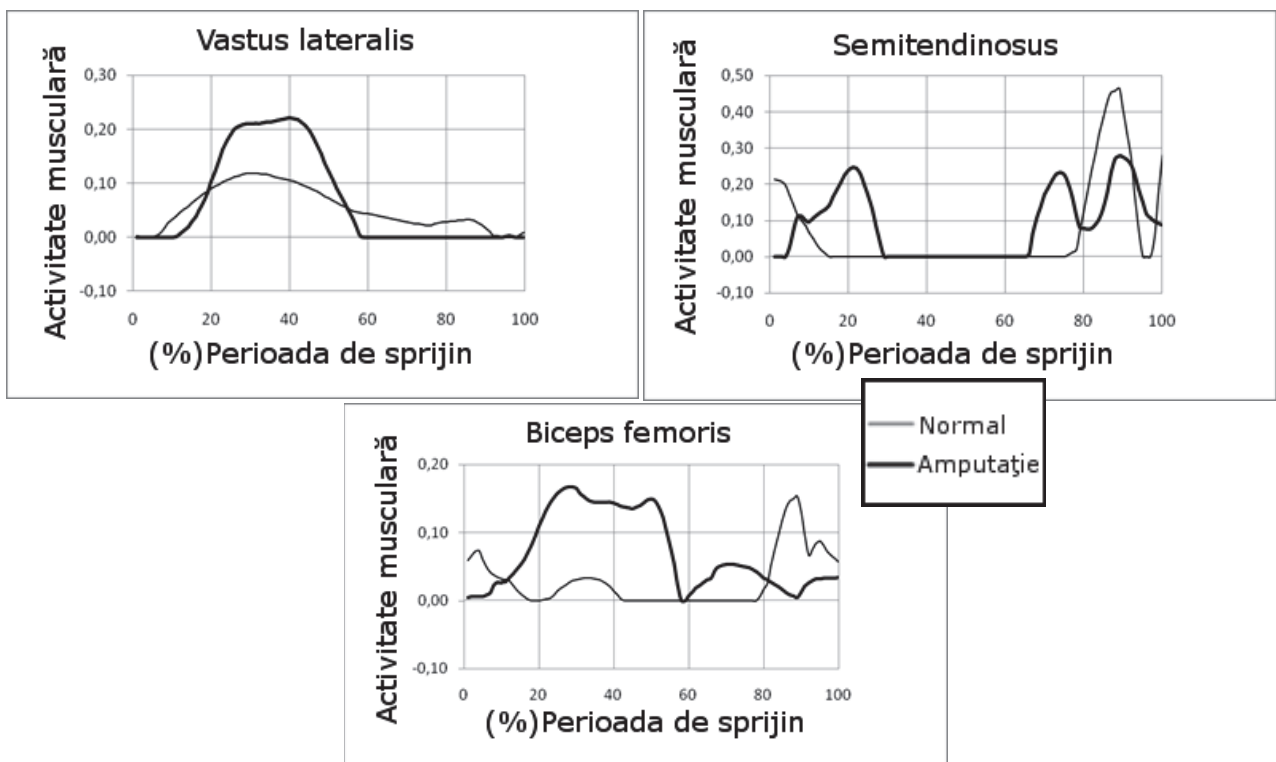


Fig.4.11. Activitatea musculară pentru mușchii Vastus lateralis, Semitendinosus și Biceps femoris. Comparatie între subiectul 4 (Amputație) și subiectul 5 (Normal)

Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus, în cazul utilizării acestui model, este, deci, similară cu cea descrisă de Winter. Acest fapt confirmă acuratețea valorilor obținute pentru forțele musculare și este o validare a modelului conceput. Pentru validare s-a ținut cont și de activitățile musculare obținute de alți cercetători și descrise în literatura de specialitate [42], [176], [145].

În cazul subiectului 1 (pacient cu amputație transtibială unilaterală) s-au determinat tendințe similare cu cele observate pentru subiectul 4. Cu toate acestea, trebuie ținut cont de faptul că în studiile asupra activității musculare prin metoda electromiografiei au fost determinate valori diferite pentru subiecți diferiți. Chiar și în cazul determinării valorilor activității aceluși mușchi, pentru același subiect și aceeași mișcare, se pot constata mici diferențe de intensitate. Datorită acestui considerent s-a recurs la obținerea șirului de valori medii al activităților musculare obținute cu ajutorul modelului. Șirurile de valori medii obținute pentru activitatea mușchilor pacienților cu amputație pot fi comparate date obținute experimental pentru validarea modelului.

S-au determinat șirurile de valori medii pentru activitățile mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus ai subiecților normali și pentru cei ai subiecților cu amputație (pe baza unui număr de trei seturi de date/subiect investigat) (figura 4.12).

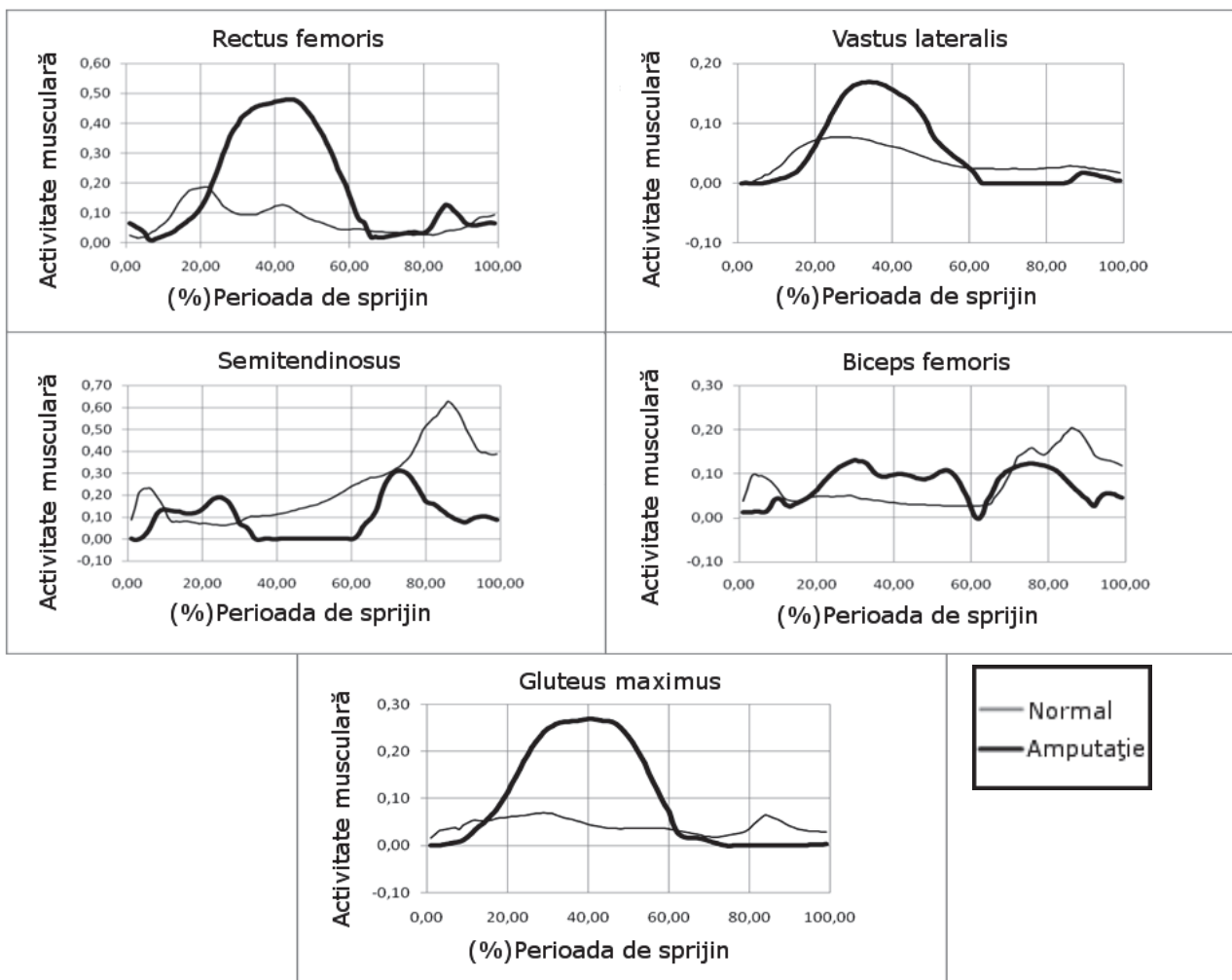


Fig.4.12. Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus. Comparație între subiecții cu amputație și subiecții normali. Date obținute de autor prin simulare.



În figura 4.12 se poate constata că media activităților musculare pentru subiecții normali are o formă apropiată de cea determinată de Winter [193], Ventura [176] și Isakov [95] prin electromiografie. Activitățile musculare obținute pentru cei doi pacienți cu amputație transtibială unilaterală sunt proporționale cu valorile determinate prin electromiografie pentru acest tip de amputație.

Activitatea mușchilor ce asigură extensia coapsei (Gluteus maximus, Semitendinosus), în cazul pacienților cu amputație, a fost crescută pe durata echilibrării corpului, în scopul aducerii membrului inferior în poziție perpendiculară pe sol (0-50% din perioada de sprijin), și s-a datorat lipsei mușchilor ce asigură flexia plantară. Mușchii ce asigură extensia genunchiului (Vastus lateralis, Rectus femoris) au fost de asemenea hiperactivi, în cazul pacienților cu amputație, aspect datorat necesității crescute de control asupra articulației genunchiului, pe durata mișcării. Mușchii ce asigură flexia genunchiului (Biceps femoris) au avut activitate în limitele normale. Modelul surprinde, deci, mecanismul compensatoriu utilizat de musculatura membrului rezidual, în cazul pacienților cu amputație.

#### 4.2.4.3. Forțele musculare

Forțele generate de mușchii din model sunt proporționale cu activitatea musculară (prin definiție) și deci, în concordanță cu mecanismul compensatoriu discutat în paragraful anterior. Pentru a putea compara forțele musculare este nevoie ca valorile acestora să fie împărțite la greutatea subiectului (Forță/Greutate= $F/G$ ) (metodă utilizată frecvent în literatura de specialitate). În cazul subiectului 1 (amputație transtibială unilaterală), suma forțelor mușchilor din grupa posterioară atinge valoare maximă în prima jumătate a perioadei necesare echilibrării piciorului pe sol ( $F_{posterior} = 2,17 F/G$ , la 30% din perioada de sprijin) și scade treptat pe măsură ce membrul inferior ajunge în poziție perpendiculară pe sol. Valoarea sumei forțelor mușchilor din grupa posterioară crește din nou ( $F_{posterior} = 1,41 F/G$ , la 75% din perioada de sprijin), pe măsură ce subiectul apasă pe sol pentru a-și asigura propulsia. Valorile sumei forțelor mușchilor din grupa anterioară au o tendință asemănătoare cu cele ale forței posterioare. Suma anterioară atinge valoarea maximă în prima jumătate a perioadei necesare echilibrării piciorului pe sol ( $F_{anterior} = 3,01 F/G$ , la 33% din perioada de sprijin). Cel de-al doilea maxim local al sumei forțelor mușchilor din grupa anterioară ( $F_{anterior} = 2,85 F/G$ , la 75% din perioada de sprijin) este sincronizat cu maximul local al sumei posterioare (figura 4.13.a).

Sumele forțelor musculare au manifestat comportament asemănător și în cazul subiectului 4 (amputație transtibială unilaterală). Suma forțelor mușchilor din grupa posterioară a atins valoare maximă în prima jumătate a perioadei necesare echilibrării piciorului pe sol ( $F_{posterior} = 1,75 F/G$ , la 46% din perioada de sprijin) și a avut un maxim local ( $F_{posterior} = 1,13 F/G$ , la 77% din perioada de sprijin în timpul desprinderii de pe sol. Valorile sumei forțelor musculare anterioare au avut un punct de maxim pe durata echilibrării piciorului pe sol ( $F_{anterior} = 2,37 F/G$ , la 46% din perioada de sprijin) și un punct de maxim local în momentul desprinderii de pe sol ( $F_{anterior} = 1,65 F/G$ , la 77% din perioada de sprijin) (figura 4.13.b).

În cazul subiecților normali, s-a constatat că valorile sumei forțelor musculare posterioare au fost scăzute, comparativ cu pacienții cu amputație. Valoarea maximă a mediei sumei forțelor mușchilor din grupa posterioară a fost  $F_{posterior} = 1,14 F/G$  (figura 4.13.d). Pentru cazul piciorului sănătos, al pacienților cu amputație, s-a constatat o valoare scăzută a mediei sumelor forțelor musculare

posterioare ( $F_{posterior} = 1,02 \text{ F/G}$ ), similar cu subiecții normali. Media sumelor forțelor musculare anterioare a subiecților normali a avut o valoare maximă  $F_{anterior} = 2,57 \text{ F/G}$ . În cazul piciorului sănătos al pacienților cu amputație s-a determinat o valoare maximă pentru media sumelor forțelor musculare anterioare  $F_{anterior} = 2,87 \text{ F/G}$ .

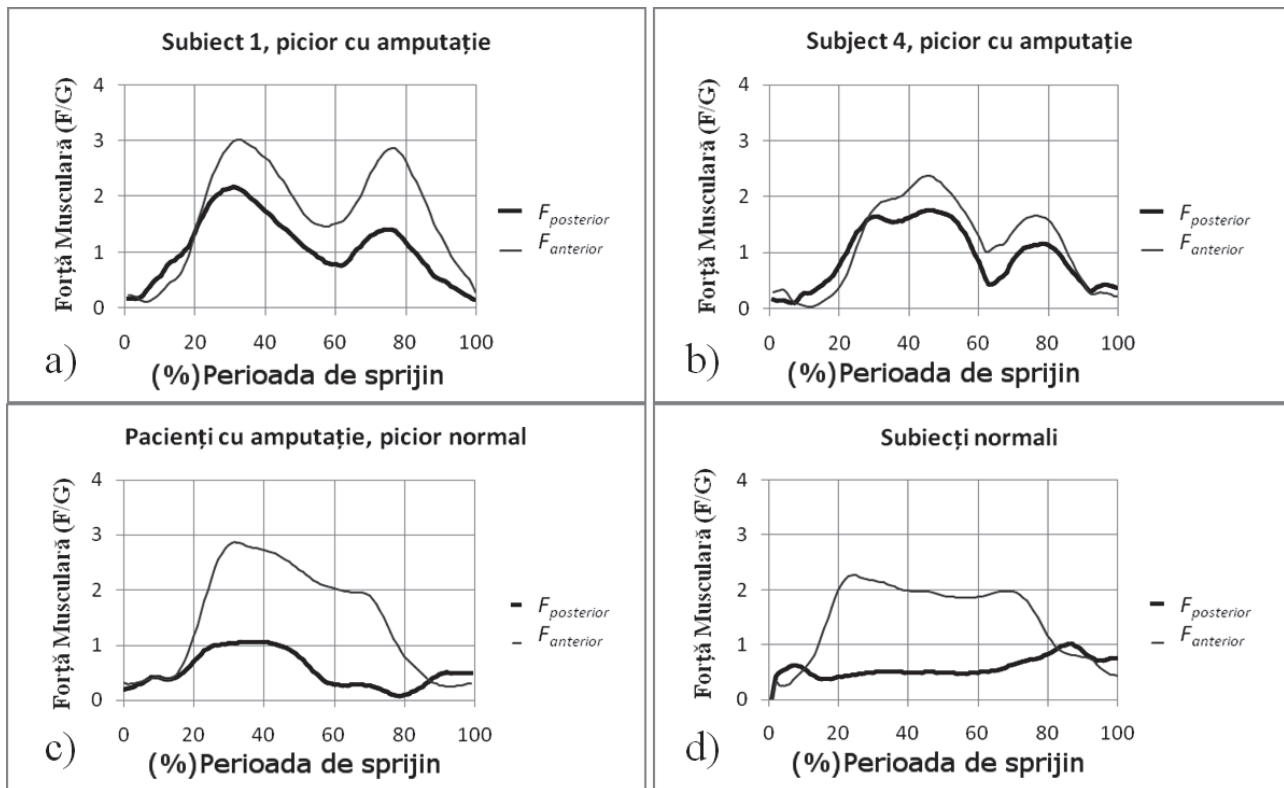


Fig.4.13. Media sumelor forțelor mușchilor atașați femurului pentru grupurile anterior și posterior: a) valori medii pentru subiectul 1; b) valori medii pentru subiectul 4; c) valori medii pentru piciorul normal (sănătos) al pacienților cu amputație; d) valori medii pentru subiecții normali

Forțele musculare generate de mușchii poziționați posterior față de planul frontal au valori mult mai mici, în cazul picioarelor normale. În cazul picioarelor cu amputație, valorile forțelor posterioare și anterioare tind să fie apropiate. Valorile mari ale grupului anterior și posterior de forțe, în cazul picioarelor cu amputație, se explică prin fenomenul de co-contrație. Co-contrația musculară este utilizată pentru echilibrarea corpului în lipsa gambei.

#### 4.2.4.4. Estimarea consumului energetic necesar pentru efectuarea unui pas

Estimarea consumului energetic (energia consumată de mușchii activi pe durata deplasării) s-a făcut cu ajutorul valorilor corespunzătoare consumului metabolic  $P_{met}$  determinate de aplicația Anybody (v. subcapitolul 2.3.2.3). Consumul metabolic a fost estimat considerând că  $1\text{cal}=4,184 \text{ J}$ . Consumul energetic a fost determinat ținându-se cont de consumul de putere metabolic al mușchilor coapsei  $P_{met} [\text{W}]$  (grupele musculare posterioară și anterioară), de durata de timp ce corespunde citirilor de putere ( $t_{putere}[\text{s}]$ ) și de numărul de citiri corespunzătoare duratei de timp ( $N_{citiri}$ ). Dacă timpul este scalat pentru durata contactului cu solul (perioada de sprijin), atunci  $N_{citiri}$  va fi 100 (cu toate că se poate

utiliza un alt număr de citiri, cu condiția ca axa pe care se face reprezentarea să reprezinte intervalul [0..100%] din perioada de sprijin).

$$E = \frac{P_{met} \times t_{putere}}{4,184 \times N_{citiri}} \quad (4.9)$$

Consumul energetic a fost determinat pentru fiecare picior, pe durata contactului cu solul ( $E_{contact}$ ). S-au determinat șiruri de valori medii între șirurile de valori obținute pentru subiecții fără dizabilități. Șirurile de valori medii au fost calculate pentru subiecții 2 și 3 ( $E_{contact}^{control\ 23}$ ) și respectiv pentru subiecții 5 și 6 ( $E_{contact}^{control\ 56}$ ).

$$E_{contact} = \sum_{i=1}^{100} E_{coapsa} \quad (4.10)$$

unde  $E_{coapsa}$  este consumul energetic total al mușchilor coapsei

$$E_{contact}^{control\ 23} = \frac{E_{contact}^{control\ 2} + E_{contact}^{control\ 3}}{2} \quad (4.11)$$

$$E_{contact}^{control\ 56} = \frac{E_{contact}^{control\ 5} + E_{contact}^{control\ 6}}{2} \quad (4.12)$$

Consumul energetic total al mușchilor coapsei, în cazul pacienților cu amputație a fost  $E_{contact}^{amp1} = 30,49$  cal pentru subiectul 1 și  $E_{contact}^{amp4} = 39,78$  cal pentru subiectul 4. Consumul energetic total al șirurilor de valori medii corespunzătoare subiecților fără dizabilități a fost  $E_{contact}^{control\ 23} = 9,64$  cal pentru subiecții 2 și 3, și  $E_{contact}^{control\ 56} = 15,04$  cal pentru subiecții 5 și 6. Consumul energetic total a fost mai mare în cazul pacienților cu amputație. Acest aspect se datorează forțelor mai mari generate de mușchii coapselor acestora. Prin studiul figurii 4.14 se poate constata că valoarea consumului energetic este aproape de patru ori mai mare pe durata echilibrării piciorului ([20%,60%] din perioada de sprijin).

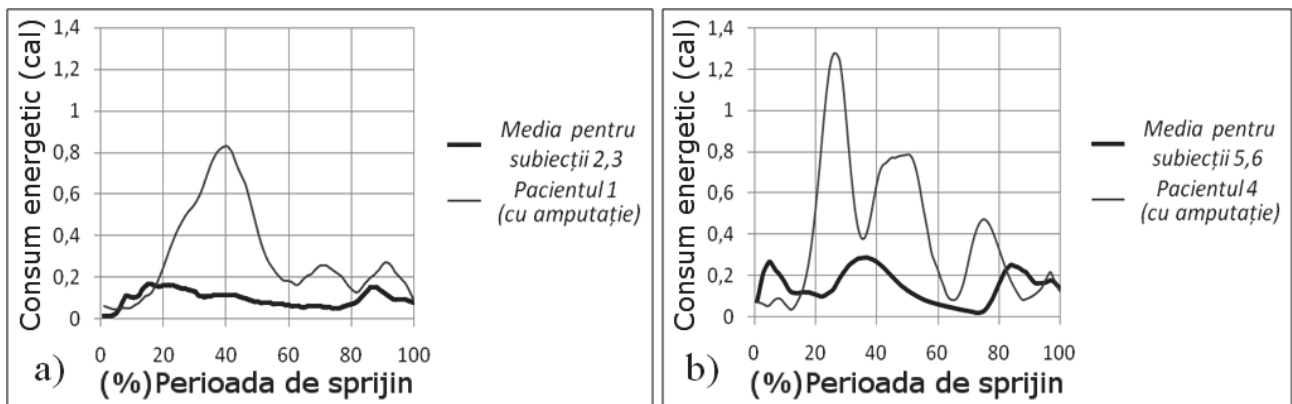


Fig.4.14. Consumul de energie necesar pentru generarea forțelor musculare (pentru mușchii coapsei, pe durata contactului cu solul): a) Valori obținute de la pacientul cu amputație 1 și șirul de valori medii pentru subiecții 2 și 3; b) Valori obținute de la pacientul cu amputație 1 și șirul de valori medii pentru subiecții 5 și 6

Valorile consumului energetic tind să scadă, în cazul picioarelor pacienților cu amputație, pe măsură ce piciorul începe să se desprindă de pe sol. Valorile scăzute obținute pentru intervalul [60%,100%] din perioada de sprijin sunt datorate masei reduse a protezei. Valorile determinate sunt de interes deosebit în studiul oboselii pacienților cu amputație transtibială. Minimizarea consumului energetic este un scop primordial în încercările de reabilitate a pacienților cu amputație.

#### 4.2.4.5. Forța de reacțiune la nivelul contactului bont-proteză

Forța de reacțiune la nivelul contactului bont-proteză prezintă un interes deosebit în studiul comportamentului oricărui dispozitiv de tip picior artificial (proteză). Reacțiunea este datorată acțiunii tuturor factorilor responsabili pentru mișcarea studiată (forțe generate de mușchi, rezistența întâmpinată la contactul cu solul, forțe de inerție etc.)

Software-ul AnyBody permite determinarea, în mod automat, a reacțiunii la nivelul oricărei articulații din model. Reacțiunea corespunzătoare conexiunii bont-proteză se determină în articulația fixă dintre bont și tija protezei. Valorile obținute sunt componentele forței de reacțiune pe cele trei axe ale sistemului de referință global ( $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$ ) și momentele de datorate forțelor de reacțiune în jurul celor trei axe ale sistemului de referință global ( $M_{R_x}$ ,  $M_{R_y}$ ,  $M_{R_z}$ ). Practic, datorită lipsei musculaturii, valorile forței de reacțiune din acest punct vor fi similare cu valorile reacțiunii din partea solului. Acest aspect se explică prin felul cum se determină reacțiunea la acest nivel (în lipsa musculaturii, problema poate fi studiată prin dinamică inversă clasică). Datorită faptului că această conexiune este rigidă, comportamentul elastic al conexiunii este neglijat. În realitate, reacțiunile la acest nivel vor fi influențate și de acest aspect. Cu toate acestea, diferențele dintre amplitudinea reacțiunilor la contactul dintre bont și proteză determinate prin simulare musculo-scheletală și cele obținute experimental [158] sunt minime.

Structura parametrică a modelului permite determinarea reacțiunilor în funcție de lungimea tijei protezei (implicit și de dimensiunea bontului). Reacțiunea a fost calculată pentru următorul șir de valori ale variabilei  $l_{cut}=\{0,2; 0,35; 0,5; 0,7; 0,8\}$ . Valorile sunt, deci, suficiente pentru studiul comportamentului reacțiunii la contactul dintre bont și tija protezei. S-a constatat că valorile componentelor forței de reacțiune sunt constante de-a lungul tibiei. Acest aspect este firesc, dacă se consideră principiul de calcul prin dinamică inversă (v. anexa 4). Momentele datorate forțelor de reacțiune sunt, în schimb diferite, în funcție de lungimea tijei protezei.

Valorile componentelor forței de reacțiune, pentru pacienții cu amputație transtibială unilaterală sunt prezentate în figura 4.15 (subiectul 1) și în figura 4.17 (subiectul 4). Valorile componentelor momentului datorat componentelor forței de reacțiune la nivelul contactului bont-proteză (pe cele trei axe ale sistemului de referință global), în funcție de lungimea tijei protezei sunt prezentate figura 4.16 (subiectul 1) și în figura 4.18 (subiectul 4). În figurile 4.16 și 4.18, dimensiunile  $l_{cut}=\{0,2; 0,35; 0,5; 0,7; 0,8\}$  vor fi echivalente momentelor de reacțiune  $\{R_1, R_2, R_3, R_4, R_5\}$ . Cu alte cuvinte pentru  $l_{cut}=0,2$  se va obține tripletul de momente datorate forțelor de reacțiune  $\{R_{1mx}, R_{1my}, R_{1mz}\}$ , pentru  $l_{cut}=0,35$  se va obține tripletul de momente datorate forțelor de reacțiune  $\{R_{2mx}, R_{2my}, R_{2mz}\}$  etc.

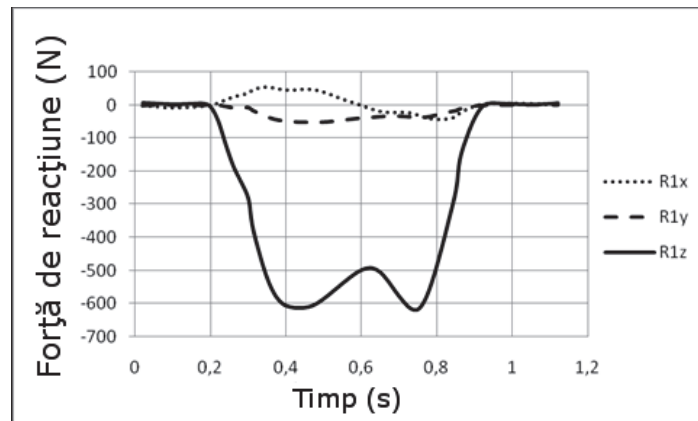


Fig.4.15. Reacțiunea la nivelul articulației dintre bont și proteză, pentru subiectul 1

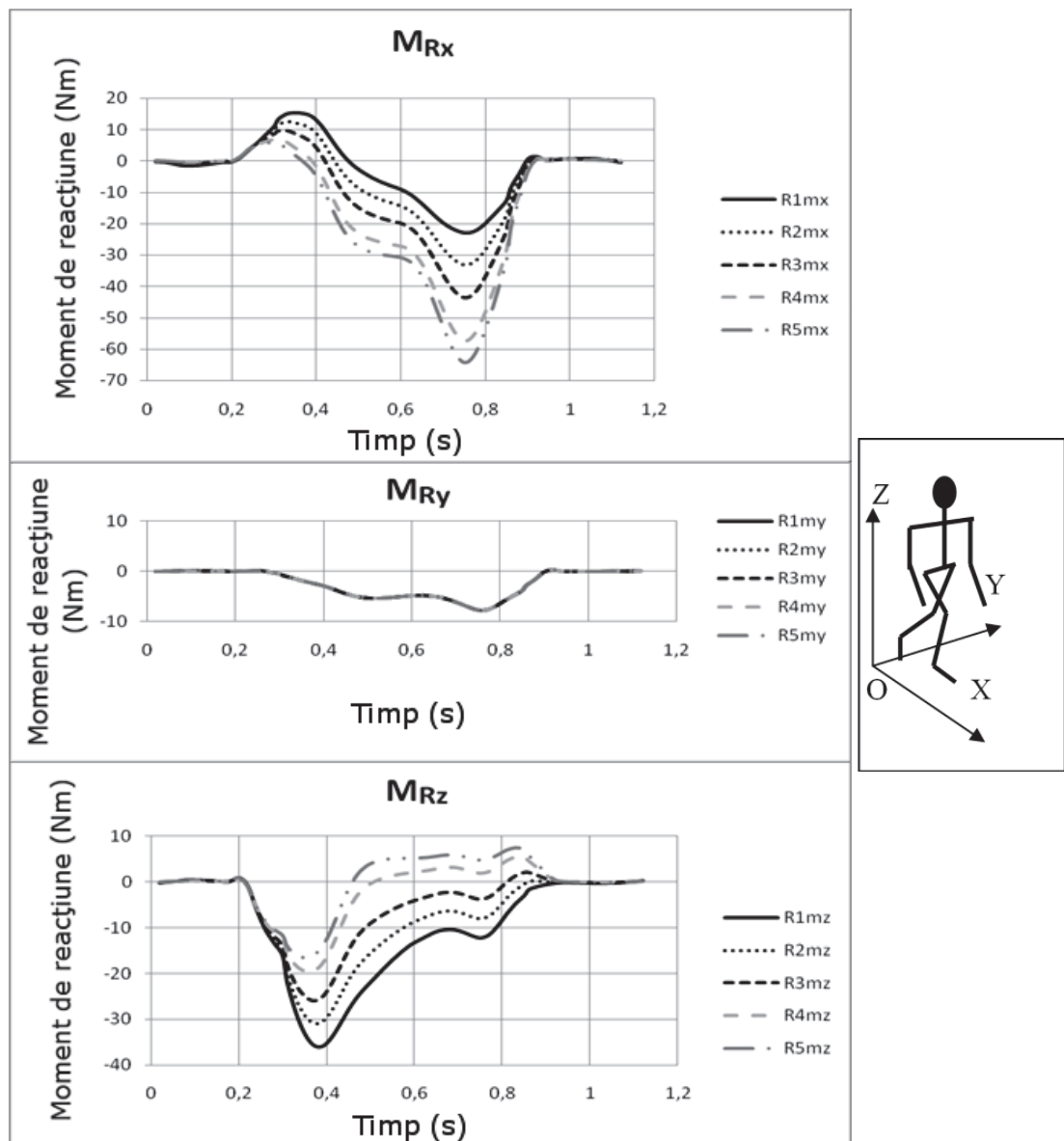


Fig. 4.16. Momentele datorate forțelor de reacțiune la nivelul articulației dintre bont și proteză, pentru subiectul 1

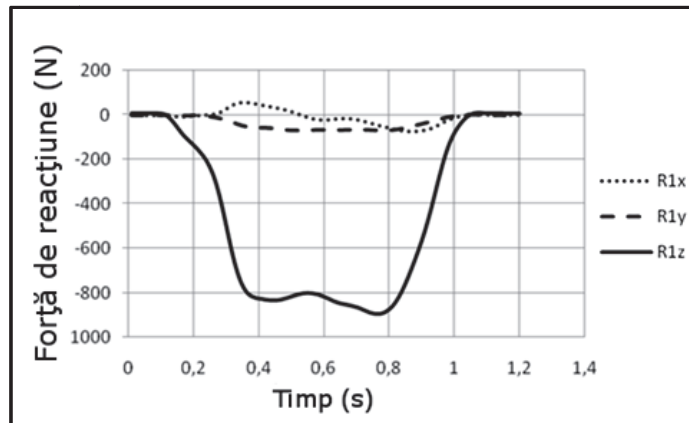


Fig.4.17. Reacțiunea la nivelul articulației dintre bont și proteză, pentru subiectul 4

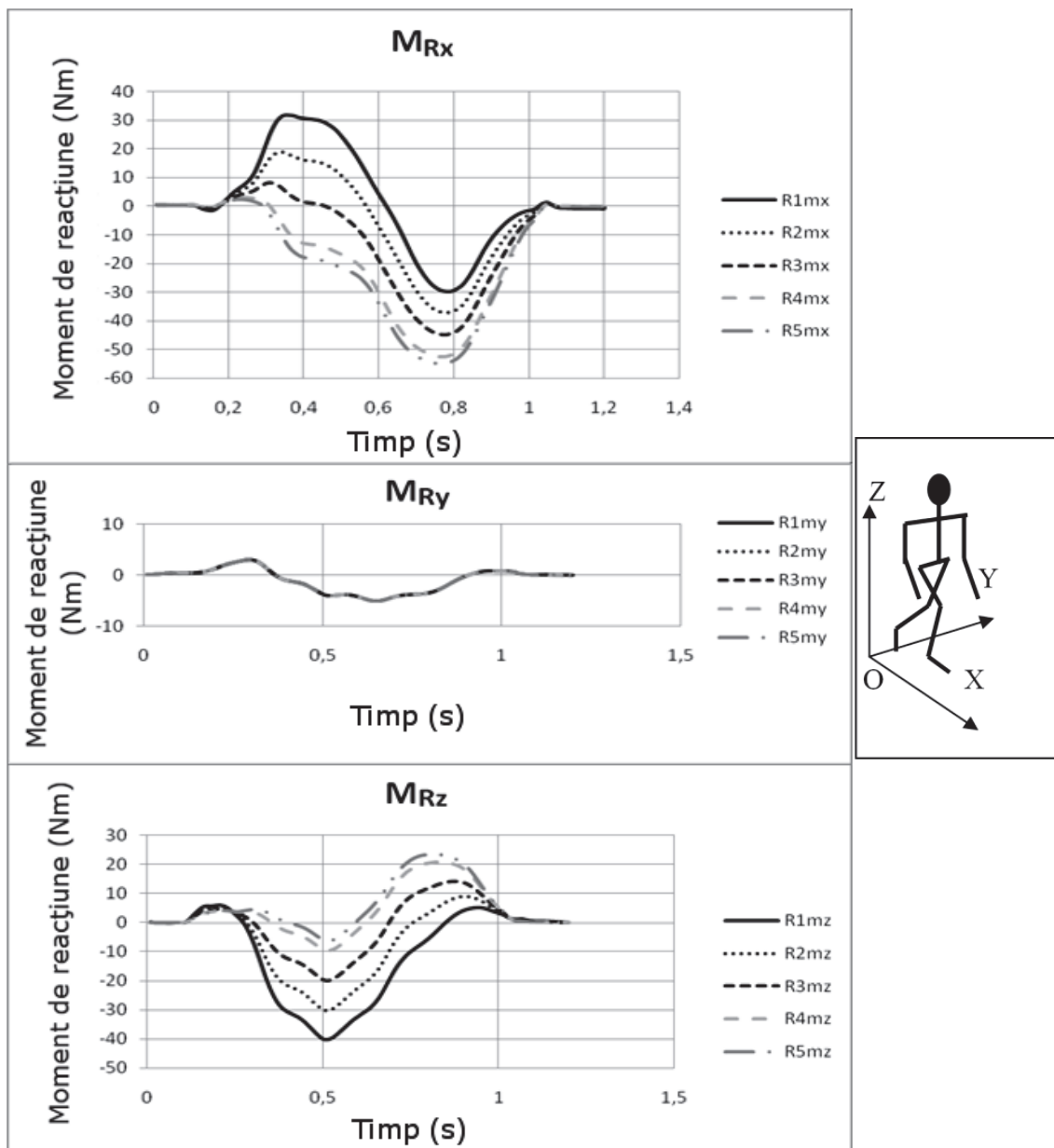


Fig.4.18. Momentele datorate forțelor de reacțiune la nivelul articulației dintre bont și proteză, pentru subiectul 4

Se observă că momentul în jurul axei Y este constant, indiferent de lungimea tijei protezei. Momentul în jurul axei X tinde să crească, pe măsură ce lungimea tijei protezei scade, iar momentul în jurul axei Z tinde să scadă pe măsură ce lungimea tijei protezei scade.

Valorile obținute pentru momentele datorate forțelor de reacțiune, la nivelul contactului dintre bont și proteză, sunt similare pentru cei doi pacienți cu amputație (figura 4.16, Figura 4.18). Valorile componentelor forței de reacțiune, pentru subiectul 4 (figura 4.17), sunt proporționale cu greutatea acestuia și prezintă tendințe similare cu cele corespunzătoare subiectului 1 (figura 4.15).

#### **4.2.4.6. Limitări ale modelului, concluzii**

Limitările modelului sunt caracteristice pentru metoda utilizată în scopul determinării forțelor și momentelor articulare (dinamica inversă) [153] și pentru utilizarea modelelor musculo-scheletale. Acuratețea cu care se determină valorile forțelor musculare (și, implicit nivelul de activitate muscular) depinde de numărul de erori prezent în șirurile de valori ale datelor de poziție și ale semnalului de reacțiune din partea solului, de poziționarea musculaturii pe model (direcțiile pe care are loc acțiunea mușchilor) și de acuratețea algoritmilor pentru selecția mușchilor activi [148], [146]. Diferențele între activitățile musculare determinate prin electromiografie și activitățile determinate prin simulare numerică pot fi datorate limitărilor modelului și particularităților anatomice ale subiecților studiați.

În concluzie, modelul este capabil să genereze activități musculare apropiate de cele determinate experimental și surprinde mecanismul compensatoriu utilizat de mușchii atașați femurului în cazul subiecților cu amputație transtibială. Modelul poate fi folosit, deci, pentru a estima beneficiile aduse de un model de proteză conceptual, prin adăugarea momentului articular și a forțelor rezultate în urma pășirii pe acest dispozitiv, la nivelul articulației gleznei.

## **5. APLICAȚII ALE MODELELOR MUSCULO-SCHELETALE OBȚINUTE**

*Modelele descrise în capitolul precedent au fost utilizate pentru a studia aspecte de interes pentru protezare:*

- S-a urmărit determinarea forțelor ce apar la nivelul contactului bont-proteză pentru situații de lucru uzuale (lucrul în poziție verticală, respectiv lucrul din poziție așezată).
- S-a studiat efectul utilizării unor pantofi cu tocuri de diferite înălțimi asupra musculaturii coapsei membrului rezidual al pacienților cu amputație transtibială. Acest studiu prezintă interes și pentru cazul deplasării pe suprafețe înclinate, fiind aproximativ echivalentul situației în care unghiul dintre tija protezei și talpa protezei este reglat în funcție de înclinarea suprafeței cu care talpa protezei intră în contact.
- S-au studiat forțele interioare ce acționează asupra articulațiilor corpului uman, în cazul mersului biped pe suprafețe plane, pentru a putea compara aceste solicitări cu cele obținute pentru deplasarea bipedă a persoanelor cu amputație transtibială.
- S-a studiat posibilitatea reducerii efortului depus de pacienții cu amputație transtibială pentru deplasare.

### **5.1. Studiul forțelor ce acționează la nivelul contactului bont-proteză pentru diferite poziții de lucru**

O proteză concepută doar în scopul reducerii oboselii pe durata mersului poate fi ineficientă în cazul când pacientul își desfășoară activitatea la un birou. Din acest motiv, trebuie analizată activitatea musculară și pentru poziția șezând a pacientului cu amputație. Pacientul va evita să folosească proteza dacă elementele elastice sunt exagerat de rigide (Menținerea „gleznei” în poziție de flexie implică efort constant). Dacă elementele active sunt prea elastice, atunci există posibilitatea dezechilibrării pacientului în momentul în care acesta efectuează anumite activități ce implică o poziție statică a pelvisului. În ambele situații, dacă proteza este dimensionată necorespunzător, pacientul va fi nevoit să suprasolicite musculatura membrului rezidual pentru a putea efectua activitatea dorită.

Prin urmare, o proteză eficientă va conține elemente active ce se comportă adecvat, atât în cazul deplasării pe suprafețe plane, cât și în cazul lucrului într-o poziție pentru care pelvisul este static (lucru în poziție verticală sau așezat pe scaun). Pentru determinarea forțelor generate de mușchii coapsei s-a utilizat un model musculo-scheletal complet ce include: membrele inferioare, cutia craniană, trunchiul și pelvisul.

S-a considerat cazul general al unei persoane fără dizabilități și au fost efectuate simulări atât pentru lucrul din picioare (trei situații), cât și pentru lucrul de pe scaun (cinci situații). Ulterior a fost studiat cazul unei persoane cu amputație transtibială unilaterală de parte dreaptă. Pentru ambele cazuri s-a considerat că piciorul drept este cel mai solicitat pe durata mișcărilor studiate.



În cazul *lucrului în poziție șezând* s-a considerat că pelvisul este fixat pe o suprafață corespunzătoare scaunului. Unghiurile de flexie/extensie, la nivelul articulației șoldului, genunchiului și gleznei, au fost alese pentru poziții ideale în care activitatea musculară la nivelul membrelor inferioare este minimă. Spațiul de lucru al membrelor superioare a fost determinat pentru activități uzuale ce implică poziția în șezut: rotire laterală de trunchi pentru prinderea unui obiect; aplecarea trunchiului în față pentru utilizarea unui obiect; aplecarea trunchiului în față și rotire laterală a acestuia pentru prinderea unui obiect [184].

În cazul *lucrului în poziție verticală*, s-a considerat că membrele inferioare se află în poziție perpendiculară pe sol. Spațiul de lucru al membrelor superioare a fost ales identic cu spațiul de lucru utilizat pentru studiul lucrului în poziție șezând.

Pentru toate activitățile (lucru de pe scaun și din picioare) s-a considerat că obiectivul este manipularea unui obiect cu masă de 0,5 kg. La nivelul palmelor membrelor superioare s-au adăugat forțe în funcție de timp și de mișcarea studiată pentru simularea greutateii obiectului manipulat.

S-a considerat că modelul trebuie să se afle în echilibru pe durata mișcărilor studiate. Obținerea echilibrului s-a făcut în mod automat, cu ajutorul rutinelor aplicației AnyBody iar restricțiile asupra mișcării au fost limitate la contactul cu solul, respectiv scaunul și la poziția finală a palmelor membrelor superioare. S-a constatat că anumite poziții necesită o adaptare a flexiei, la nivelul articulației genunchilor, pentru a obține o activitate musculară cât mai scăzută.

Unghiurile de rotație, la nivelul principalelor articulații ale modelului, sunt descrise în tabelul 5.1, iar pozițiile sunt reprezentate în figura 5.1. S-a considerat că rotația în sensul acelor de ceasornic corespunde unui unghi de rotație pozitiv.

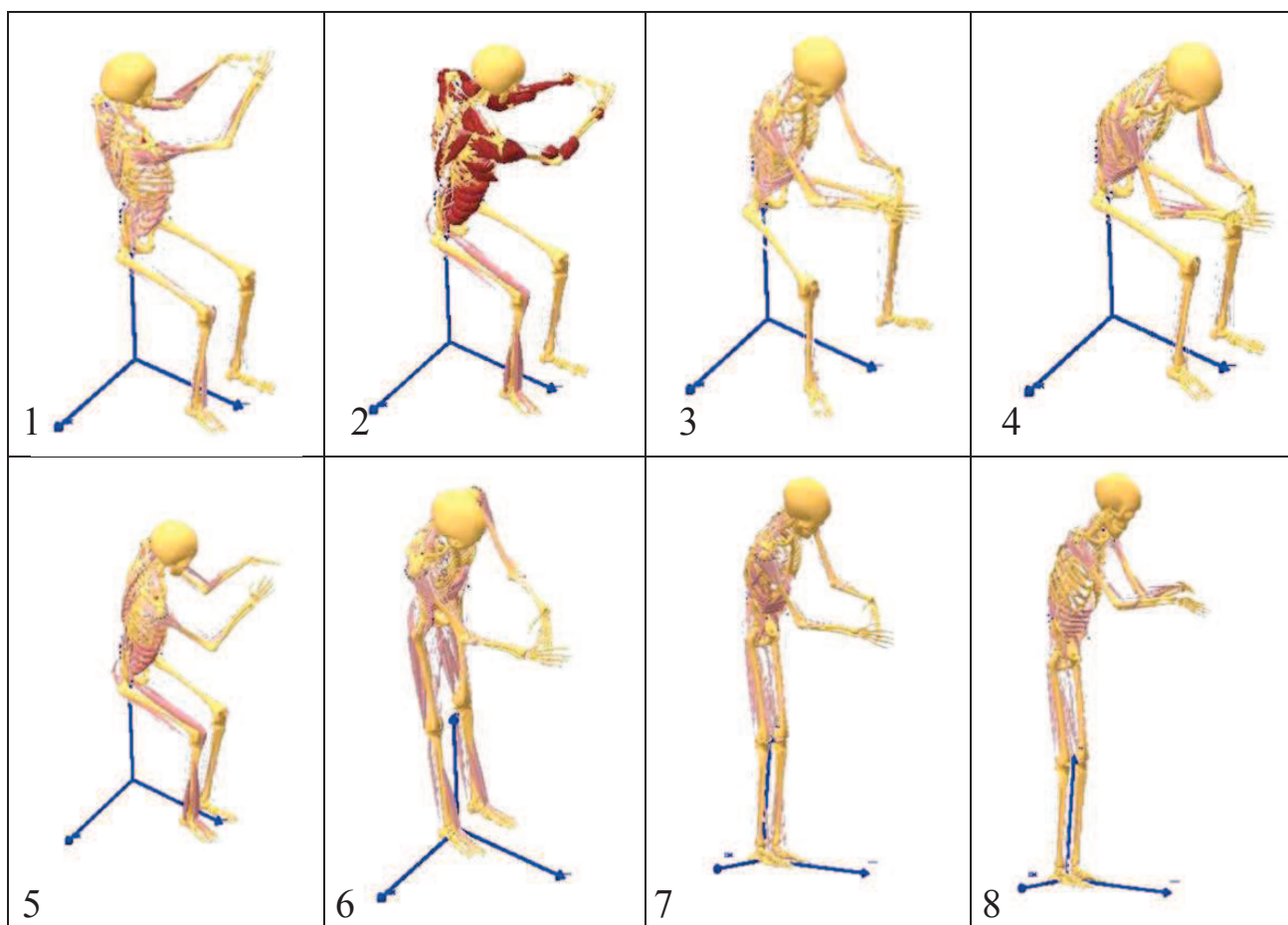


Fig.5.1. Cele opt situații studiate

Tabelul 5.1. Unghiurile de rotație la nivelul principalelor articulații ale modelului

Poziție	Rotire laterală a trunchiului	Aplecarea trunchiului în față	Mișcare de flexie/extensie la nivelul genunchiului	Activitate musculară maximă	Lucru de pe scaun Da/Nu
1	70°	0°	3°	0,39	Da
2	70°	30°	6°	0,98	Da
3	0°	30°	3°	0,31	Da
4	0°	45°	10°	0,36	Da
5	45°	25°	-10°	0,55	Da
6	20°	40°	1°	0,40	Nu
7	30°	50°	2°	0,44	Nu
8	0°	40°	1°	0,33	Nu

### 5.1.1. Rezultate obținute

Mișcările considerate au fost studiate din punct de vedere al traiectoriilor spațiale pentru a elimina coliziunile dintre mușchi și dintre elementele lanțurilor cinematic, cât și în vederea corectării eventualelor erori de poziție. Activitatea musculară maximă (considerând toți mușchii din model) a fost utilizată ca măsură a gradului de dificultate al mișcării investigate. Activitatea musculară maximă permite o evaluare clară a comportamentului întregii structuri musculo-scheletale (figura 5.2).

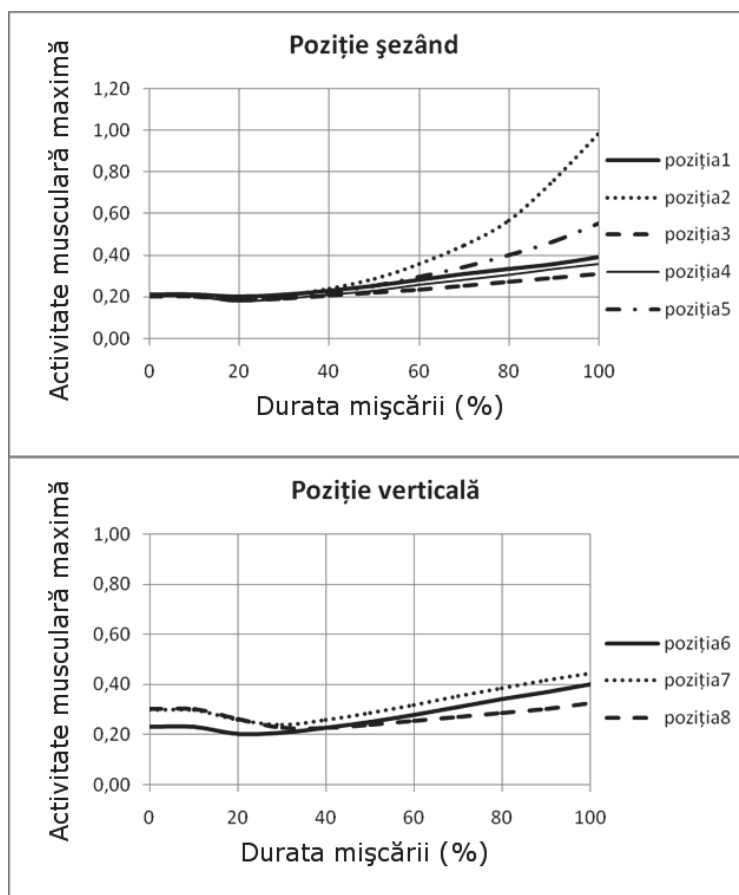


Fig.5.2. Activitatea musculară maximă pentru cele opt mișcări studiate

Un factor important în acest studiu este reprezentat de activitatea musculară la nivelul membrilor inferioare. Cu toate că mușchii acestora sunt, în general, considerați inactivi pe durata mișcărilor ce implică lucrul de pe scaun, rezultatele obținute arată că membrele inferioare sunt importante pentru menținerea echilibrului, mai ales în cazul prinderii unui obiect poziționat lateral față de subiect (figura 5.3).

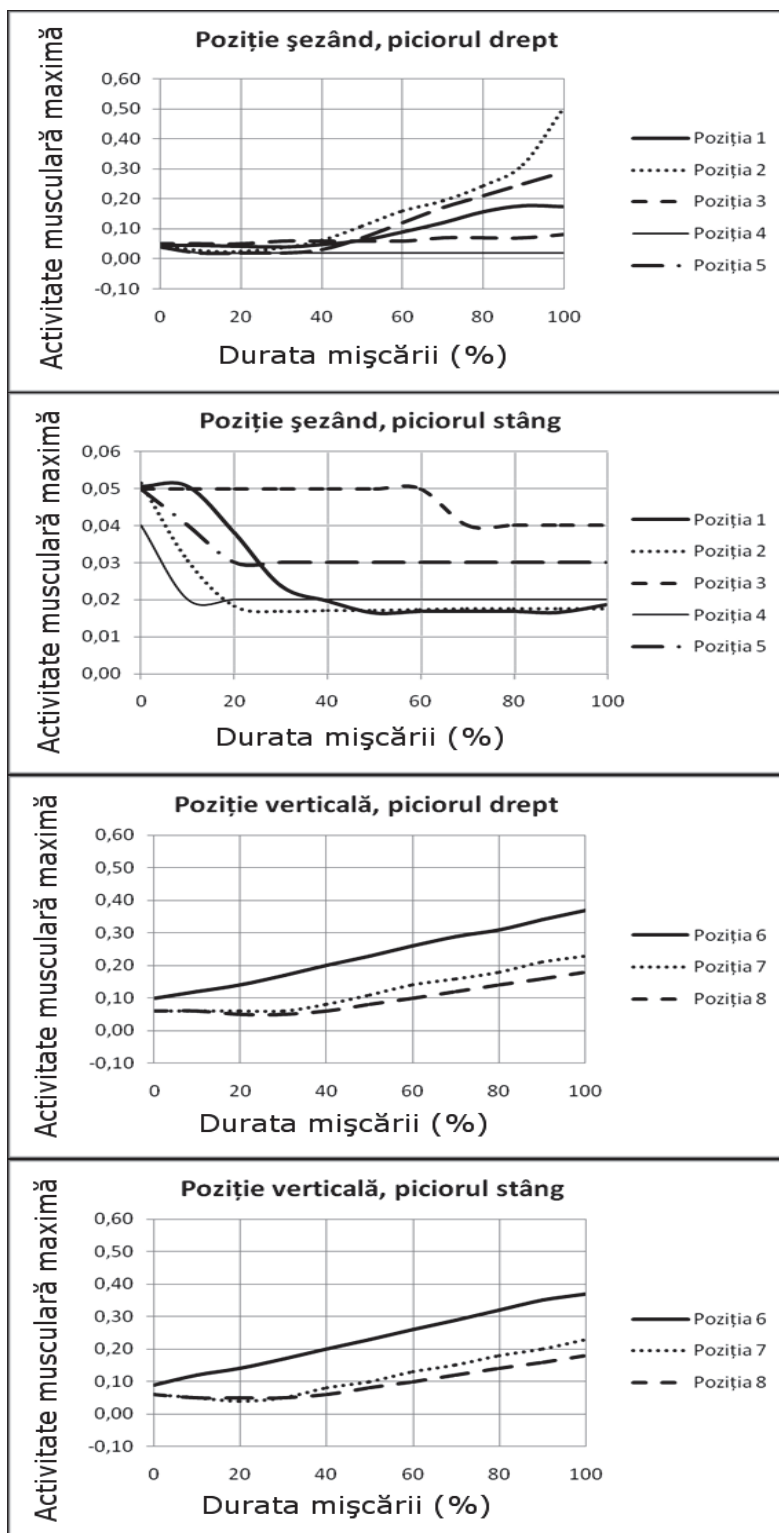


Fig.5.3. Activitatea maximă, la nivelul musculaturii membrului inferior, pentru cele opt poziții studiate

Mușchii membrelor inferioare sunt activi și asigură echilibrul corpului, în cazul când picioarele sunt perpendiculare pe sol. În acest caz, efectuarea unor mișcări ale trunchiului și ale membrelor superioare va avea ca efect creșterea activității musculaturii membrelor inferioare. Forțele generate de mușchi pot influența comportamentul protezei (dacă se consideră că unul sau ambele picioare suferă de amputație) și pot duce la dezechilibrarea subiectului. Este necesar, deci, ca proteza să se comporte adecvat și în cazul unor solicitări de acest tip.

În urma studiului activității musculare, la nivelul membrelor inferioare, pentru cele opt mișcări considerate, se poate observa că activitatea crește simțitor în cazul executării mișcărilor ce necesită rotirea laterală a trunchiului (figura 5.3). În cazul lucrului din picioare, tendințele sunt asemănătoare.

Prin urmare, se va studia valoarea forțelor de reacțiune la nivelul contactului bont proteză pentru situațiile extreme, pentru care proteza trebuie să se opună mișcării (poziția 2, poziția 6), cât și pentru situațiile în care proteza nu trebuie să se deformeze, pentru a ca pacientul să se poată sprijini pe aceasta (poziția 4, poziția 8). Pentru aceasta se utilizează modelul de membru inferior pentru studiul pacienților cu amputație transtibială (modelul obținut prin eliminarea mușchilor - v. subcapitolul 4.2).

În figura 5.4 se poate observa că, în cazul poziției șezând, componenta antero-posterioară ( $R_x$ ) a reacțiunilor la nivelul articulației corespunzătoare contactului bont-proteză este cea mai importantă. Valorile mari ale acestei componente rezultă din nevoia corpului de a compensa rotirea laterală a trunchiului. În cazul mișcării de aplecare a trunchiului, componentele  $R_y$  și  $R_z$  ale reacțiunii tind spre zero. Valorile componentei  $R_x$  sunt scăzute, dar trebuie să fie luate în considerare.

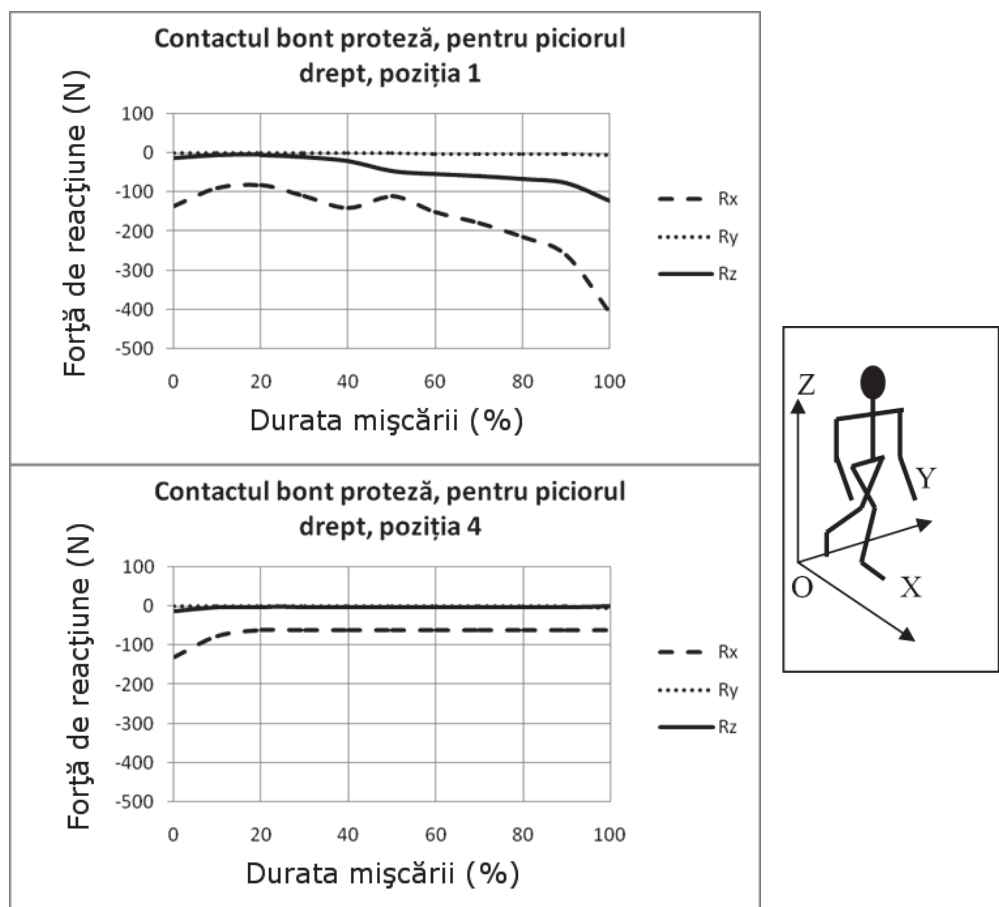


Fig.5.4. Reacțiunile la nivelul contactului bont-proteză pentru cazul lucrului în șezut

Pentru cazul poziției verticale se observă că valorile celor două componente  $R_x$  și  $R_y$  ale reacțiunilor, la nivelul articulației corespunzătoare contactului bont-proteză, tind să se apropie de zero. Componenta normală,  $R_z$  are valoare maximă (828 N) apropiată de greutatea subiectului (750 N) în cazul aplecării în față a trunchiului (poziția 8) și ajunge la o valoare maximă de 760 N în cazul rotirii laterale a trunchiului (poziția 6) (figura 5.5).

Știind că modelul a fost creat pentru o persoană cu masă de 75 Kg, se pot estima valorile reacțiunilor corespunzătoare unei persoane de masă diferită, folosind metoda descrisă în acest subcapitol.

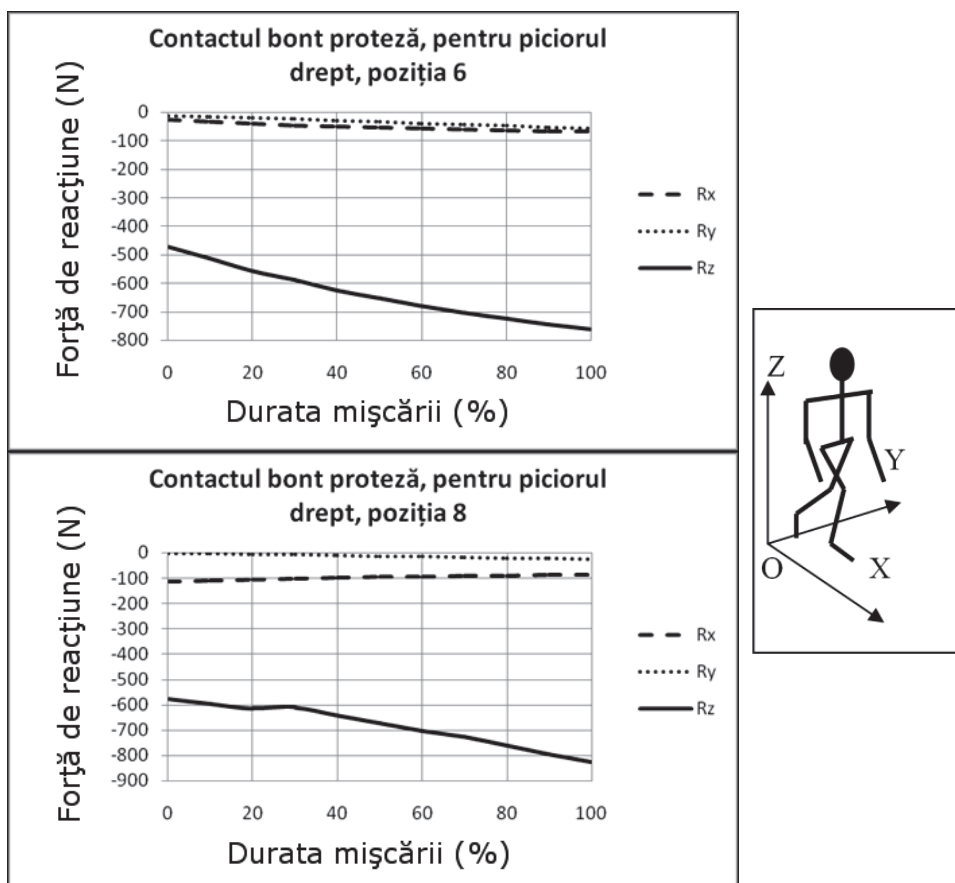


Fig.5.5. Reacțiunile la nivelul contactului bont-proteză pentru cazul lucrului în poziție verticală

## 5.2. Studiul influenței înălțimii tocului pantofilor asupra activității musculare, în timpul mersului, pentru cazul pacienților cu amputație transtibială

Persoanele fără dizabilități pot purta cu ușurință pantofi cu tocuri de diferite înălțimi, iar efectele înălțimii tocurilor asupra mersului acestora sunt bine documentate în literatura de specialitate. Mecanismul compensatoriu, utilizat de persoanele fără dizabilități, este bazat, în primul rând, pe adaptarea poziției labei piciorului cu ajutorul articulației gleznei. Adaptarea articulației genunchiului la înălțimea tocului este minimă, iar traiectoriile genunchiului sunt similare cu cele întâlnite în cazul mersului fără pantof [107], [78].

Pacienții cu amputație sunt constrânși să poarte pantofi cu toc de înălțime fixă, sau necesită reglări ale aliniamentului dintre tijă și proteză în cazul schimbării

înălțimii tocului [27]. Majoritatea modelelor de proteze consideră înălțimea de 1cm pentru toc ca valoare implicită. În ultimii ani, au fost concepute modele de proteze ce permit adaptarea protezei la pantof, în funcție înălțimea tocului (v. subcapitolul 1.2.2). Aceste modele necesită reglarea manuală a dispozitivului și, în general, permit reglarea doar în cazul în care pacientul este așezat pe scaun. Posibilitatea controlului aliniamentului dintre proteză și tijă (prin intermediul unei articulații artificiale la nivelul gleznei) aduce îmbunătățiri simțitoare în ceea ce privește calitatea vieții pacienților. Protezele de acest tip permit inclusiv deplasarea pe teren înclinat.

Determinarea influenței înălțimii tocului asupra mecanismului compensatoriu este un pas important în înțelegerea solicitărilor asupra membrelor inferioare întâlnite în această situație [185]. Pentru aceasta s-a utilizat modelul obținut prin eliminarea mușchilor (v. subcapitolul 4.2). Un pacient cu vârsta de 35 de ani, înălțimea 1,67 m, masa 62 kg și care are amputație transtibială unilaterală (de picior stâng) a fost ales ca subiect pentru acest studiu. Protocolul utilizat pentru prelevarea datelor de poziție și a reacțiilor din partea solului este similar cu cel descris în subcapitolul 3.2.2.1. Pacientul s-a deplasat pe o suprafață plană cu lungime de 8 metri, iar datele de poziție au fost determinate în urma analizei semnalului video înregistrat cu ajutorul a trei camere de filmat (frecvență de înregistrare 25 Hz). O platformă de tip Kistler (frecvență de înregistrare 1000 Hz) a fost utilizată pentru determinarea reacțiilor din partea solului. S-au efectuat înregistrări pentru toc de înălțime implicită de 1cm și pentru toc de înălțime 3 cm. S-au selectat în total 12 seturi de date valide (trei înregistrări pentru fiecare picior, pentru fiecare dintre cele două situații). Aliniamentul protezei a fost verificat de un specialist, înainte de înregistrarea datelor.

Pentru o mai bună înțelegere a comportamentului musculaturii membrului inferior s-a decis gruparea mușchilor coapsei, în funcție de rolul acestora în mișcare. S-au utilizat trei grupuri de mușchi:

- *Grupul mușchilor posteriori ai coapsei (HAMS)*, cunoscuți sub denumirea „Hamstrings” în literatura de specialitate în limba engleză, format din mușchii *Semitendinosus*, *Semimembranosus* și *Biceps femoris*
- *Grupul mușchilor ce asigură extensia genunchiului (KNEX)*, format din mușchii *Vastus lateralis*, *Vastus intermedius*, *Vastus medialis* și *Rectus femoris*
- *Grupul mușchilor ce asigură extensia coapsei (HIPEX)*, format din mușchii *Gluteus maximus* și *Gluteus medius*

Pentru studiul piciorului sănătos s-a utilizat modelul GaitUniMiamiTD modificat conform cu subcapitolul 3.6.2.

Activitatea și forțele musculare s-au obținut în urma analizei prin dinamică inversă. Șirurile de valori obținute au fost scalate în funcție de durata contactului cu solul (0-100% din perioada de sprijin), după care s-au determinat șiruri de valori medii pentru cele trei încercări înregistrate pentru fiecare picior.

### 5.2.1. Rezultate obținute

Componentele forței de reacțiune din partea solului prezintă caracteristicile cunoscute pentru mersul pacienților cu amputație transtibială [102]. Valorile componente normale a reacțiilor din partea solului, pentru piciorul sănătos, cresc în cazul utilizării unui toc cu înălțime de 3 cm (Valoare maximă a componentei

normale  $R_z = 656$  N, pentru toc de 1 cm; Valoare maximă a componentei normale  $R_z = 672$  N, pentru toc de 3 cm) (figura 5.6.a).

Pentru piciorul cu amputație transtibială, valorile componentei normale a reacțiunilor, în cazul tocului de înălțime 3 cm, cresc pe durata echilibrării piciorului (Valoarea maximă a componentei normale  $R_z = 604$  N, pentru intervalul [0%, 60%] din perioada de sprijin și toc de înălțime 1 cm; Valoarea maximă a componentei normale  $R_z = 612$  N, pentru intervalul [0%, 60%] din perioada de sprijin și toc de înălțime 3 cm), dar tind să scadă pe durata desprinderii de pe sol (Valoarea maximă a componentei normale  $R_z = 619$  N, pentru intervalul [60%, 100%] din perioada de sprijin și toc de înălțime 1 cm; Valoarea maximă a componentei normale  $R_z = 584$  N, pentru intervalul [60%, 100%] din perioada de sprijin și toc de înălțime 3 cm) (figura 5.6.b). Valorile obținute indică faptul că pacientul tinde să reducă solicitările asupra membrului rezidual atunci când se utilizează tocuri cu înălțime crescută. Valorile componentei orizontale a reacțiunilor au fost similare, indiferent de înălțimea tocului (figura 5.6.c).

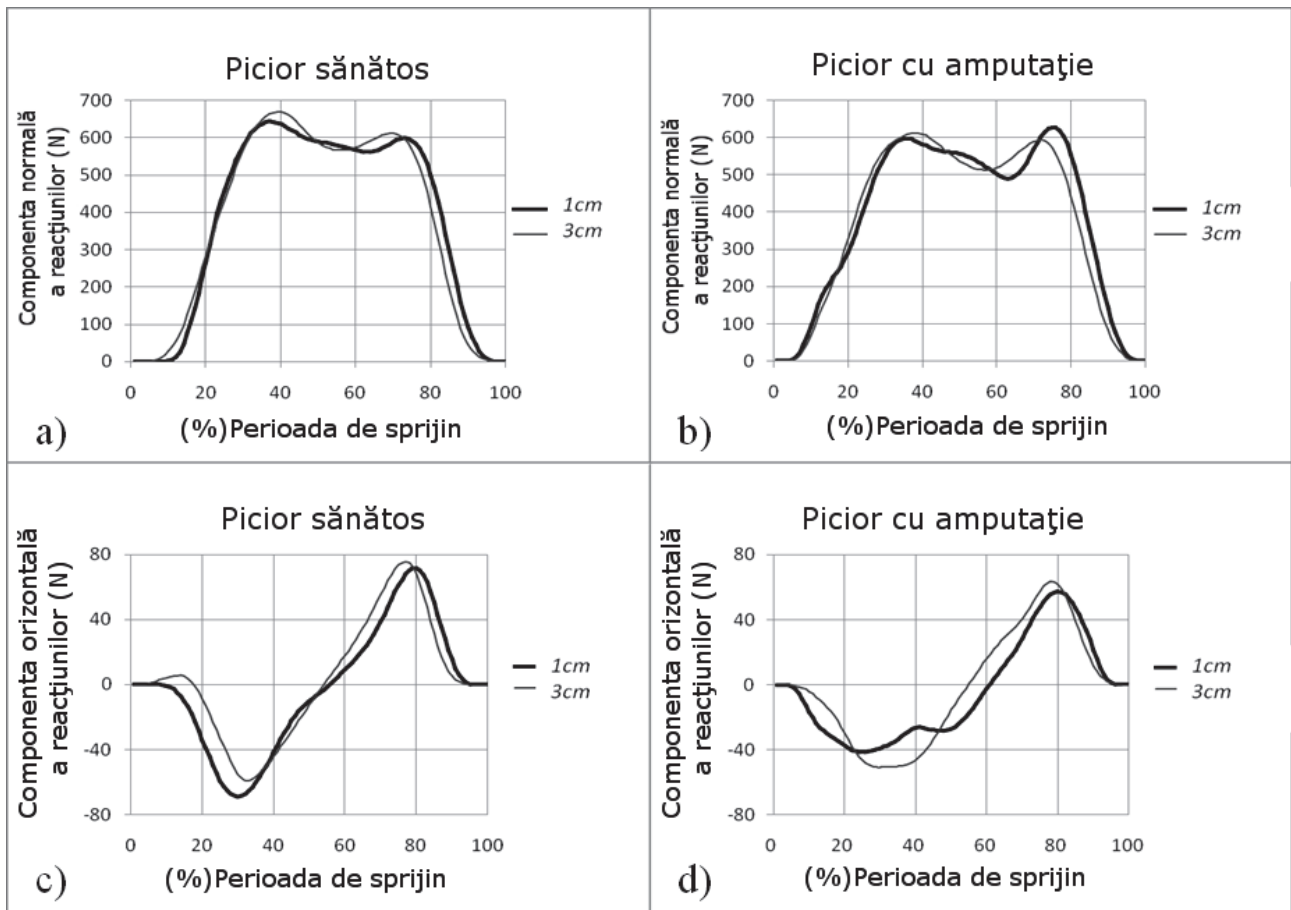


Fig.5.6. Componenta normală a reacțiunilor din partea solului. Comparare între șiruri de valori medii obținute pentru utilizarea tocului cu înălțime de 1cm, respectiv înălțime de 3 cm: a) pentru piciorul sănătos; b) pentru piciorul cu amputație transtibială. Componenta orizontală a reacțiunilor din partea solului: c) pentru piciorul sănătos; d) pentru piciorul cu amputație transtibială

Valorile activității musculare, obținută cu ajutorul aplicației AnyBody, au fost crescute în cazul piciorului cu amputație, comparativ cu piciorul sănătos (figura 5.7). Valorile activității grupului de mușchi HAMS, în cazul piciorului sănătos, cresc în faza primului contact cu solul și scad treptat, pe măsură ce piciorul rulează pe sol (figura 5.7.a). Pentru cazul piciorului cu amputație, activitatea grupului HAMS este

crescută, atât pe durata echilibrării pe sol (intervalul [0%, 50%] din perioada de sprijin), cât și pe durata desprinderii piciorului de pe sol (intervalul [60%, 100%] din perioada de sprijin) (figura 5.7.b). Valorile de maxim local obținute pentru HAMS corespund momentului de atingere a echilibrului (30% din perioada de sprijin) și momentului când piciorul poate asigura propulsia corpului (70% din perioada de sprijin). S-au constatat mici diferențe ale valorilor activității grupei HAMS, dar tendința activității musculare este similară. În cazul utilizării tocului de pantof cu înălțime 3 cm, s-a constatat o creștere a activității la începutul contactului cu solul și o activare mai rapidă a mușchilor în scopul asigurării unei propulsii adecvate.

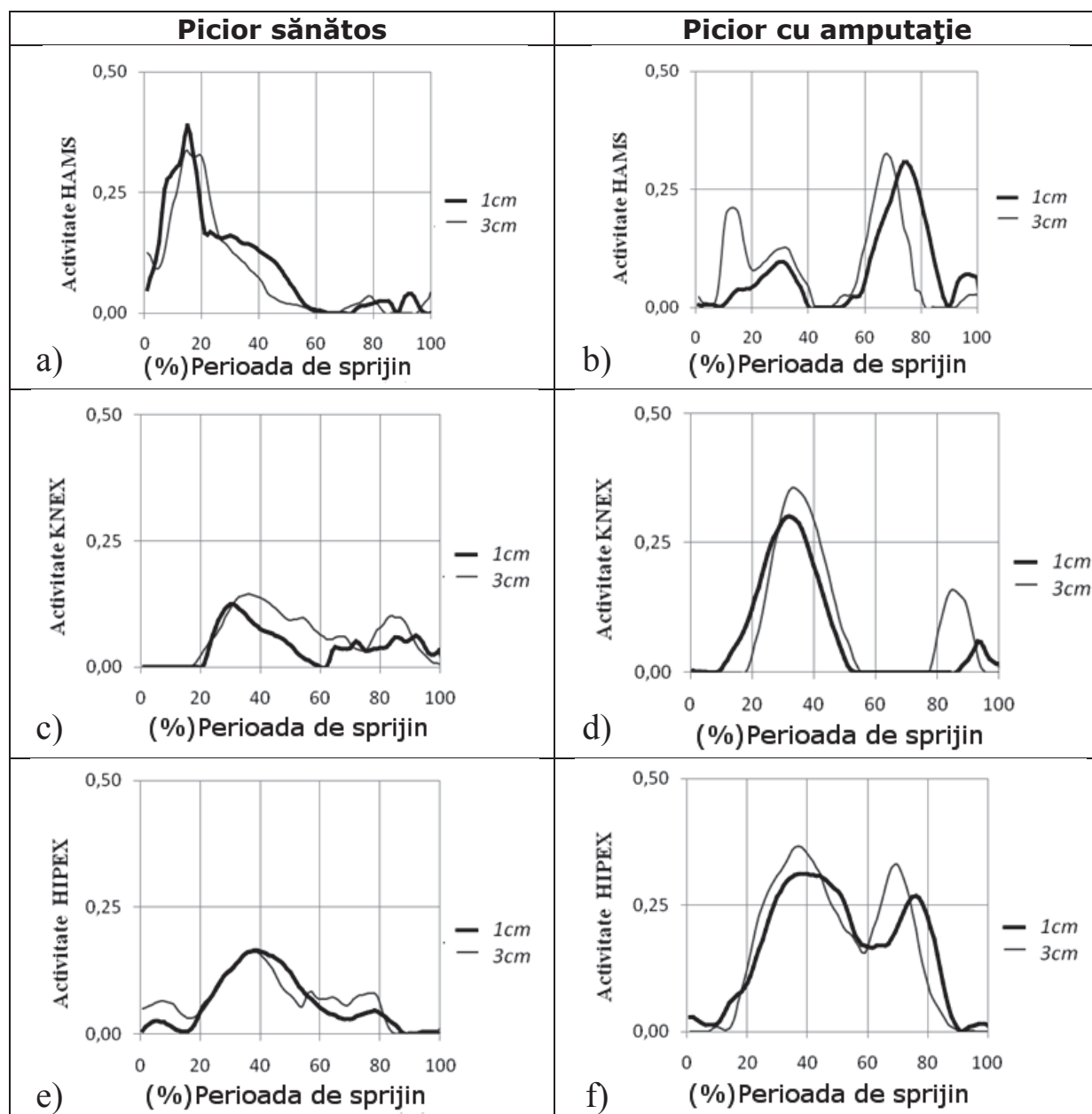


Fig.5.7. Activitatea musculară pentru grupele HAMS (a, b); KNEX (c, d); HIPEX (e, f). Șiruri de valori medii pentru utilizarea tocului cu înălțime de 1cm, respectiv înălțime de 3 cm.

Valorile activității grupului de mușchi KNEX, în cazul piciorului sănătos, sunt mai scăzute atunci când se utilizează toc de înălțime 1 cm, comparativ cu cazul utilizării tocului de înălțime 3 cm (Activitate maximă KNEX = 0,12 pentru toc de 1 cm; activitate maximă KNEX = 0,15 pentru toc de 3 cm). Valorile activității grupului



KNEX, în cazul piciorului cu amputație, prezintă un maxim de activitate de trei ori mai mare decât în cazul piciorului sănătos, pe durata echilibrării piciorului pe sol (figura 5.7.d). Pentru ambele picioare s-a constatat o activitate crescută a KNEX în cazul utilizării tocului de 3 cm, comparativ cu utilizarea tocului de 1 cm (Activitate maximă KNEX = 0,30 pentru toc de 1 cm; activitate maximă KNEX = 0,35 pentru toc de 3 cm).

Valorile activității grupului HIPEX au fost similare, în cazul piciorului sănătos, indiferent de înălțimea tocului (Activitate maximă HIPEX = 0,16 pentru toc de 1 cm și pentru toc de 3 cm). Cu toate acestea, activitatea HIPEX, în cazul piciorului sănătos, tinde să aibă valori mai mari la primul contact cu solul, în cazul utilizării tocului de 3 cm (intervalul [0%, 20%] din perioada de sprijin). Activitatea HIPEX crește, de asemenea, și pe durata propulsiei în vederea desprinderii de pe sol (figura 5.7.e). În cazul piciorului cu amputație, activitatea HIPEX are valori de două ori mai mari decât în cazul piciorului sănătos (figura 5.7.f). Se disting două puncte de maxim local, corespunzătoare momentului de atingere a echilibrului, respectiv momentului când piciorul poate asigura propulsia corpului. Valoarea maximă a activității HIPEX este atinsă atunci când se utilizează tocul cu înălțime 3 cm (Activitate maximă HIPEX = 0,31 pentru toc de 1 cm; activitate maximă HIPEX = 0,36 pentru toc de 3 cm). Valoarea dublă a activității HIPEX este datorată efortului intens dezvoltat de această grupă pentru echilibrarea corpului.

Activitatea musculară medie, considerând toți mușchii coapsei, a avut valori mai mari în cazul utilizării tocului cu înălțime 3 cm, comparativ cu utilizarea tocului de 1 cm. Graficele activității musculare au prezentat două vârfuri de maxim local, atât pentru cazul piciorului sănătos, cât și pentru cazul piciorului cu amputație. Șirul de valori al activității mușchilor coapsei a avut valori aproape duble pentru cazul piciorului cu amputație (figura 5.8).

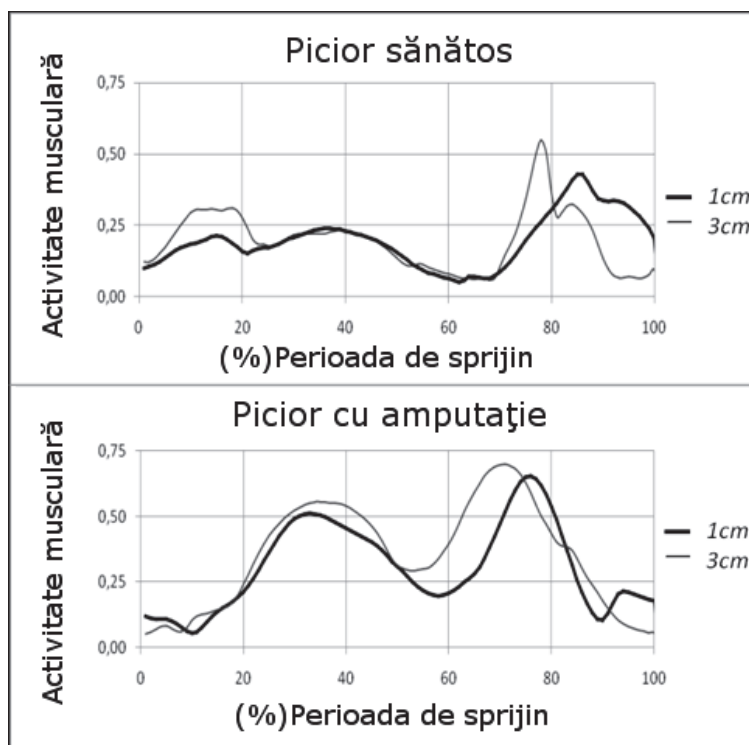


Fig.5.8. Activitatea musculară pentru mușchii atașați femurului. Șiruri de valori medii pentru utilizarea tocului cu înălțime de 1cm, respectiv înălțime de 3 cm.

Valoarea maximă a activității, pentru cazul piciorului sănătos, a fost atinsă în momentul în care piciorul poate asigura propulsia corpului (Activitate maximă coapsă= 0,43 pentru toc de 1 cm; Activitate maximă coapsă = 0,54 pentru toc de 3 cm). Similar, pentru cazul piciorului cu amputație, valoarea maximă a activității a fost atinsă în momentul în care piciorul poate asigura propulsia corpului (Activitate maximă coapsă= 0,64 pentru toc de 1 cm; Activitate maximă coapsă = 0,69 pentru toc de 3 cm).

Forțele musculare, corespunzătoare grupei anterioare și grupei posterioare de mușchi, conform cu poziția acestora față de planul frontal al corpului uman (v. subcapitolul 4.2.3) sunt dependente de activitatea musculară și au valorile prezentate în figura 5.9. S-a ales împărțirea valorii sumei forțelor la greutatea corporală pentru a permite compararea.

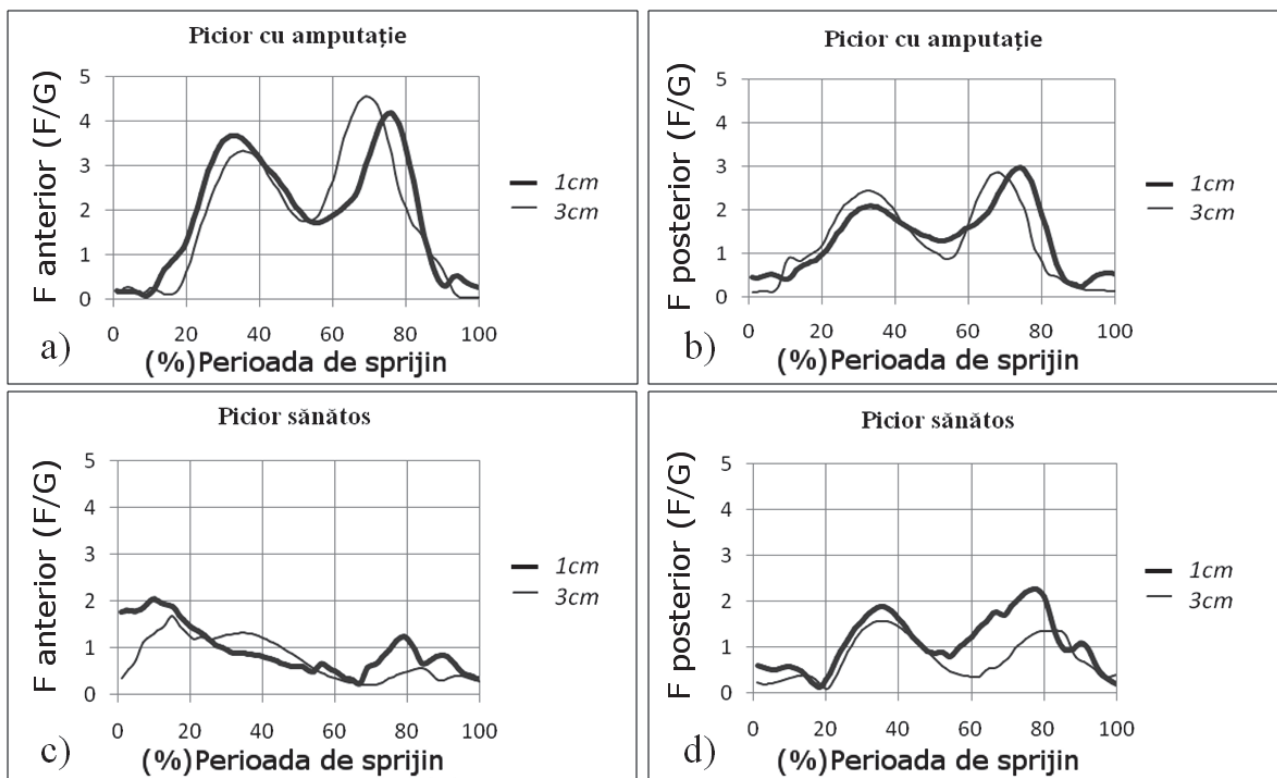


Fig.5.9. Forțele musculare pentru grupul anterior și posterior de mușchi. Șiruri de valori medii pentru utilizarea tocului cu înălțime de 1cm, respectiv înălțime de 3 cm.

Valorile forțelor musculare cresc în cazul utilizării tocului de 3 cm, atât în cazul piciorului cu amputație, cât și în cazul piciorului sănătos. Pentru cazul pacientului studiat, se poate observa că valorile forțelor anterioare sunt apropiate de cele ale forțelor posterioare (cazul piciorului sănătos) (figura 5.9.c, Figura 5.9.d). Aceasta este o consecință a particularităților antropometrice ale individului. În cazul piciorului cu amputație, se observă că valorile prezentate sunt similare cu cele obținute în capitolul 4.

Reacțiunea la nivelul contactului bont-proteză este similară cu cea determinată pentru cazul mersului pacienților cu amputație transtibială (capitolul 4). Diferențele de amplitudine, la nivelul componentei normale a reacțiunilor, se datorează adaptării pacientului la înălțimea tocului (figura 5.10). Practic, componentele reacțiunii la nivelul contactului bont-proteză sunt foarte apropiate ca valoare cu componentele reacțiunii din partea solului. Aceste similități se

datorează lipsei mușchilor cu origine pe tibia. În prezența acestor mușchi, valorile reacțiunii ar fi influențate de acțiunea musculaturii ce asigură flexia plantară.

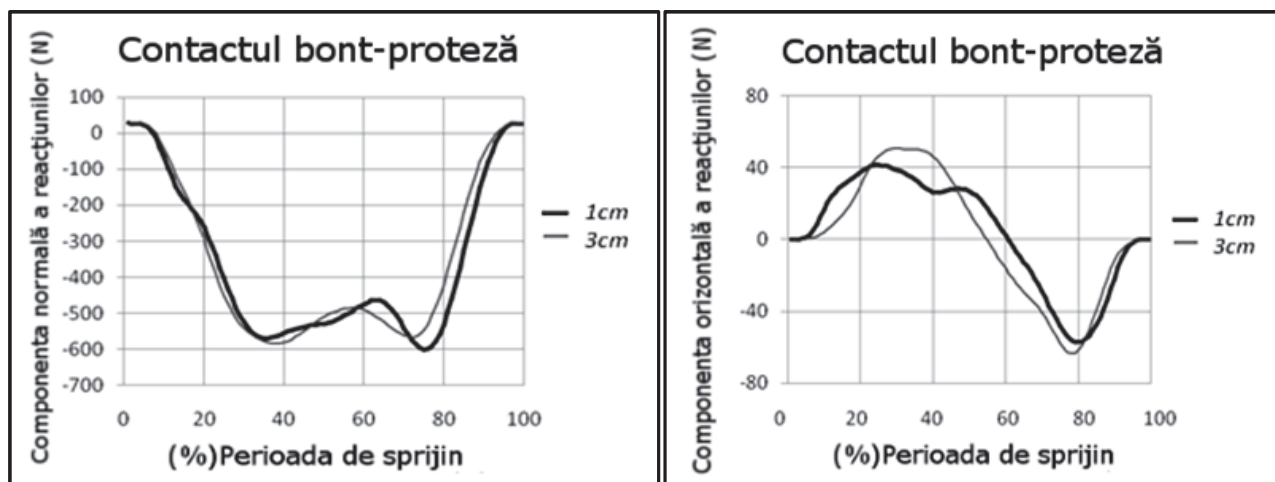


Fig.5.10. Forțele de reacțiune la nivelul contactului bont-proteză. Șiruri de valori medii pentru utilizarea tocului cu înălțime de 1cm, respectiv înălțime de 3 cm.

Se observă că valoarea componentei normale  $R_z$ , în cazul utilizării tocului cu înălțime 3 cm este mai mică atunci când are loc accelerarea în scopul ridicării piciorului de pe sol (aproximativ 70% din perioada de sprijin). Valoarea scăzută se datorează reducerii controlului asupra piciorului cu amputație în cazul utilizării tocului cu înălțime 3 cm (obținerea echilibrului este mai dificilă).

### 5.2.2. Concluzii

Activitatea mușchilor atașați femurului este crescută în cazul utilizării pantofilor cu toc înalt. Activitatea grupei musculare HAMS este legată de propulsia corpului. Lipsa musculaturii ce asigură flexia plantară duce la solicitarea crescută a musculaturii din această grupă și deci, la creșterea activității musculare pe durata desprinderii de pe sol.

Activitatea grupei musculare KNEX este legată de menținerea echilibrului corpului și este crescută în cazul piciorului cu amputație. Nivelul crescut de activitate derivă din nevoia corpului de a aduce trunchiul în poziție verticală, în faza de sprijin pe piciorul cu amputație. Grupa KNEX este folosită și în faza desprinderii piciorului de pe sol, dar activitatea este similară, atât pentru piciorul cu amputație, cât și pentru piciorul sănătos. Activitatea crescută a grupului KNEX este datorată stabilității scăzute, în cazul utilizării tocului cu înălțime 3 cm.

Activitatea grupei musculare HIPEX este legată de obținerea echilibrului corpului pe durata mișcării. Datorită lipsei mușchilor ce asigură flexia plantară, activitatea HIPEX este crescută pentru piciorul cu amputație, iar mușchii sunt activi pe întreaga durată a deplasării. Valorile de maxim local pentru activitatea HIPEX corespund momentelor când echilibrul corpului este esențial pentru a permite deplasarea.

Contractia simultană a musculaturii din grupele KNEX și HIPEX are loc în perioada de timp, din ciclul de mers, corespunzătoare obținerii echilibrului, în vederea susținerii greutății corporale pe piciorul cu amputație. Aceasta duce la apariția primului punct de maxim local al șirului valorilor activității musculare a mușchilor atașați femurului. Cel de-al doilea punct de maxim local al șirului valorilor

activității musculare a mușchilor atașați femurului este datorat nevoii de propulsie a corpului (activitate crescută a grupelor musculare HAMS și HIPEX). Grupele KNEX, HAMS și HIPEX nu includ toți mușchii atașați femurului, dar sunt principalele grupe de mușchi ce asigură deplasarea pacientului.

Limitările acestui studiu sunt similare cu limitările studiului mersului pacienților cu amputație transtibială, discutate în subcapitolul 4.2.4.6. Datele utilizate pentru acest studiu au fost obținute în urma utilizării unui aliniament corect între proteză și tijă. Activitățile musculare obținute pot să nu corespundă, în cazul utilizării unui dispozitiv ce permite reglarea manuală a unghiului dintre proteză și tijă, caz în care există posibilitatea obținerii unui aliniament incorect. S-a considerat că „glezna”protezei este controlată automat, iar momentul articular generat corespunde caracteristicilor protezei utilizate de pacient. Cea mai importantă limitare a acestui studiu este utilizarea datelor provenite în urma studiului unei singure persoane. O altă limitare a acestui studiu este utilizarea unui număr scăzut de înălțimi pentru toc (două). Este, deci, necesar un număr mai mare de pacienți și un număr mai mare de dimensiuni ale tocurilor pentru a putea exprima concluzii finale pe baza studiului.

În concluzie, se poate spune că activitatea musculară obținută cu ajutorul modelului prezintă tendințe similare cu datele obținute experimental și descrise în literatura de specialitate. Conform cu datele prezentate grafic se poate deduce că activitatea musculară crește foarte puțin datorită dimensiunilor tocului pantofului și că valorile crescute se datorează în principal necesității echilibrării corpului. Dacă aliniamentul proteză – tijă este corect, atunci se poate concluziona că nu există diferențe semnificative în ceea ce privește activitatea musculară, atunci când se folosesc tocuri de pantof cu dimensiunile utilizate în acest studiu.

### **5.3. Studiul forțelor interioare ce acționează asupra articulațiilor în timpul mersului**

Pentru o mai bună înțelegere a diferențelor dintre mersul persoanelor fără dizabilități și mersul persoanelor cu amputație transtibială, este necesară studierea forțelor ce acționează asupra articulațiilor persoanelor fără dizabilități. Studiul forțelor interioare permite observarea acțiunii mușchilor scheletici ce asigură flexia plantară. Ideal vorbind, o restaurare completă a membrului inferior necesită reconstrucția întregii structuri musculo-scheletale. Practic, acest lucru este imposibil cu tehnologia actuală, iar protezele de membru inferior sunt limitate la modele simple, comparativ cu structura anatomică.

Pentru a evidenția diferențele dintre forțele ce apar la nivelul contactului dintre bont și proteză și forțele interioare, ce acționează asupra tibiei în timpul mersului este nevoie să se aducă anumite modificări asupra modelului musculo-scheletal utilizat. S-a pornit de la modelul modificat, descris în subcapitolul 3.6.2, și s-a secționat tibia în două segmente. Cele două segmente au fost unite cu ajutorul unei articulații fixe. Practic s-a obținut o structură musculo-scheletală ce permite studiul reacțiunilor articulare într-un anumit punct al tibiei, conform cu specificațiile utilizatorului. Metoda este identică cu cea discutată în subcapitolul 4.2.2 și a fost utilizată și de Wehner et al [189] pentru determinarea forțelor interioare ce acționează asupra tibiei.

Pentru acest studiu s-au utilizat date prelevate de la zece persoane fără dizabilități, șase de sex feminin și patru de sex masculin. S-au ales persoane cu înălțime  $1,64 \text{ m} \pm 0,09 \text{ m} \in [1,55 \text{ m}; 1,73 \text{ m}]$  și cu masă de  $66,4 \text{ Kg} \pm 14 \text{ kg} \in$

[52,4 kg; 80,4 kg]. Participanții selectați permit studierea populațiilor europene de înălțime medie, în funcție de masa corporală.

Protocolul utilizat pentru prelevarea datelor de poziție și a reacțiilor din partea solului este similar cu cel descris în subcapitolul 3.6.2. Subiecții s-au deplasat pe o suprafață plană cu lungime de 8 metri, iar datele de poziție au fost determinate în urma analizei semnalului video înregistrat cu ajutorul a trei camere de filmat (frecvență de înregistrare 25 Hz). O platformă de tip Kistler (frecvență de înregistrare 1000 Hz) a fost utilizată pentru determinarea reacțiilor din partea solului.

Forțele interioare au fost determinate pentru trei dimensiuni ale variabilei  $l_{cut}=\{0,2; 0,4; 0,6\}$ . Au fost concepute modele scalate corespunzător cu dimensiunile fiecărui subiect. S-au efectuat studii doar asupra piciorului drept, ținându-se cont de simetria caracteristică subiecților fără dizabilități, în ceea ce privește comportamentul membrilor inferioare.

### 5.3.1. Rezultate obținute

Forțele de reacție articulară, determinate la nivelul genunchiului și șoldului, prezintă tendințe similare cu datele prezentate în literatura de specialitate [189], [20], [23], [115], [168]. Șirurile de valori medii ale reacțiilor articulare, pentru cei zece subiecți studiați, au avut valoare maximă în momentul când piciorul poate asigura propulsia corpului (la 75% din perioada de sprijin). Valorile maxime ale reacțiilor articulare au fost de 3,65 F/G la nivelul articulației gleznei, 3,8 F/G la nivelul articulației genunchiului și 3,7 F/G la nivelul articulației șoldului (figura 5.11).

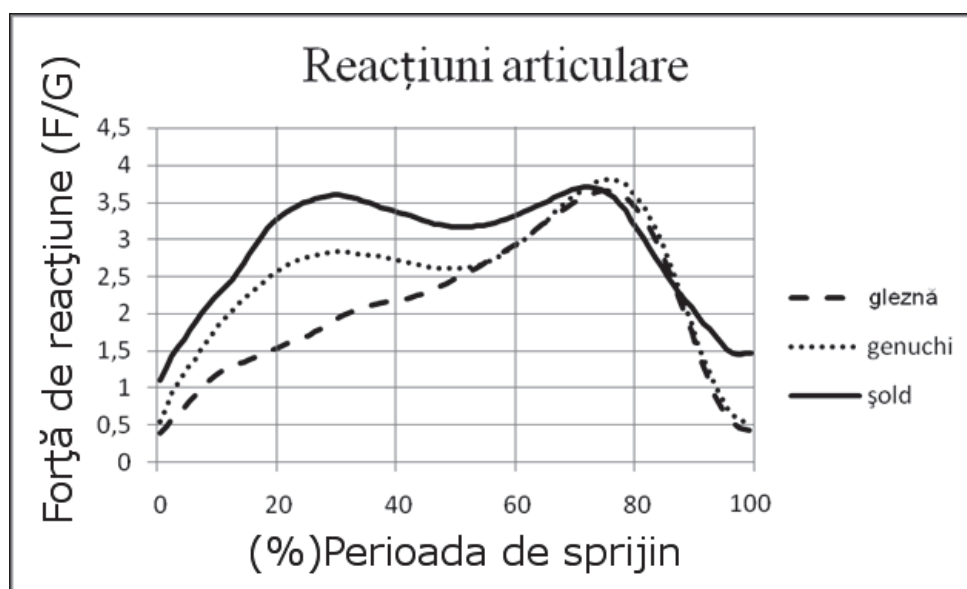


Fig.5.11. Componenta normală a forțelor de reacție la nivelul articulațiilor gleznei, genunchiului și șoldului. Șiruri de valori medii pentru cei zece subiecți investigați. Valori reprezentate în funcție de greutatea subiectului (F/G) și de durata contactului cu solul.

Forțele interioare, determinate cu ajutorul articulației fixe dintre cele două corpuri rigide corespunzătoare tibiei, au avut valori maxime în momentul când piciorul poate asigura propulsia corpului (la 75% din perioada de sprijin). Componenta normală a reacțiilor  $R_z$  (forțe interioare) a fost cea mai importantă.

Componentele  $R_x$  și  $R_y$  au avut valori apropiate de zero. S-a observat o creștere a valorilor componente normale (de-a lungul axei longitudinale a tibiei, dinspre genunchi spre gleznă). Valorile maxime, pentru șirul de valori medii ale reacțiunilor, au fost de 4,42 F/G pentru  $l_{cut} = 0,2$ ; 4,43 F/G pentru  $l_{cut} = 0,4$ ; 4,49 F/G pentru  $l_{cut} = 0,6$  (figura 5.12).

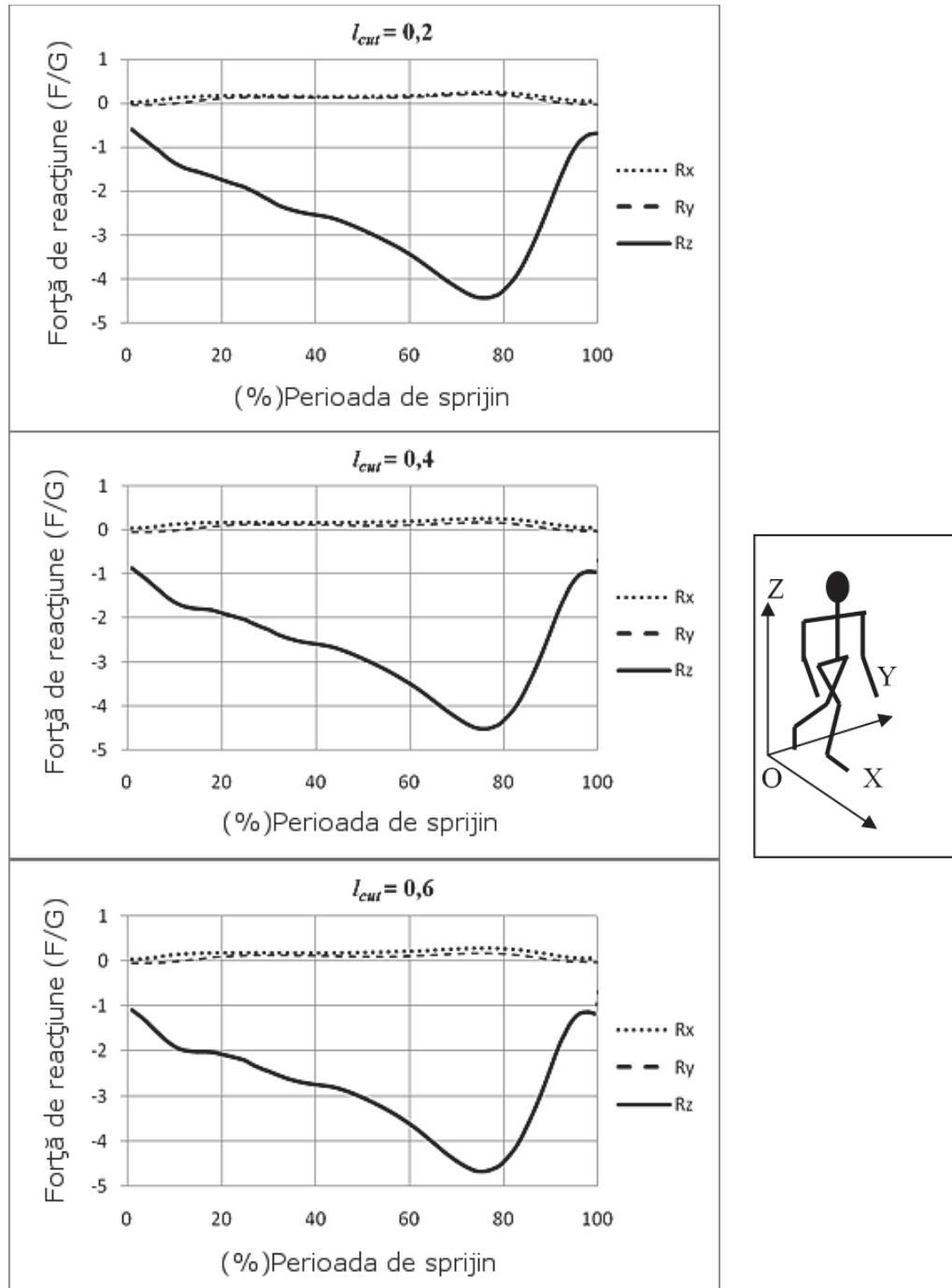


Fig. 5.12. Componentele forței de reacțiune la nivelul articulației fixe dintre cele două corpuri rigide corespunzătoare tibiei. Șiruri de valori medii pentru cei zece subiecți investigați. Valori relative la greutatea subiectului (F/G) în funcție de durata contactului cu solul.

Dacă se compară valorile forțelor interioare, determinate pentru cazul subiecților fără dizabilități, cu cele determinate la contactul bont-proteză (v. subcapitolul 4.2.4.5 și subcapitolul 5.2.1), se poate constata că, în cazul subiecților

fără dizabilități, valorile componenteii normale sunt mult mai mari. Acest aspect demonstrează complexitatea mecanismului utilizat de membrul inferior pentru a facilita deplasarea corpului uman. Valorile mari, obținute în cazul persoanelor fără dizabilități, se datorează acțiunii mușchilor cu origine pe tibie. Aceștia pot coopera pentru a permite mișcarea membrului inferior cu efort minim. Cooperarea inter-musculară duce la creșterea nivelului de solicitare a tibiei.

Momentul  $M_{Rz}$ , datorat forțelor de reacțiune, relevă nivelul de solicitare la torsiune al tibiei. Valorile momentelor tind să scadă spre articulația gleznei dar cresc simțitor spre articulația genunchiului (figura 5.13).

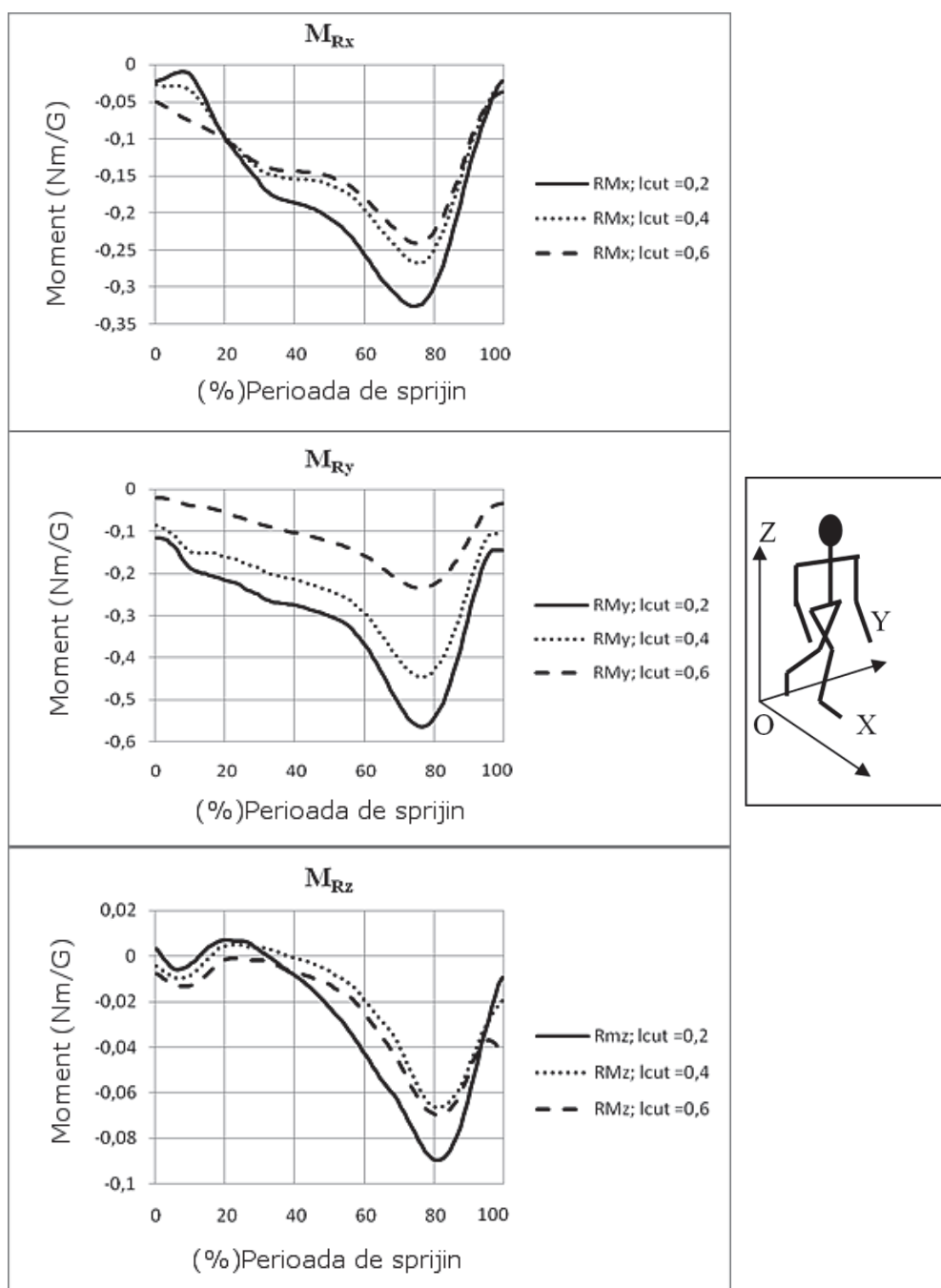


Fig.5.13. Componentele momentului datorat forței de reacțiune, la nivelul articulației fixe dintre cele două corpuri rigide corespunzătoare tibiei. Șiruri de valori medii pentru cei zece subiecți investigați. Valori relative la greutatea subiectului ( $M_R/G$ ) în funcție de durata contactului cu solul.

Valorile componentelor, în jurul axelor  $O_x$  și  $O_y$ , a momentului ce acționează asupra tibiei sunt ridicate, iar valorile componente în jurul axei  $O_Z$  sunt scăzute. Momentele datorate forțelor de reacțiune prezintă interes în cazul studiului fracturilor, dar au scop pur informativ în cazul studiului protezării membrului inferior. În graficele din figura 5.13 se poate observa că solicitările cresc în apropierea genunchiului, zonă în care au loc cele mai multe fracturi ale tibiei.

Reacțiunea la nivelul articulației fixe, între cele două corpuri rigide corespunzătoare tibiei, este influențată de forțele de reacțiune din partea solului (discutate în subcapitolul 3.1.2) și de forțele dezvoltate de mușchii cu origine pe tibie. Mușchii cu origine pe tibie pot fi grupați, în funcție de rolul acestora, în trei categorii:

- Mușchii ce asigură flexia plantară: Gastrocnemius, Soleus, Plantaris, Flexor hallucis longus, Flexor digitorum longus, Tibialis posterior;
- Mușchi ce asigură dorsiflexia: Tibialis anterior, Extensor hallucis longus, Extensor digitorum longus, Peroneus tertius;
- Mușchii ce asigură eversia: Peroneus longus, Peroneus brevis;

Valoarea forțelor dezvoltate de mușchii ce asigură flexia plantară este mult mai mare decât valorile forțelor dezvoltate de mușchii ce asigură dorsiflexia și eversia (figura 5.14).

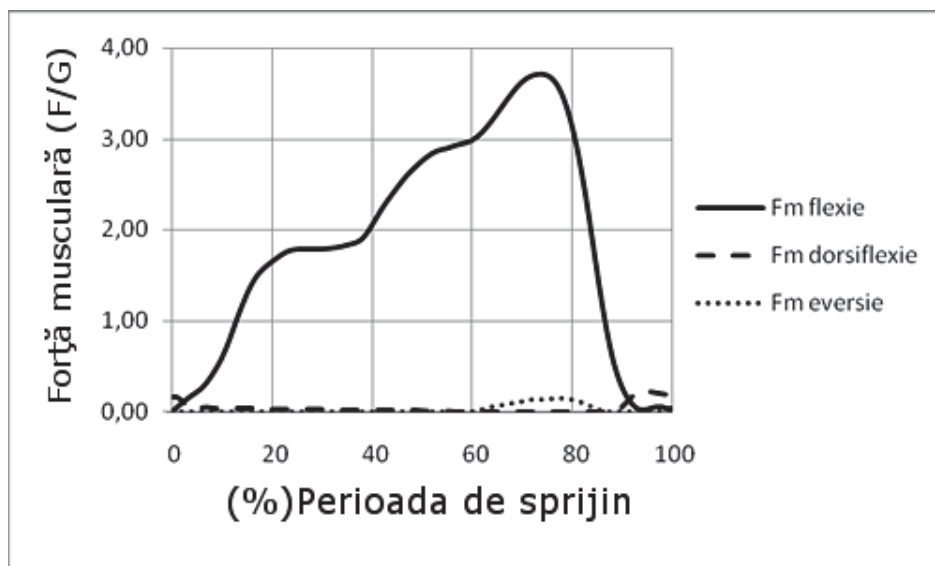


Fig.5.14. Forța totală dezvoltată de mușchii ce asigură flexia plantară, comparativ cu forța totală dezvoltată de mușchii ce asigură dorsiflexia și eversia plantară. Șiruri de valori medii pentru cei zece subiecți investigați. Valori relative la greutatea subiectului (F/G) în funcție de durata contactului cu solul.

Se observă că flexia plantară este principala activitate a musculaturii cu origine pe tibie în cazul mersului pe suprafețe plane. Creșterea forțelor musculare este corelată cu etapa din ciclul de mers în care se află piciorul. Se constată că forțele dezvoltate de mușchii ce asigură dorsiflexia cresc pe durata desprinderii piciorului de pe sol (60%-90% din perioada de sprijin). Mușchii ce asigură eversia sunt activi doar la începutul (0% - 5% din perioada de sprijin) și sfârșitul mișcării (90%-100% din perioada de sprijin). Cu toate că forțele dezvoltate de mușchii ce asigură dorsiflexia sunt scăzute, comparativ cu forțele dezvoltate de mușchii ce asigură flexia, se poate constata că aceștia sunt necesari pentru menținerea echilibrului corpului în etapa desprinderii de pe sol.



### 5.3.2. Concluzii

Datele prezentate permit compararea forțelor de reacțiune ce apar la nivelul articulațiilor intacte ale pacienților cu amputație transtibială cu cele întâlnite pentru membrul inferior al persoanelor fără dizabilități. Se poate observa că reacțiunile articulare pot să ajungă la valori până la de patru ori greutatea corporală a subiectului investigat. Din punctul de vedere al protezării, se urmărește conceperea unor soluții care să ducă la solicitări articulare apropiate sau mai reduse față de cele ale membrului inferior intact.

În cazul unui picior cu amputație transtibială, flexia plantară este asigurată cu ajutorul unor elemente mecanice deformabile sau articulate ce ajută la aducerea corpului la traiectoriile corespunzătoare deplasării unei persoane fără dizabilități. Un element elastic nu va putea să suplinească acțiunea unor mușchi cu puncte de inserție pe laba piciorului și origine pe femur, cum este cazul mușchiului Gastrocnemius.

Dacă se studiază componenta normală a forțelor interioare, de-a lungul tibiei (figura 5.12) și se compară cu forța dezvoltată de mușchii ce asigură flexia plantară (figura 5.14), se poate constata că au intensitate și formă similare. Componenta normală a forțelor interioare de-a lungul tibiei este rezultatul acțiunii forțelor musculare necesare pentru flexia plantară și a reacțiunilor din partea solului (conform cu principiile utilizate în dinamica inversă).

Cu toate că forțele musculare au valori ridicate, acțiunea acestora va fi, în principal, asupra oaselor scheletice (comprimarea oaselor), iar valorile forțelor de reacțiune transmise de la o articulație la alta vor fi scăzute (Mușchii scheletici se comprimă și acționează simultan atât asupra originii cât și asupra punctului de inserție). Prin urmare, este nevoie să se determine forțele de reacțiune transmise la nivelul articulațiilor (cunoscute sub denumirea de *forțe de reacțiune articulare nete* în literatura de specialitate). Forțele de reacțiune nete elimină influența forțelor cu care mușchii scheletici acționează asupra articulațiilor. Pentru determinarea forțelor de reacțiune nete se vor însuma forțele datorate acțiunii musculaturii scheletice cu forțele de reacțiune la nivel articular. Rezultatul are o formă similară cu cea a reacțiunilor din partea solului (figura 5.15). Valorile obținute elimină influența acțiunii musculaturii asupra articulațiilor și sunt identice cu valorile reacțiunilor articulare obținute prin dinamica inversă clasică.

Forțele de reacțiune nete sunt suficiente pentru echilibrarea statică a lanțului cinematic pe durata mișcării. Cu toate acestea, mișcarea este determinată, în primul rând, de efectul produs de mușchii scheletici (acțiunea acestora este descrisă de momentele articulare). Momentele articulare sunt egale cu suma produselor dintre valorile forțelor dezvoltate de mușchi și distanța dintre centrul articulației și direcțiile pe care acționează mușchii.

În concluzie, pentru reducerea disconfortului persoanelor cu amputație transtibială, se vor avea în vedere forțele interioare ce acționează asupra membrului inferior, în cazul persoanelor fără dizabilități, și limitările datorate lipsei musculaturii ce asigură flexia plantară. În primul rând, este nevoie ca proteza să se poată deforma pentru a imita flexia plantară corespunzătoare unui subiect fără dizabilități. În al doilea rând, este nevoie ca energia înmagazinată de proteză să ducă la reducerea solicitării musculaturii membrului rezidual. Pentru reducerea solicitării musculaturii membrului rezidual se ține cont de momentul articular la nivelul gleznei persoanelor fără dizabilități.

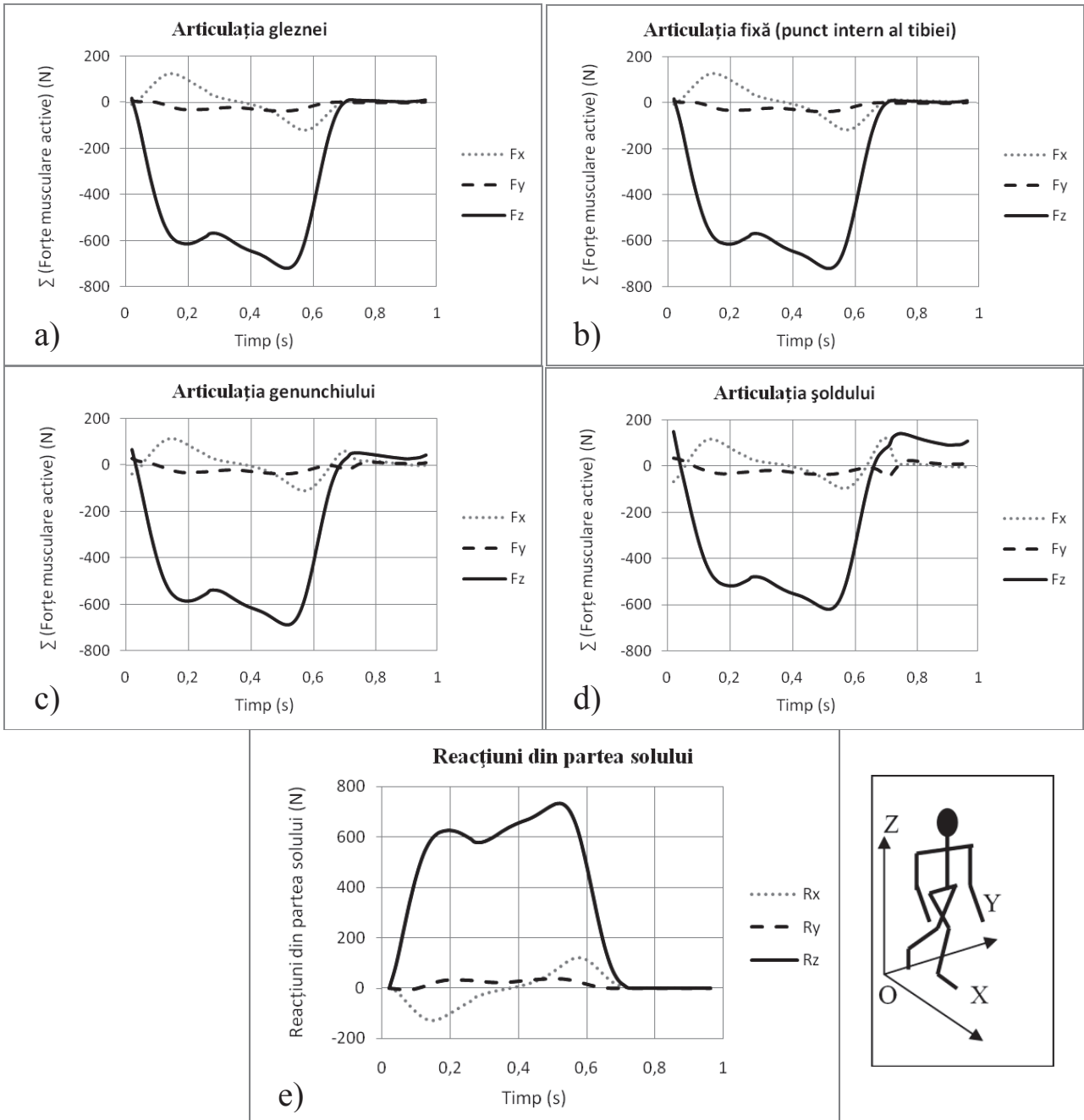


Fig.5.15. Forțe de reacție nete la nivelul articulațiilor din lanțul cinematic: a) gleznă; c) genunchi; d) șold; b) articulația fixă corespunzătoare unui punct situat la mijlocul tibiei; e) Reacțiuni din partea solului. Valori determinate în urma studiului mersului unei persoane de sex masculin de masă 68 Kg și înălțime 1,70 m pe suprafață plană.

### 5.4. Studiul reducerii efortului depus de pacienții cu amputație transtibială pentru deplasare

Reducerea disconfortului pacienților cu amputație transtibială este strâns legată de micșorarea efortului depus de aceștia pentru deplasare. Reducerea efortului implică scăderea activității musculare necesare pentru deplasarea bipedă. Pentru a determina cauzele care duc la creșterea activității musculare s-a pornit de la modelul pentru studiul persoanelor fără dizabilități. Conform principiilor metodei dinamicii inverse, forțele musculare ce acționează asupra labei piciorului uman sunt forțele ce asigură mișcarea labei piciorului atunci când asupra lanțului cinematic acționează reacțiunile din partea solului (forțele exterioare). Efectul sistemului de forțe ce acționează asupra labei piciorului este descris de reacțiunea netă  $R_G = \{R_{GX}, R_{GY}, R_{GZ}\}$  și de momentul articular  $M_G = \{M_{GX}, M_{GY}, M_{GZ}\}$ , la nivelul articulației gleznei. Dacă se aplică  $-R_G$  și  $-M_G$  asupra elementului proximal din lanțul cinematic, se obține un model echivalent cu cel inițial (figura 5.16).

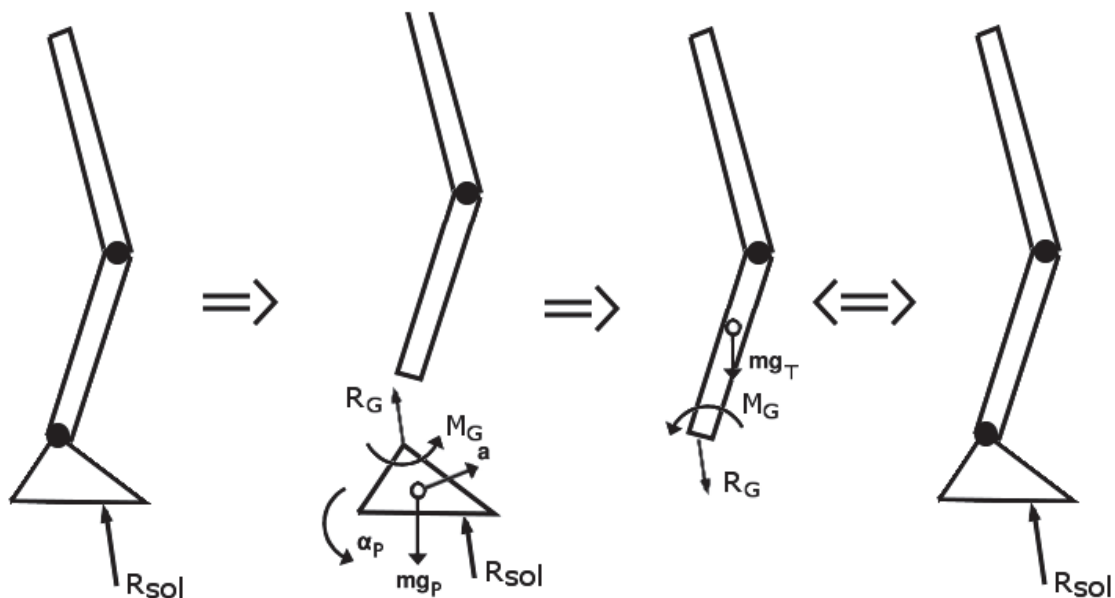


Fig.5.16. Reprezentare schematică bidimensională a lanțului cinematic echivalent cazului în care se aplică, la nivelul gleznei, momentul articular și reacțiunea netă (determinate anterior)

Pentru acest studiu s-au parcurs următoarele etape:

- Validarea echivalenței între modelul standard și modelul echivalent.
- Studiul influenței eliminării mușchilor gambei asupra activității mușchilor membrului rezidual.
- Studiul influenței valorilor momentului articular la nivelul gleznei asupra activității mușchilor membrului rezidual.

Cele trei etape implică utilizarea unor anumite modele musculo-scheletale, a unor traiectorii spațiale diferite, în funcție de situație, și a unor forțe exterioare sau a echivalentului acestora la nivelul articulației gleznei (forță de reacțiune articulară și moment articular). Cele trei etape sunt prezentate schematic în figurile 5.17, 5.18, 5.19, în care sunt evidențiate datele de intrare și datele de ieșire pentru fiecare etapă.

**Validarea echivalenței între modelul standard și modelul echivalent**

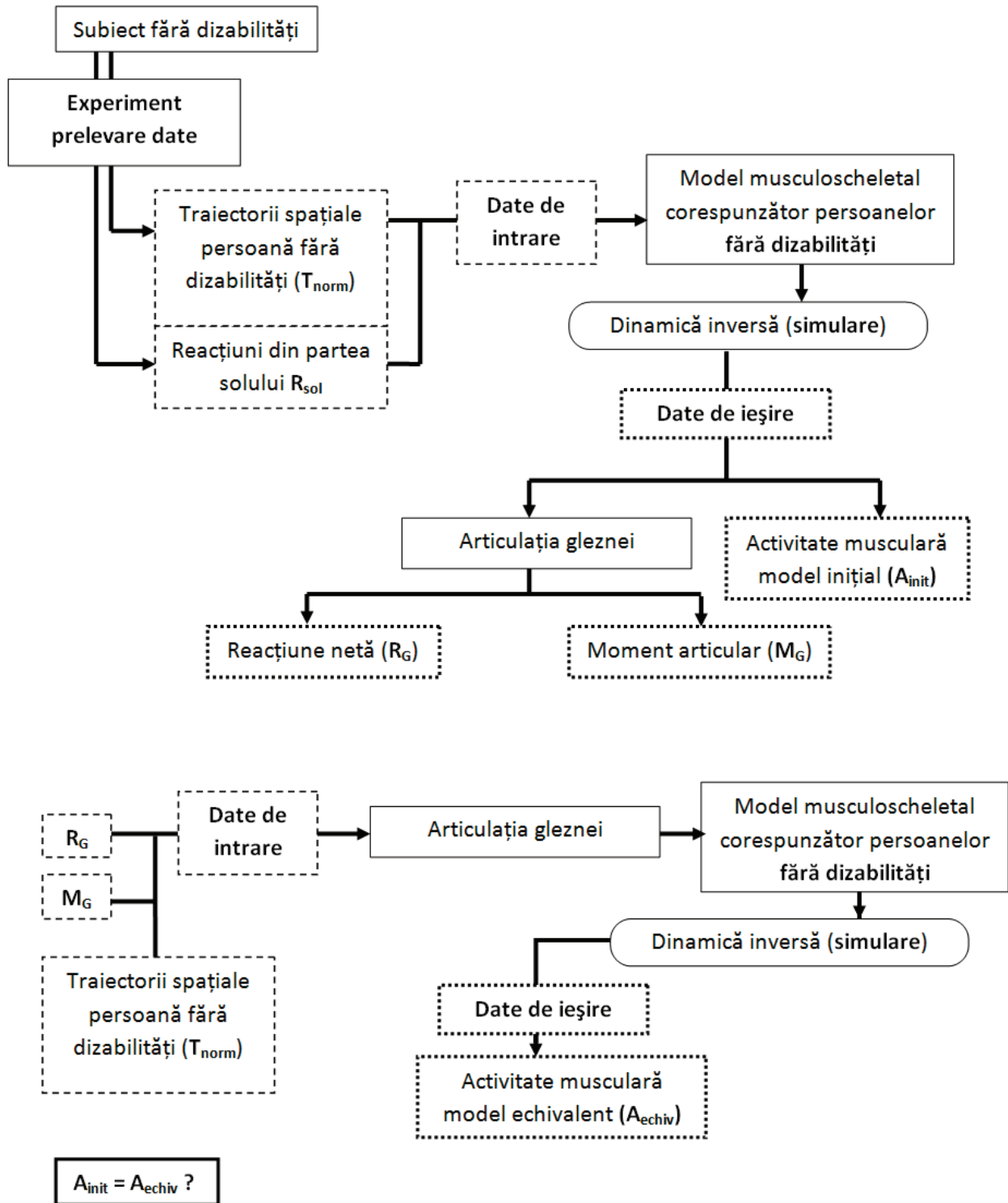


Fig.5.17. Reprezentare schematică a etapei validării echivalenței între modelul standard și modelul echivalent

### Studiul influenței eliminării mușchilor gambei asupra activității mușchilor membrului rezidual.

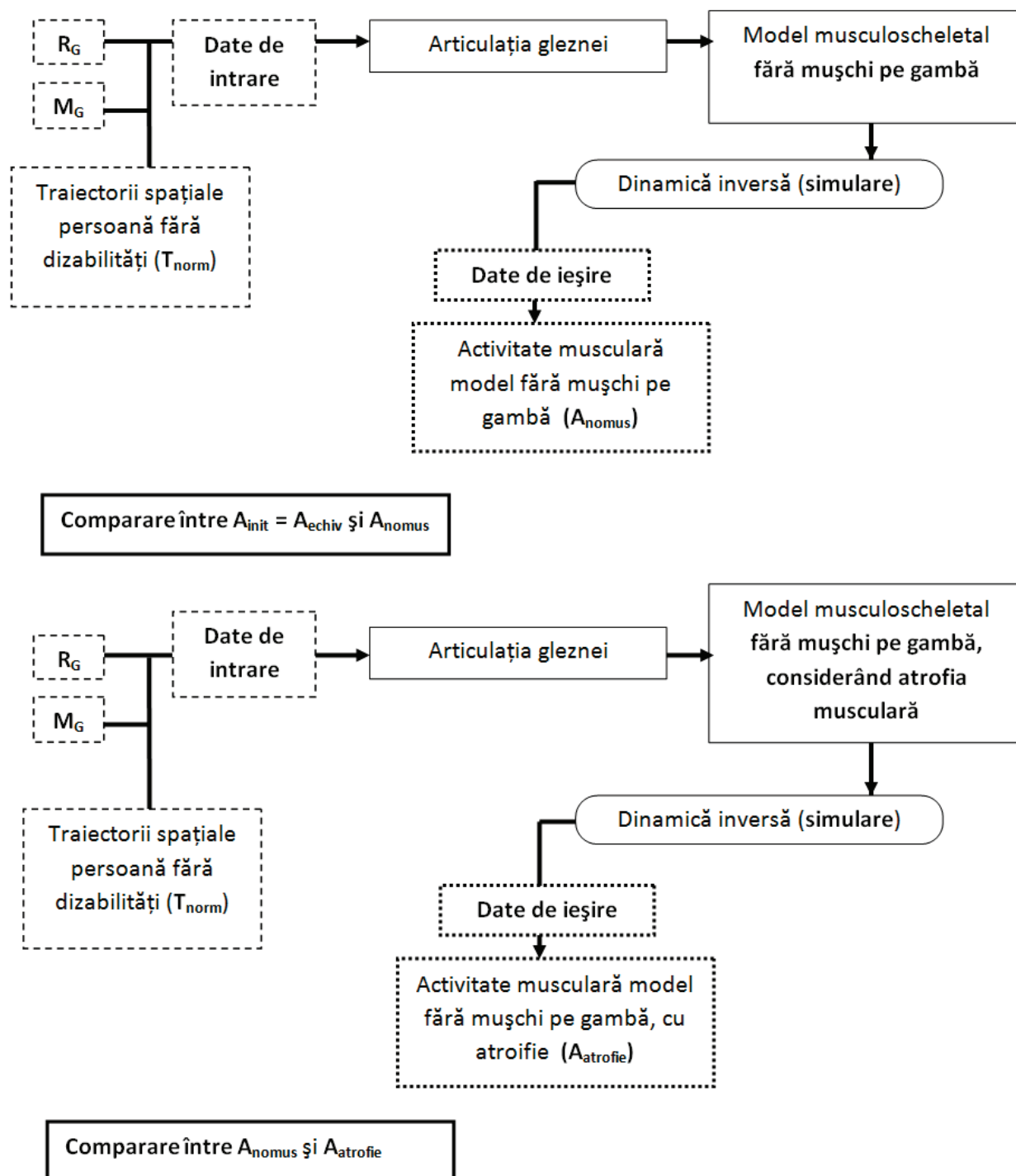


Fig.5.18. Reprezentare schematică a etapelor studiului influenței eliminării mușchilor gambei asupra activității mușchilor membrului rezidual

### Studiul influenței valorilor momentului articular la nivelul gleznei asupra activității mușchilor membrului rezidual

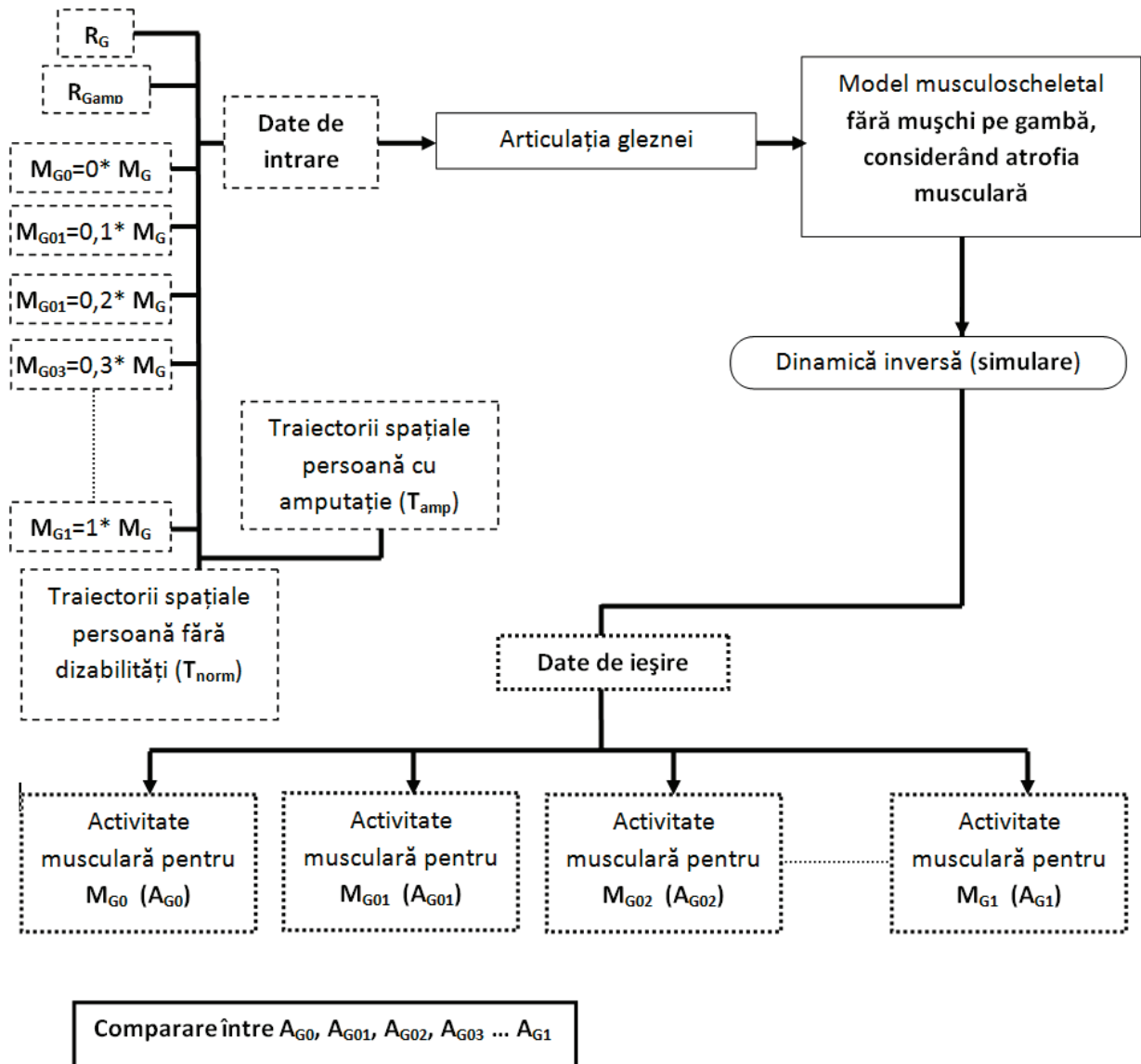


Fig.5.19. Reprezentare schematică a etapei studiului influenței valorilor momentului articular la nivelul gleznei asupra activității mușchilor membrului rezidual

#### a) Validarea echivalenței între modelul standard și modelul echivalent.

În această etapă s-a studiat efectul aplicării forței de reacțiune netă și a momentului articular asupra unui model musculo-scheletal corespunzător unei persoane normale de sex masculin, masă 68 kg și înălțime 1,72 m. Durata contactului cu solul (perioada de sprijin) este de 0,9 s. Se urmăresc etapele din figura 5.17:

- Se determină forța de reacțiune netă  $R_G$  și momentul articular  $M_G$  la nivelul articulației gleznei, cu ajutorul modelului standard.
- Forța de reacțiune din partea solului ( $R_{sol}$ ) este eliminată din model deoarece acțiunea acesteia este simulată prin introducerea  $R_G$  și  $M_G$ .

- Se adaugă forța de reacțiune netă și momentul articular (determinate în etapa 1) la nivelul articulației gleznei.
- Activitatea musculaturii asupra labei piciorului este eliminată prin controlul automat al mișcării acesteia (similar cu modelul pentru studiul pacienților cu amputație obținut prin controlul automat al gleznei descris în subcapitolul 4.1).

Activitatea musculară este identică cu cea obținută cu ajutorul modelului inițial ( $A_{init} = A_{echiv}$ ). Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus, pentru cazurile considerate, este prezentată în figura 5.20.

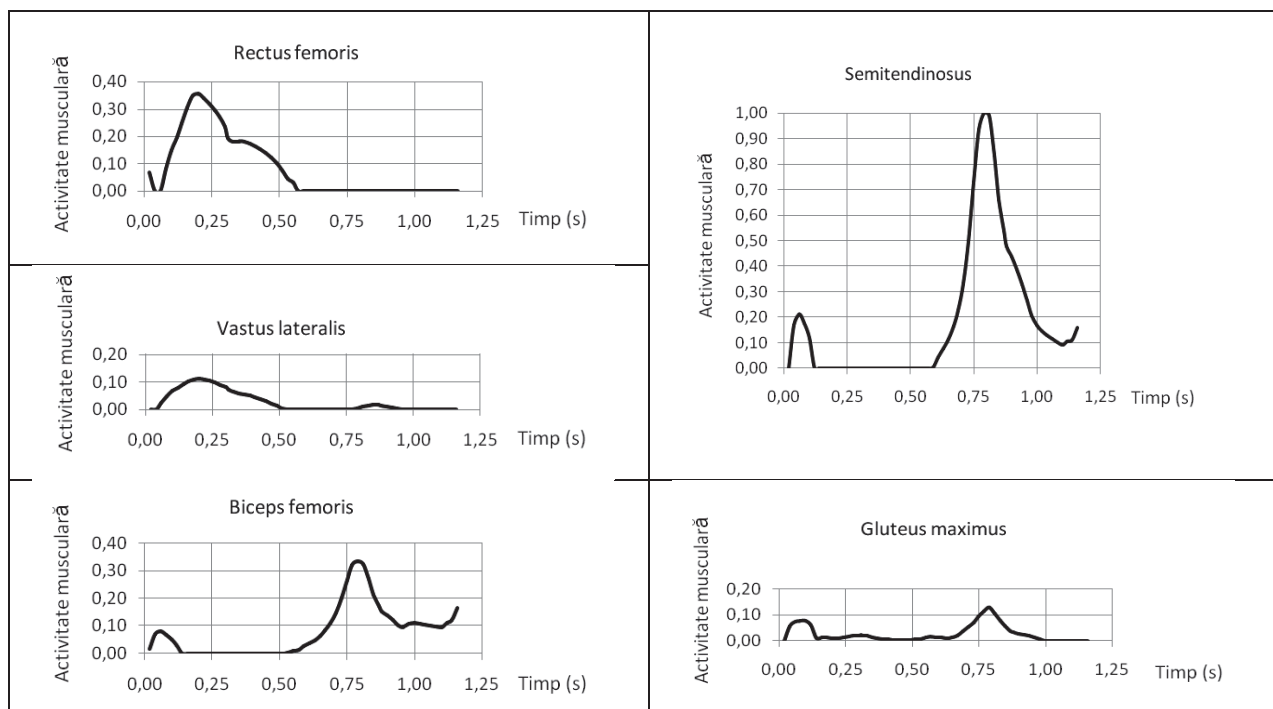


Fig.5.20. Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus. Valori musculare obținute pentru o persoană fără dizabilități

### b) Studiul influenței eliminării mușchilor gambei asupra activității mușchilor membrului rezidual

În această etapă, s-au utilizat datele de poziție, momentul articular și reacțiunile articulare la nivelul gleznei. Modelul musculo-scheletal utilizat este cel pentru studiul deplasării pacienților cu amputație (obținut prin eliminarea mușchilor). Metoda utilizată este reprezentată schematic în figura 5.18.

Dacă nu se ține cont de atrofia musculară, activitatea musculară va fi similară cu cea corespunzătoare unei persoane fără dizabilități (figura 5.21). Singurele diferențe se datorează lipsei mușchiului Gastrocnemius (momentul articular compensează acțiunea mușchilor cu origine pe tibie). Dacă se ține cont și de atrofia musculară ce apare în cazul amputațiilor de gambă (transtibiale) [161], atunci activitatea musculară va fi ridicată, comparativ cu cea obținută prin utilizarea modelului musculo-scheletal standard (pentru persoanele fără dizabilități) (figura 5.22).

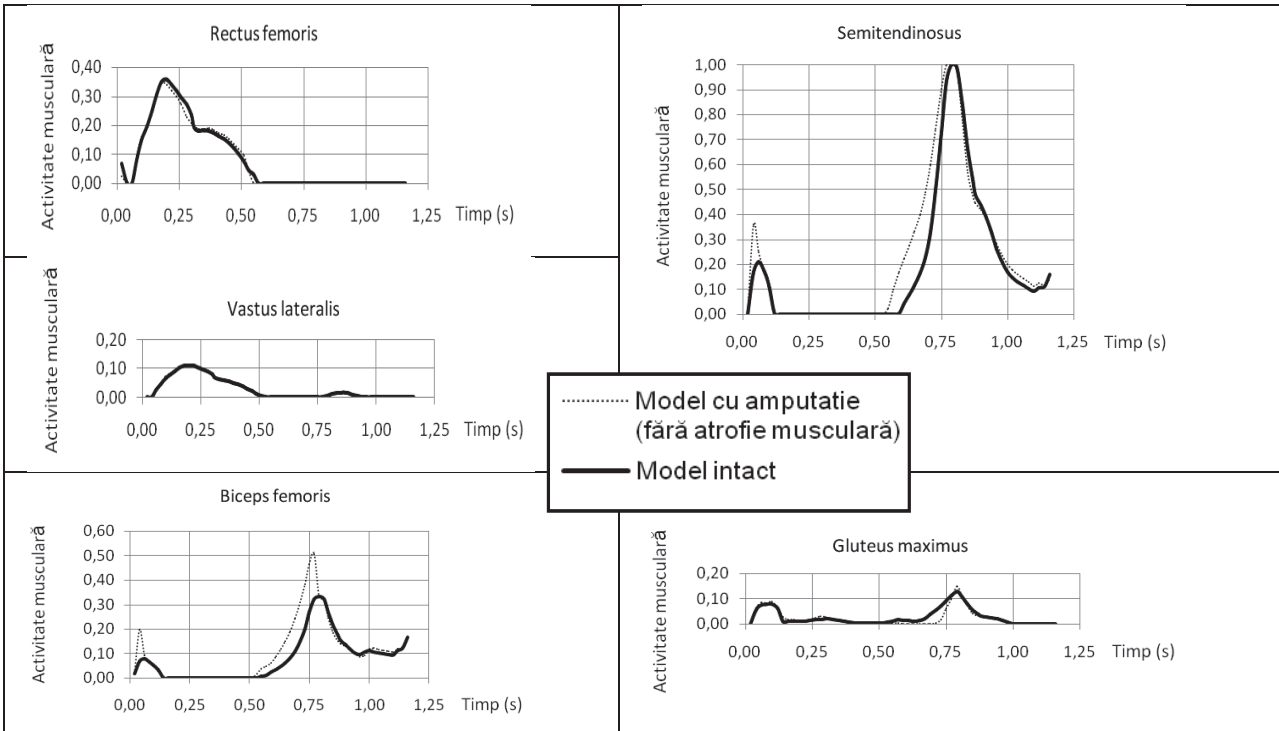


Fig.5.21. Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus. Valori ale activității musculare obținute prin utilizarea modelului pentru studii de pacienți cu amputație (fără a considera atrofia musculară), a traiectoriilor spațiale, momentului articular la nivelul gleznei și a reacțiilor articulare la nivelul gleznei corespunzătoare unei persoane fără dizabilități

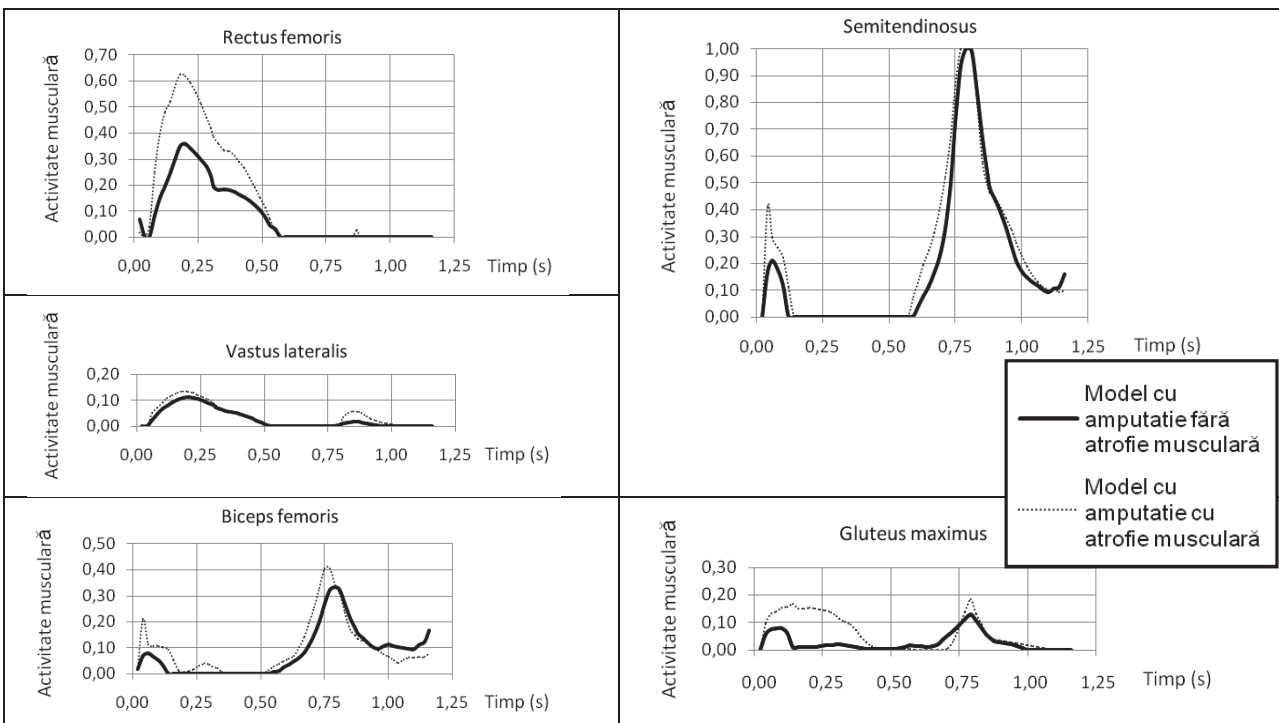


Fig.5.22. Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus. Valori ale activității musculare obținute prin utilizarea modelului pentru studii de pacienți cu amputație. Valori ale activității musculare obținute prin utilizarea modelului pentru studii de pacienți cu amputație, ținând cont de atrofia musculară



Controlul automat al gleznei s-a făcut prin introducerea unei funcții care să miște laba piciorului conform cu traiectoriile determinate experimental. Chiar și aplicarea directă a reacțiunilor din partea solului va duce la aceleași rezultate (datorită echivalenței celor două modele). Orice tip de proteză va genera un moment „articular” atunci când este utilizată, dar acesta va avea valori corespunzătoare performanțelor dispozitivului. Utilizarea funcției de control a mișcării permite generarea automată a unui moment articular, echivalent cu cel pe care dispozitivul l-ar fi generat în realitate. Dacă articulația este considerată imobilă, atunci soluția determinată prin dinamică inversă va fi eronată (nu se va ține cont de deformarea dispozitivului pe durata contactului cu solul, iar activitățile musculare vor avea valori supraestimate). Se poate spune deci că, dacă momentul „articular” generat de proteză are valori similare cu cel generat la nivelul gleznei umane (membru inferior intact), atunci activitatea musculară se va apropia foarte mult de valorile corespunzătoare unei persoane fără dizabilități.

### **c) Studiul influenței valorilor momentului articular la nivelul gleznei asupra activității mușchilor membrului rezidual**

Activitatea musculară este strâns legată de performanțele protezei (descrise prin momentul „articular” la nivelul gleznei artificiale). Pentru exemplificare, s-a utilizat modelul complet pentru studiul pacienților cu amputație transtibială (ce include efectele atrofiei musculare) în trei situații. Pentru toate cele trei situații, se consideră că traiectoriile spațiale ale elementelor lanțului cinematic sunt cele ale persoanei fără dizabilități din cazurile anterioare ( $T_{norm}$  în figura 5.19). În aceste condiții, putem spune că viteza pelvisului este identică (modelul musculo-scheletal va genera activitatea musculară necesară pentru a menține aceeași viteză de deplasare) pentru toate situațiile considerate:

1. Momentul articular la nivelul gleznei este nul ( $Mg_0$  în figura 5.19). Acest caz corespunde utilizării unei proteze fără picior artificial, de tipul All Terrain Foot (v. capitolul 1). Cazul este pur ipotetic, deoarece nu se cunoaște valoarea exactă a reacțiunilor din partea solului, și nu este cunoscută traiectoria aproximativă a corpului. Motivul includerii acestuia este evidențierea efectului momentului articular asupra activității musculare.
2. Momentul articular la nivelul gleznei este jumătate din valoarea momentului articular corespunzător unei persoane fără dizabilități ( $Mg_{05}$  în figura 5.19). Acest caz corespunde (aproximativ) utilizării unei proteze de tip SACH [193] (v. subcapitolul 4.2.3).
3. Cazul ideal, momentul articular la nivelul gleznei este egal cu valoarea momentului articular corespunzător unei persoane fără dizabilități ( $Mg_1$  în figura 5.19).

Se observă că în lipsa momentului articular, activitatea mușchilor ce asigură extensia genunchiului (*Vastus lateralis*, *Rectus femoris*) este foarte ridicată, iar activitatea mușchilor ce asigură extensia șoldului și flexia genunchiului (*Gluteus maximus*, *Biceps femoris*, *Semitendinosus*) scade (figura 5.23). Practic, membrul inferior poate să asigure flexia genunchiului mult mai ușor atunci când corpul apasă pe sol, iar articulația gleznei nu se opune mișcării. În acest caz, propulsia are de suferit, iar mușchii ce asigură extensia genunchiului sunt suprasolicitați.

Atunci când momentul articular la nivelul gleznei este egal cu jumătate din momentul articular corespunzător unei persoane fără dizabilități, se observă o scădere a activității mușchilor ce asigură extensia, dar activitatea depășește valorile

determinate pentru momentul articular  $Mg_1$ . Activitatea mușchilor ce asigură extensia șoldului și flexia genunchiului crește. În acest caz, membrul inferior asigură flexia genunchiului atunci când articulația gleznei se opune mișcării. Deoarece glezna nu se opune suficient mișcării, propulsia are de suferit, iar mușchii ce asigură extensia genunchiului sunt solicitați suplimentar.

În urma studierii graficelor din figura 5.23 se poate trage concluzia că o valoare de compromis a momentului articular implică o solicitare uniformă a mușchilor coapsei (în cazul mersului). Este evident că membrul rezidual se poate adapta la viteza de deplasare a subiectului, iar exemplele considerate sunt bazate pe aceleași traiectorii spațiale și pe aceleași forțe exterioare (reacțiunile din partea solului).

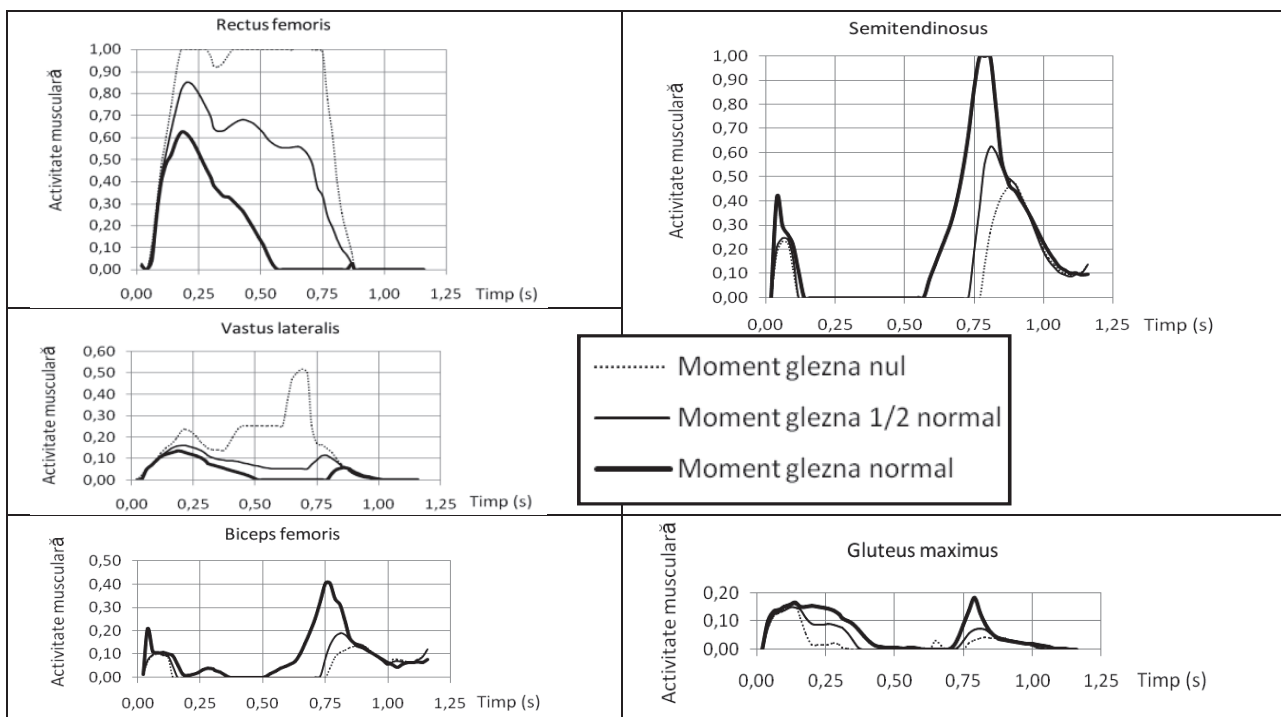


Fig.5.23. Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus. Valori ale activității musculare obținute prin utilizarea modelului pentru studiul pacienților cu amputație, ținând cont de atrofia musculară, pentru situațiile în care momentul articular din gleznă este nul, este jumătate din valoarea celui corespunzător unei persoane fără dizabilități, respectiv este egal cu cel corespunzător unei persoane fără dizabilități.

Pentru confirmarea tendințelor prezentate s-a studiat efectul momentului articular asupra deplasării unui pacient cu amputație transtibială. Pacientul a utilizat o proteză de tip SACH, iar durata contactului cu solul pentru piciorul cu amputație a fost de 0,9 s. Singura diferență între cei doi subiecți este viteza de deplasare (figura 5.24). Putem spune, deci, că subiectul normal a pășit similar cu pacientul cu amputație. Momentul articular la nivelul gleznei pacientului este considerat egal cu cel al subiectului fără dizabilități din exemplele anterioare. Cele trei situații pentru care s-a studiat activitatea musculară implică aplicarea, la nivelul gleznei, a forțelor de reacțiune articulare corespunzătoare acestui pacient (determinate anterior) și a momentelor articulare  $Mg_0$ ,  $Mg_{05}$  și  $Mg_1$ . În cazul pacientului cu amputație, se consideră că, pentru cele trei valori ale momentului gleznei, traiectoriile spațiale sunt cele determinate experimental pentru acesta ( $T_{amp}$  în figura 5.19).

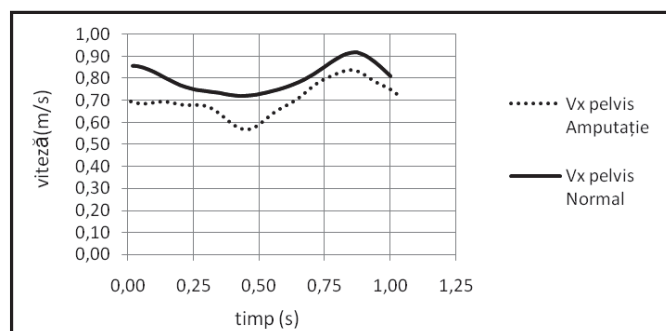


Fig.5.24. Viteza de deplasare a subiectului normal și a pacientului cu amputație. Valori determinate pentru durata de contact cu solul. Direcția Ox este direcția de deplasare.

Se alege convenția utilizării cuvântului „normal” atunci când se face referință la subiectul fără dizabilități cu masă 68 kg și înălțime 1,72 m și a expresiei „cu amputație” atunci când se face referință la pacientul cu amputație transtibială, cu masă 80 kg și înălțime 1,68 m.

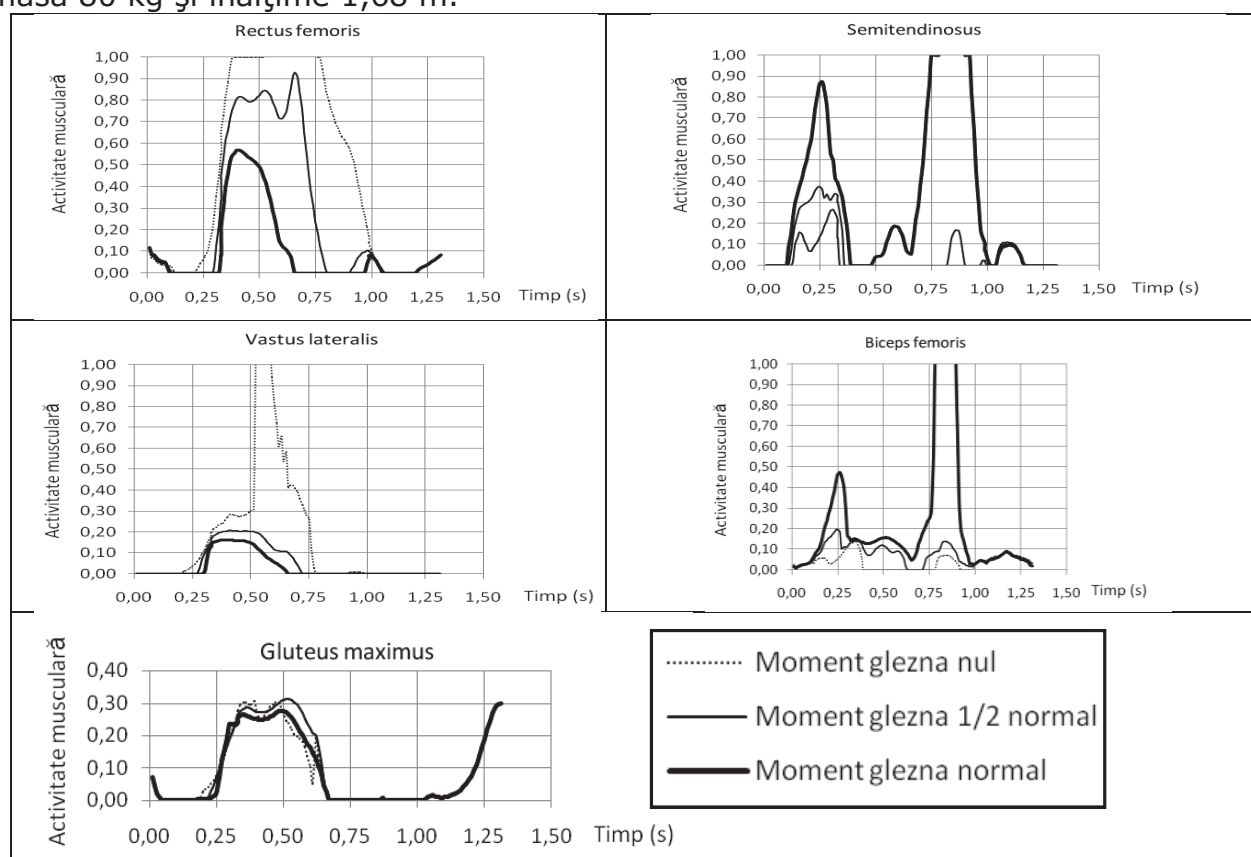


Fig.5.25. Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus. Valori ale activității musculare obținute pentru situațiile în care momentul articular din gleznă este nul, este jumătate din valoarea celui corespunzător unei persoane fără dizabilități, respectiv este egal cu cel corespunzător unei persoane fără dizabilități. Studiu utilizând date de poziție și reacțiuni articulare corespunzătoare unui pacient cu amputație.

Se poate observa că tendințele sunt aceleași (figura 5.23, figura 5.25), atât în cazul utilizării unor date de intrare corespunzătoare unui subiect normal ( $T_{norm}$ ,  $R_G$ ), cât și în cazul utilizării unor date de intrare corespunzătoare unui pacient cu amputație ( $T_{amp}$ ,  $R_{Gamp}$ ).

În urma studierii figurilor 5.23 și 5.25 și ținând cont de cele discutate anterior, se poate observa că există o valoare a momentului articular pentru care se va obține activitatea musculară totală minimă necesară pentru deplasare (*moment articular optim*). Această activitate va duce la un consum de energie la nivelul mușchilor coapsei ce va fi minim pentru momentul articular optim. Pentru a determina momentul articular optim s-a procedat în felul următor (similar cu figura 5.19):

1. S-au ales doi pacienți cu amputație și două persoane sănătoase de dimensiuni antropometrice aproximativ egale cu cele ale pacienților cu amputație (subiecți normali) (tabelul 5.2).

Tabelul 5.2. Dimensiunile subiecților

Subiect Nr.	Amputație (Da/Nu)	Înălțime (m)	Masă (kg)	Moment articular determinat la nivelul gleznei (Nm)	Reacțiune netă determinată/ aplicată la nivelul gleznei (N)	Moment articular aplicat la nivelul gleznei (Nm)
1	Da	1,67	62	$M_{G1}$	$R_{G1}$	$M'_{G2,i}$
2	Nu	1,65	64	$M_{G2}$	$R_{G2}$	$M'_{G2,i}$
3	Da	1,68	80	$M_{G3}$	$R_{G3}$	$M'_{G4,i}$
4	Nu	1.70	74	$M_{G4}$	$R_{G4}$	$M'_{G4,i}$

2. S-a determinat momentul articular, la nivelul gleznei pentru subiecții normali ( $M_{G2}, M_{G4}$ ).
3. S-au determinat forțele de reacțiune nete la nivelul articulației gleznei, pentru cei patru subiecți considerați ( $R_{G1}, R_{G2}, R_{G3}, R_{G4}$ ).
4. La nivelul gleznelor modelelor s-au aplicat reacțiunile articulare corespunzătoare fiecărei persoane ce face obiectul studiului (tabelul 5.2).
5. La nivelul gleznelor modelelor a fost aplicat momentul articular  $M'_{Gi,j}$ , unde:
 
$$M'_{Gi,j} = M_{Gi,j} \times c_j \quad (5.1)$$

$$c_j = \{0; 0,1; 0,2; \dots; 1\}, j=0..10$$
6. S-au efectuat 11 simulări pentru fiecare model corespunzător unui subiect și s-au obținut valorile consumului metabolic ( $P_{met}$ ), în funcție de valoarea momentului articular ( $M'_{Gi,j} = \text{procent}(M_{Gi})$ ).

Metoda descrisă permite estimarea valorii procentuale, din momentul articular la nivelul gleznei, ce corespunde unei activități musculare minime (la nivelul coapsei). Valorile determinate au fost normalizate în funcție de consumul metabolic minim determinat pentru fiecare subiect în parte (în tabelul 5.3 valoarea unitară corespunde consumului metabolic minim). Din tabelul 5.3 se poate observa că valoarea momentului aplicat la nivelul gleznei, ce duce la cel mai mic consum de energie, diferă între subiecți. Metoda utilizată nu permite determinarea cu exactitate a unei valori ce ar permite reducerea efortului subiecților. Cu toate acestea, se observă că există o relație între greutatea subiecților și valoarea momentului articular ce duce la scăderea efortului depus. Subiectul 3 are masă mai mare decât subiectul 1, iar momentul articular ce reduce efortul subiectului 3 este cu 30% mai mare decât cel ce reduce efortul subiectului 1. Tendințele sunt similare și pentru subiecții 2 și 4. Se poate spune că un pacient cu masă corporală mai mare are nevoie de un moment articular mai puternic pentru a depune minim de efort pentru deplasare (ceea ce este firesc).

Tabelul 5.3. Consumul metabolic minim

% moment gleznă normal	Valoarea maximă pentru $M'_{G2}$	Valoarea maximă pentru $M'_{G4}$	Subiect1 (cu amputație) $M'_{G2}$	Subiect2 (fără dizabilități) $M'_{G2}$	Subiect3 (cu amputație) $M'_{G4}$	Subiect4 (fără dizabilități) $M'_{G4}$
0	0	0	1,17617	1,030385	1,197922	1,140756
10	8,29	10,295	1,143763	1,023575	1,168063	1,079837
20	16,58	20,59	1,110592	1,01701	1,134661	1,052765
30	24,87	30,885	1,078166	1,011115	1,100657	1,038382
40	33,16	41,18	1,048176	1,006274	1,066795	1,02597
50	41,45	51,475	1,020705	1,002582	1,032453	1,014169
60	49,74	61,77	1	1	1,004885	1,006367
70	58,03	72,065	1,081569	1,003834	1	1
80	66,32	82,36	1,260095	1,045074	1,031595	1,007547
90	74,61	92,655	1,457191	1,09577	1,087309	1,058434
100	82,9	102,95	1,60291	1,114705	1,180837	1,181404

Faptul că momentul articular egal cu 100% din momentul corespunzător unei persoane fără dizabilități nu este ideal, din punct de vedere al reducerii consumului de energie pe durata mersului se explică prin mecanismul compensatoriu utilizat de pacienții cu amputație. În lipsa mușchiiului Gastrocnemius, membrul rezidual poate echilibra piciorul doar cu efort suplimentar (în cazul în care piciorul artificial ar fi echivalentul unui picior natural). Dacă se consideră că reducerea efortului depus de pacient pentru deplasare este scopul final al protezei, atunci o proteză ce va genera un moment „articular” la nivelul echivalent al gleznei va fi ideală. Dacă se pune accentul pe creșterea propulsiei, atunci vor crește și solicitările asupra musculaturii membrului rezidual (asupra mușchilor ce asigură flexia genunchiului și a șoldului).

Considerând că o valoare maximă de 50 Nm a momentului articular la nivelul gleznei corespunde unei greutatei  $G=500$  N, atunci se poate estima, procentual, valoarea maximă a momentului articular necesar reducerii efortului pacientului (figura 5.26).

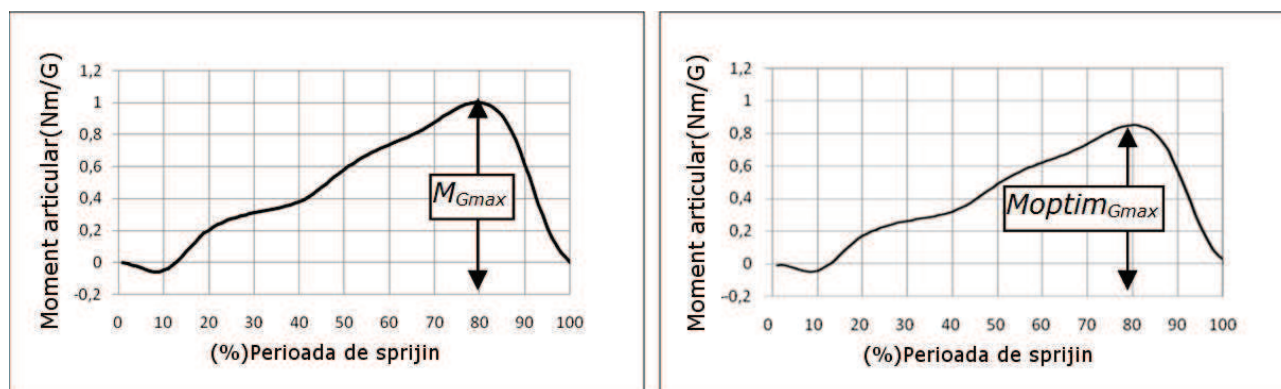


Fig.5.26. Momentul articular la nivelul gleznei, corespunzător mișcării de flexie/extensie a labei piciorului ( $M_G$ ). Reprezentare pentru  $M_{Gmax}=M_G/greutate\ corporală$ .

Ținând cont de figura 5.26, putem spune că proteza trebuie să genereze un moment „articular” optim de forma momentului articular corespunzător unui subiect normal și cu valoare maximă  $M_{Gmax}=M_{optim\ Gmax} * 0,85$ , pentru  $M_{Gmax}=G*0,1$  (numeric) (în funcție de valorile maxime ale momentelor articulare  $M'_{G2}$  și  $M'_{G4}$  din tabelul 5.3).

## 6. PROIECTAREA UNUI MODEL DE PROTEZĂ TRANSTIBIALĂ

### 6.1. Principii de funcționare

În urma studierii soluțiilor existente s-a concluzionat că există tendința creșterii complexității protezelor, atât din punct de vedere constructiv al acestora, cât și din punct de vedere funcțional. Cu toate acestea, s-a evidențiat (capitolul 1) că modelele mai simple nu sunt neapărat inferioare celor complexe din punct de vedere al funcționalității [139]. Se poate, deci, spune că modelele simple pot duce la o reabilitare acceptabilă a pacienților. Costurile construcției unui dispozitiv simplu sunt, evident, scăzute față de costurile unui dispozitiv complex, ceea ce reprezintă un mare avantaj. Dispozitivele complexe, compuse din sisteme mecanice și electronice prezintă, de asemenea, riscul deteriorării mai rapide a unor componente vitale, necesare funcționării dispozitivului (au fiabilitate mai mică). Un alt dezavantaj al protezelor complexe ce conțin elemente electronice este reprezentat de bateriile ce asigură alimentarea și de necesitatea, în anumite cazuri a unor sisteme de control voluminoase (v. 1.2.2.7 Proteză motorizată pentru asistarea mersului pe suprafață plană și a coborârii și urcării pe trepte). Prin urmare, un dispozitiv eficient și robust va avea următoarele proprietăți:

- Construcție simplă
- Acționare bazată pe elemente deformabile elastice
- Funcționare bazată pe forțele dezvoltate de mușchii membrului rezidual și pe greutatea corporală a pacientului.
- Capacitatea de a se deforma conform cu mișcarea naturală a ansamblului gambă-laba piciorului.
- Capacitate de a înmagazina și elibera energie pe durata acționării.

Pentru a satisface aceste cerințe s-a pornit de la forme geometrice simple pentru arcul activ, ținându-se cont de structura membrului inferior uman. După cum s-a evidențiat în capitolul 1, conceptele uzuale pentru protezele cu înmagazinare și eliberare de energie pot fi împărțite, în funcție de forma și orientarea elementului activ (v. subcapitolul 1.2.1), după cum urmează:

- Proteze cu element activ de tip C.
- Proteze cu element activ de tip lamelă curbă.

Protezele cu element activ de tip C sunt concepute pentru a aduce centrul de curbură a elementului activ cât mai aproape de centrul anatomic al articulației gleznei. Acestea prezintă avantajul unei construcții robuste și permit o mai bună atenuare a șocului datorat primului contact cu solul. Adaptoare în formă de C sunt disponibile și pentru modelele ce nu utilizează acest tip de element activ. Utilizarea unui adaptor de tip C permite diminuarea simțitoare a șocului transmis membrului rezidual [152]. Din punct de vedere al înmagazinării și eliberării de energie, acest tip de element activ este considerat adecvat pentru pacienții cu un stil de viață mai puțin activ. Elementul de tip C poate fi conceput pentru a permite flexia controlată a gleznei, caz în care elementul are concavitatea spre vârful tălpii protezei (figura 6.1.a). În cazul în care elementul de tip C este utilizat doar pentru atenuarea șocurilor, acesta va fi montat invers (figura 6.1.b). În acest caz, elementul de tip C

nu poate fi considerat element activ, deoarece talpa protezei va fi elementul care se deformează pentru a permite deplasarea pacientului.

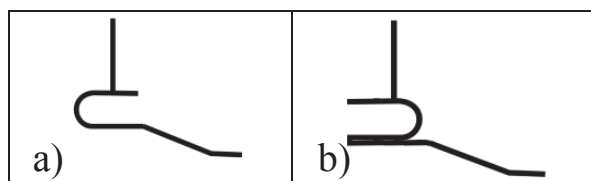


Fig.6.1. Reprezentare conceptuală a protezelor cu element de tip C: a) proteză cu element de tip C cu orientare clasică; b) proteză cu element de tip C inversat

Protezele cu element activ de tip lamelă curbă reprezintă majoritatea modelelor de proteze în momentul de față. Funcționarea acestor tipuri de proteze se bazează pe deformarea în domeniul elastic a elementului activ preformat. Lamela curbă poate fi sub formă de L, caz în care raza de curbură este redusă (figura 6.2.a), sau poate avea o rază de curbură mare, caz în care forma lamelei tinde să se apropie de cea a unui arc de cerc (figura 6.2.b).

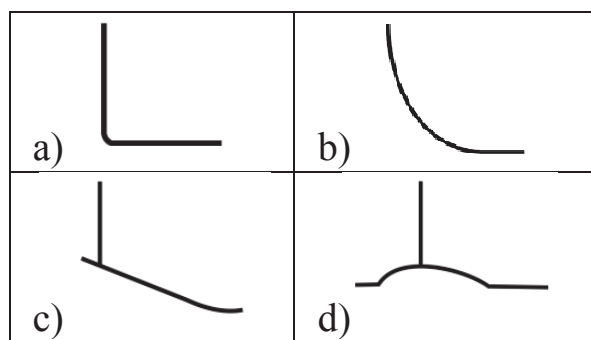


Fig.6.2. Reprezentare conceptuală a protezelor cu element de tip lamelă curbă: a) proteză cu element de tip L, cu rază de curbură mică; b) proteză cu lamelă curbă, cu rază de curbură mare; c) proteză cu lamelă curbă simplă, aproape dreaptă; d) proteză cu lamelă curbată central

Protezele cu element activ de tip lamelă curbă pot fi întâlnite și sub alte forme constructive. O formă des întâlnită este lamela simplă, aproape dreaptă, cu una sau două curburi corespunzătoare falangelor sau călcâiului. Acest tip de lamelă reprezintă talpa protezei și, în general, are rolul de a susține greutatea corporală a pacientului. În funcție de geometria lamelei și de materialul folosit, chiar și o lamelă dreaptă poate fi suficientă pentru a permite deplasarea pacientului cu amputație transtibială. Din punct de vedere al funcționării, protezele cu lamelă curbă pot fi considerate modelele cu cel mai bun raport între înmagazinarea și eliberarea de energie din elementul activ (ex. Ossur Modular III, Pathfinder II, Elite Foot). Cu toate acestea, forma ce permite înmagazinarea celei mai mari cantități de energie duce la o poziționare a centrului de curbură al lamelei diferită față de centrul anatomic al gleznei. Acest neajuns poate fi eliminat prin modificarea geometriei elementului activ, dar poate duce la pierderea principalului avantaj al acestui concept, înmagazinarea crescută de energie. Utilizarea unor materiale avansate, de tipul fibrelor de carbon, poate elimina parțial neajunsurile datorate modificărilor aduse formei. S-a urmărit modelarea unor soluții constructive simple și studierea influenței forțelor dezvoltate de acestea asupra comportamentului musculaturii membrului rezidual (prin utilizarea modelului descris în subcapitolul 4.2).

## 6.2. Materiale utilizate pentru construcția protezelor

Funcționarea corectă a protezelor depinde de deformarea în domeniul elastic a elementului activ preformat. Deformarea depinde de forma elementului activ (care dă acestuia posibilitatea să imite forma unui picior uman intact) și de materialul utilizat pentru construcție (de care depinde valoarea deformației finale și înmagazinarea de energie). Protezele cu element activ de tip lamelă curbă sunt construite din materiale superioare din punct de vedere al elasticității [152]. Cele mai utilizate materiale sunt compozitele cu fibre de carbon (ex. Modular III, Pathfinder II, Flex-Foot, ș. a.) sau poliamidele cu proprietăți mecanice deosebite, cum ar fi Kevlar-ul (ex. Seattle Light Foot) sau Delrin-ul (ex. proteza Niagara Foot). Principalele materiale utilizate pentru construcția principalelor componente ale protezelor de picior sunt:

### Fibră de carbon

Avantaje: densitate scăzută; rigiditate ridicată; rezistente, din punct de vedere chimic, la variații de temperatură; rezistența la oboseală; stabilitate din punct de vedere a formei (deformare în domeniul elastic).

Dezavantaje: rezistență scăzută la impact; cost ridicat.

În funcție de proprietățile fibrelor de carbon, acestea pot fi grupate în patru categorii [204]: Rezistență mare, Modul intermediar, Modul ridicat, Modul foarte ridicat (Tabelul 6.1 [31], [123], [127]). Fibrele de carbon sunt utilizate în formă de material compozit. Dispunerea fibrelor în material influențează proprietățile finale ale acestuia. Proprietățile mecanice ale materialelor compozite cu fibre de carbon depind de dimensiunile fibrelor (uzual de ordinul zecilor de microni pentru diametru și milimetrii pentru lungime). În ultimii ani, fibrele de carbon au fost obținute prin tehnici speciale, cum ar fi obținerea din vapori [34]. Nanofibrele (de carbon) au dimensiuni reduse, cu diametre cuprinse între 1 și 100 nm și lungimi de ordinul milimetrilor [85]. În tabelul 6.2 pot fi studiate proprietățile mecanice ale unui material bazat pe nanofibră de carbon [198].

Tabelul 6.1. Proprietățile mecanice pentru fibra de carbon

Tipul fibrei	Rezistența de rupere la întindere [GPa]	Modulul lui Young [GPa]
Rezistență ridicată – HT (High strength)	3,4 – 7	100 - 200
Modul intermediar – IM (Intermediate modulus)	4,0 – 5,8	280 - 350
Modul ridicat – HM (High modulus)	3,8 – 4,5	350 - 600
Modul foarte ridicat – UHM (Ultra high modulus)	2,4 – 3,8	600 - 960

Tabelul 6.2. Proprietățile mecanice pentru materiale compozite cu fibră de carbon

Tipul materialului	P(MMA-co-EMA)	P(MMA-co-EMA) – cu 10% nanotuburi solubile de carbon
Modulul lui Young	0,98 GPa	2,32 GPa
Rezistența de rupere la compresiune	48,9 MPa	73,4 MPa



**Kevlar (poly-para-penilenă tereptalamidă)**

Avantaje [63]: densitate scăzută; rigiditate ridicată; cost scăzut pentru obținerea fibrelor; rezistența la oboseală; rezistență la impact.

Dezavantaje [84], [63]: rezistență scăzută la compresiune; absoarbe umiditatea; adeziune scăzută la polimeri.

Kevlar este un tip de fibră ce are proprietăți asemănătoare cu materialele bazate pe fibre de carbon. Proprietățile mecanice a două tipuri de Kevlar comercializate de firma DuPont sunt prezentate în tabelul 6.3 [63]. Proprietățile mecanice ale Kevlar-ului pot fi îmbunătățite prin bombardare cu electroni [129] sau tratamente termice [203], [104].

Tabelul 6.3. Proprietățile mecanice pentru Kevlar

Tipul materialului	DuPont Kevlar 29	DuPont Kevlar 49
Modulul lui Young	70,5 GPa	112,4 GPa
Coeficientul lui Poisson	0,36	0,36
Densitate	1,44 g/cm <sup>3</sup>	1,44 g/cm <sup>3</sup>
Limita de curgere la întindere	2430 MPa	2510 MPa
Limita de curgere la compresiune [203], [104]	350 MPa	370 MPa
Rezistența de rupere la întindere	3600 MPa	3600 MPa
Alungire la limita de revenire elastică	3,6 %	2,4 %

**Nylon 6,6**

Avantaje: rezistență sporită la impact; durabilitate ridicată; poate fi deformat prin metode termoplastice; bună absorbție a șocurilor; rezistență la solvenți chimici.

Dezavantaje: absorbție crescută a umidității; modificări dimensionale mari în matriță (diminuare dimensională); proprietățile mecanice sunt influențate de cantitatea de umiditate absorbită.

Nylon 6,6 (PA66) este o poliamidă semicristalină deosebit de elastică ce poate să absoarbă șocuri puternice (este utilizat în construcția Airbag-urilor). Proprietățile mecanice a două tipuri de materiale bazate pe Nylon 6,6, comercializate de firma DuPont sunt prezentate în tabelul 6.4 [65], [64].

Tabelul 6.4. Proprietățile mecanice pentru Nylon

Tipul materialului	DuPont Zytel 101 L		DuPont Zytel 70G30HSL	
	0%	50%	0%	50%
Umiditate relativă (RH)	0%	50%	0%	50%
Modulul lui Young	3,1 GPa	1,2 GPa	10 GPa	7,2 GPa
Densitate	1,14 g/cm <sup>3</sup>	-	1,37g/cm <sup>3</sup>	-
Coeficientul lui Poisson	0,4	-	0,35	-
Limita de curgere la întindere	83 MPa	53 MPa	200 MPa	140 MPa
Rezistența de rupere la întindere	83 MPa	53 MPa	200 MPa	140 MPa
Temperatura de topire	263°C	-	263°C	-
Modificări dimensionale în matriță	1,3%	-	1,1%	-
Alungire la limita de revenire elastică	5 %	25 %	3 %	4,5 %

### Poliformaldehidă (Delrin)

Avantaje [61], [121]: stabilitate dimensională ridicată; rezistență la tracțiune ridicată (comparativ cu alte materiale plastice); durabilitate ridicată; coeficient de frecare scăzut; rezistență crescută la oboseală; rezistență la temperaturi ridicate; greutate scăzută; rezistență la abraziune; ușor de prelucrat (turnare în formă).

Dezavantaje [61]: se degradează în urma expunerii la ultraviolete; inflamabil; rezistență scăzută la acizi și baze [169]; rezistență scăzută la impact; cost ridicat (comparativ cu alte materiale plastice).

Delrin-ul este o poliformaldehidă utilizată pentru construcția pieselor ce necesită stabilitate dimensională ridicată și rigiditate crescută. Este utilizat în multiple aplicații în domenii cum ar fi industria automobilelor, electronică, construcții, mobilier și altele. Principalul producător al plasticului Delrin este firma DuPont. Proprietățile mecanice a două tipuri de materiale bazate pe Delrin, comercializate de firma DuPont sunt prezentate în tabelul 6.5 [62], [61].

Tabelul 6.5. Proprietățile mecanice pentru Delrin

Tipul materialului	DuPont Delrin 511P BK402	DuPont Delrin 100ST BK602
Modulul lui Young	3,4 GPa	1,2 GPa
Coeficientul lui Poisson	0,35	0,35
Densitate	1,42 g/cm <sup>3</sup>	1,33g/cm <sup>3</sup>
Limita de curgere la întindere	73 MPa	40 MPa
Alungire la rupere	20%	>=50%
Alungire la limita de revenire elastică	12%	30%

Pentru comparație, se vor studia și proprietățile unor materiale uzuale: oțel inoxidabil, oțel utilizat în structuri metalice și aluminiu. Cu toate că este evident că aceste materiale nu se apropie de proprietățile materialelor discutate, acestea au fost incluse pentru a se scoate în evidență diferențele.

### Oțel inoxidabil

Avantaje: rezistență ridicată la coroziune; rezistență la temperaturi ridicate; rigiditate ridicată; ușor de prelucrat.

Dezavantaje: cost ridicat (comparativ cu alte tipuri de oțel).

Costul materialelor metalice este, în general, mai redus decât cel al materialelor cu proprietăți mecanice superioare.

Proprietățile mecanice a două tipuri de oțel inoxidabil sunt prezentate în tabelul 6.6 [8].

Tabelul 6.6. Proprietățile mecanice pentru oțel inoxidabil

Tipul materialului	AISI 301 (UNS S30111 / X10CrNi18-8)	AISI 304(UNS S30400 / X5CrNi18-10)
Modulul lui Young	195 GPa	193-200 GPa
Coeficientul lui Poisson	0,3	0,3
Densitate	7,90 g/cm <sup>3</sup>	7,90 g/cm <sup>3</sup>
Limita de curgere la întindere	205 MPa	205 MPa
Rezistența de rupere la întindere	515 MPa	515 MPa

### Oțel pentru construcții metalice

Avantaje: durabilitate ridicată; greutate scăzută (comparativ cu alte materiale utilizate în construcții); ușor de sudat; ușor de prelucrat.

Dezavantaje: se deformează la schimbări mari de temperatură; ruginește ușor.

Proprietățile mecanice a două tipuri de oțel utilizat în construcții metalice sunt prezentate în tabelul 6.7 [10], [8].

Tabelul 6.7. Proprietățile mecanice pentru oțel utilizat în construcții metalice

Tipul materialului	ASTM A131 (S 235)	ASTM A572 (S 355)
Modulul lui Young	200 GPa	200 GPa
Coeficientul lui Poisson	0,3	0,3
Densitate	7,85 g/cm <sup>3</sup>	7,85 g/cm <sup>3</sup>
Limita de curgere la întindere	235 MPa	345 MPa
Rezistența de rupere la întindere	450 MPa	450 MPa

### Aluminiu

Avantaje: greutate scăzută (comparativ cu oțelurile); rezistență bună la coroziune; ușor de prelucrat.

Dezavantaje: maleabilitate ridicată.

Proprietățile mecanice a două tipuri de aliaje de aluminiu sunt prezentate în tabelul 6.8 [10], [9].

Tabelul 6.8. Proprietățile mecanice pentru Aluminiu

Tipul materialului	Al99 (UNS A91100)	Al2018-T61 (UNS A92018)
Modulul lui Young	68,9 GPa	74,5 GPa
Coeficientul lui Poisson	0,33	0,33
Densitate	2,71 g/cm <sup>3</sup>	2,82 g/cm <sup>3</sup>
Limita de curgere la întindere	95 MPa	317 MPa
Rezistența de rupere la întindere	110 MPa	421 MPa

### Oțeluri speciale

Avantaje: proprietăți mecanice deosebite.

Dezavantaje: cost ridicat.

Proprietățile mecanice a trei tipuri de oțeluri speciale sunt prezentate în tabelul 6.9 [8].

Tabelul 6.9. Proprietățile mecanice pentru oțeluri speciale

Tipul materialului	AISI 4118 H (UNS H41180)	AISI 1340 (UNS G13400)	AISI 4140H (UNS H41400)
Modulul lui Young	205 GPa	200 GPa	205 GPa
Coeficientul lui Poisson	0,29	0,29	0,29
Densitate	7,85 g/cm <sup>3</sup>	7,87 g/cm <sup>3</sup>	7,85 g/cm <sup>3</sup>
Limita de curgere la întindere	400 MPa	552 MPa	1050 MPa
Rezistența de rupere la întindere	600 MPa	731 MPa	1150 MPa
Alungire la rupere	25%	25%	17,5%

### 6.3. Calculul analitic al elementului activ

Pentru dimensionarea elementului activ s-a ținut cont de cerințele discutate în subcapitolul 6.1. Pentru început se studiază etapele pășirii și comportamentul piciorului la contactul cu solul în aceste etape. Se consideră că începutul contactului cu solul reprezintă 0% din perioada de sprijin și că momentul deprinderii de pe sol reprezintă 100% din perioada de sprijin. Un pas poate fi considerat ca fiind realizat în patru etape:

- Primul contact al călcâiului cu solul, durată pentru care este necesar ca proteza să se deformeze cât mai puțin pentru a permite echilibrarea corpului, dar suficient pentru a aduce talpa protezei în contact cu solul. Centrul de aplicație al reacțiunilor din partea solului (centrul de presiune) este situat sub călcâi și se deplasează spre mijlocul piciorului. Această etapă corespunde cu 20% din perioada de sprijin. Durata pentru care centrul de presiune este situat direct sub călcâi corespunde intervalului 0 -3% din perioada de sprijin (figura 6.3, I).
- Etapa echilibrării pe piciorul aflat în contact cu solul, durată pentru care deformațiile protezei trebuie să fie minime, pentru a putea asigura echilibrul pacientului. Centrul de presiune se deplasează de sub călcâi până sub falange. Această etapă corespunde intervalului 20%-50% din perioada de sprijin (figura 6.3, II).
- Etapa împingerii (flexiei gleznei pentru a permite ridicarea călcâiului de pe sol), durată pe care proteza trebuie să se deformeze cât mai aproape de poziția naturală a ansamblului gambă-laba piciorului. Centrul de presiune se deplasează de sub falange spre vârful acestora. Această etapă corespunde intervalului 50%-90% din perioada de sprijin (figura 6.3, III).
- Etapa desprinderii de pe sol, moment în care proteza trebuie să elibereze energia înmagazinată și să ofere propulsie pacientului. Centrul de presiune este situat sub vârful falangelor. Această etapă corespunde intervalului 90%-100% din perioada de sprijin (figura 6.3, IV).

Dimensionarea elementului activ se va face ținând cont de poziționarea membrului inferior intact în cele patru etape prezentate și de valoarea maximă a reacțiunilor din partea solului corespunzătoare fiecărei etape (figura 6.4). Principala cerință este ca proteza să permită flexia gleznei artificiale pentru a reduce unghiul dintre talpa protezei și tija protezei cu aproximativ 10-20 grade [75]. Se consideră că unghiul dintre talpa protezei și tija protezei este de 90° în poziție neutră (etapa de echilibrare pe sol – figura 6.3, II).

O altă cerință a protezei este ca aceasta să permită revenirea la poziția neutră atunci când asupra acesteia se aplică restricțiile din etapa I a pășirii. În ceea ce privește dorsiflexia corespunzătoare primului contact cu solul, nu există anumite cerințe prestabilite. Datorită faptului că membrul rezidual se poate adapta (în general) la orice tip de dispozitiv extern ce asigură un minim de echilibru pe sol (chiar și o simplă tijă), comportamentul protezei la contactul cu solul, din punct de vedere al deformațiilor poate fi ignorat parțial. Exemple din acest punct de vedere sunt protezele SACH, ce au un călcâi elastic (ușor deformabil) cu rolul de a absorbi șocul datorat primului contact cu solul. Protezele cu înmagazinare și eliberare de energie au, de obicei, o lamelă călcâi elastică ce are rolul de a ajuta proteza să revină la poziție neutră după primul contact cu solul (Modular III, Pathfinder II, Elite

Foot, etc). Cu toate acestea, trebuie să se țină cont că dorsiflexia la un picior sănătos implică o ajustare unghiulară la nivelul gleznei de aproximativ  $5^\circ$ . Creșterea unghiului dintre talpa protezei și tijă cu mai mult de  $10^\circ$  poate duce la destabilizarea piciorului și la scăderea confortului pacientului.

Din punct de vedere al funcționării dispozitivului este necesar ca acesta să se deformeze sub acțiunea greutății corporale a pacientului și a musculaturii scheletice a membrului rezidual. Este, deci, necesar ca proteza să se deformeze selectiv, sub acțiunea forțelor exterioare (cu valori diferite, în funcție de etapele pășirii discutate anterior).

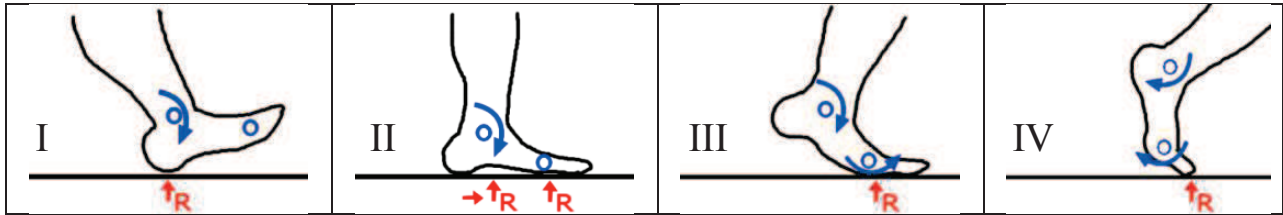


Fig.6.3. Reprezentare schematică a etapelor pășirii: (I) Primul contact cu solul; (II) Etapa de echilibrare pe sol; (III) Împingerea; (IV) Desprinderea de pe sol

### Componenta normală a reacțiilor din partea solului

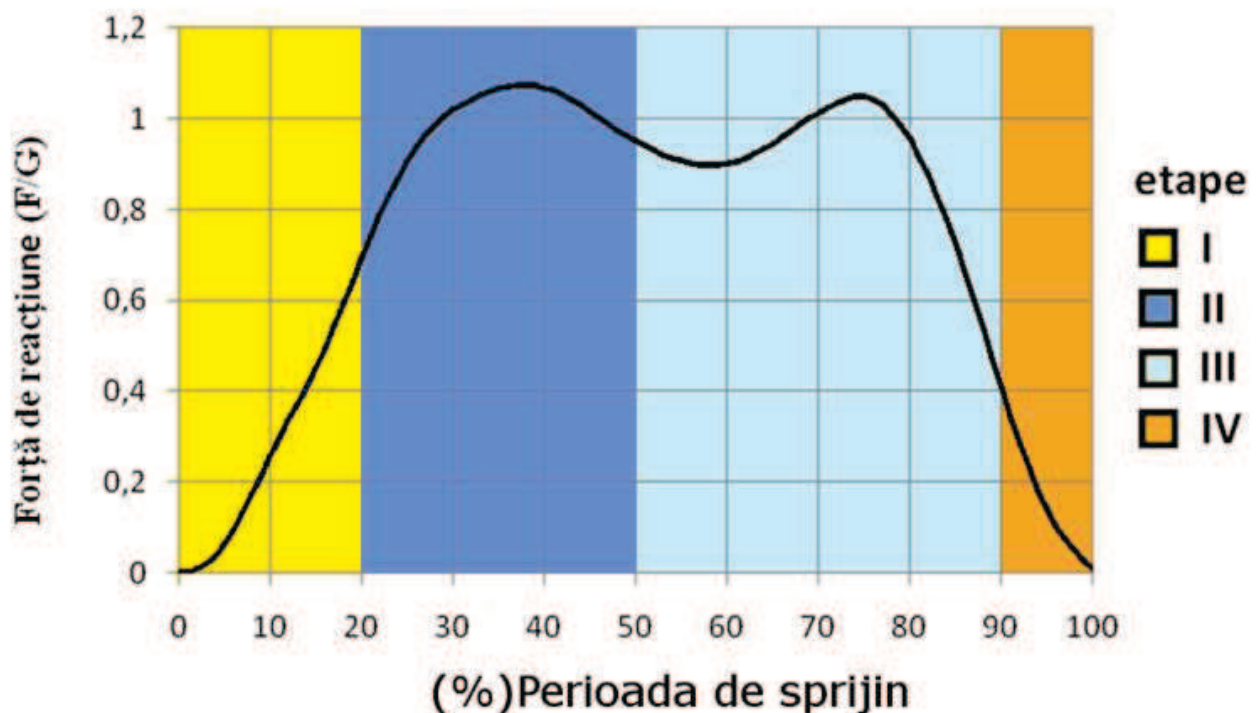


Fig.6.4. Valori uzuale ale componentei normale a reacțiilor din partea solului în perioada de sprijin. Reprezentare a forței în funcție de greutate, în funcție de etapele pășirii (I,II,III,IV).

Capacitatea de înmagazinare și eliberare de energie a protezei este strâns legată de caracteristicile mecanice ale materialului utilizat pentru construcția acesteia. Aceasta depinde de deformarea elastică a materialului în diferitele etape ale pășirii. Cu cât elementul activ se deformează mai mult, cu atât cantitatea de energie înmagazinată în acesta crește.

Ținând cont că soluțiile cele mai facile au o structură simplă, s-a încercat conceperea unor modele care să țină cont de aspectele discutate și să prezinte o formă geometrică simplă. S-au ales trei forme pentru elementul activ:

- Arc în formă de „C” clasic (elementul este concav față de vârful tălpii protezei) (figura 6.1.a).
- Arc lamelar cu lamelă curbă, cu rază de curbură mare (figura 6.2.b).
- Arc lamelar simplu (figura 6.2.c).

Pentru dimensionare s-a considerat că etapa a treia a pășirii este momentul în care proteza trebuie să se comporte cel mai bine și să permită o flexie adecvată a gleznei artificiale. Comportamentul în etapa a patra poate fi neglijat în calculul teoretic. Comportamentul în etapa întâi a pășirii depinde, în mod direct, de caracteristicile elementului călcâi (utilizat pentru absorbția șocurilor). În etapa a doua, de sprijin, este necesară analiza comportamentului întregului ansamblu, dar, pentru simplificare, se va studia doar comportamentul elementului activ, urmând ca studierea comportamentului ansamblului să se facă cu ajutorul metodei elementului finit.

Conform cu studiul pe cadavre al lui Horsman [90], piciorul uman are forma din figura 6.5. Dacă se consideră că lungimea tălpii piciorului reprezintă dimensiunea de referință, atunci se poate spune că articulația gleznei se află la 25% din lungimea tălpii, dinspre călcâi spre vârf și la 30% din lungimea tălpii piciorului, dinspre talpă spre genunchi.

### Dimensiunile piciorului uman

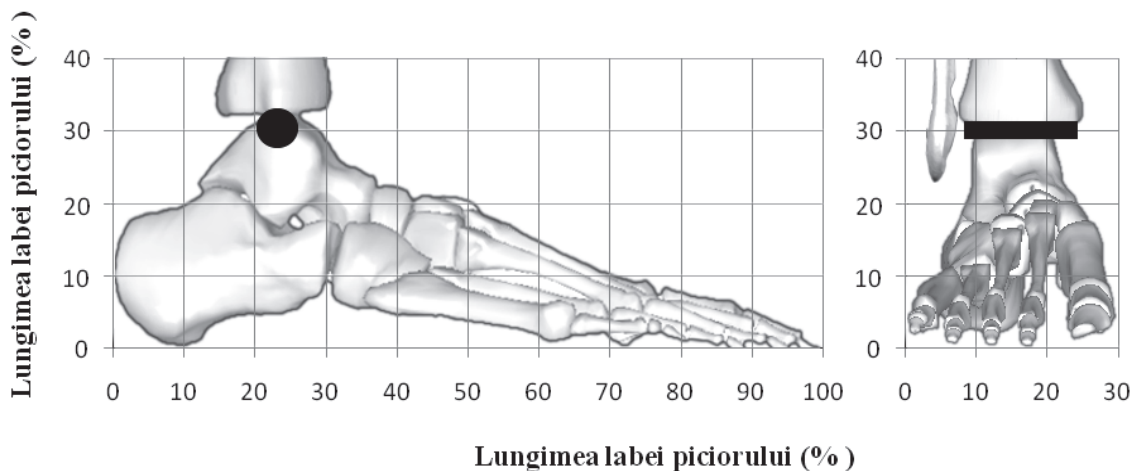


Fig.6.5. Dimensiunile unui picior uman în funcție de lungimea labei piciorului. Coordonatele gleznei.

Dimensiunile protezei finale (ansamblul final) trebuie să se apropie de cele ale piciorului uman. Elementul activ poate să fie mai mic decât piciorul uman, ținând cont că acesta este doar o parte a ansamblului final. Trebuie să se țină cont că proteza va avea o carcasă estetică și că tija trebuie să fie aliniată corespunzător cu tibia membrului rezidual. Ideal, centrul razei de curbură a elementului activ va coincide cu centrul gleznei.

Cu toate acestea, obținerea unei forme a elementului activ care să satisfacă aceste cerințe, poate duce la scăderea performanțelor dispozitivului prin diminuarea cantității de energie înmagazinată și eliberată. Chiar dacă centrul de curbură al elementului activ nu coincide cu centrul anatomic al gleznei, proteza va putea fi benefică pentru pacient dacă se utilizează un adaptor adecvat, care să aducă talpa protezei în poziție echivalentă față de tijă (axa centrală a tijeii să treacă prin poziția

anatomică a gleznei). Toate modelele de proteze disponibile în prezent sunt un compromis între energia înmagazinată și eliberată (în funcție de forma elementului activ), structura apropiată de anatomia reală a piciorului uman și materialul utilizat pentru construcția elementului sau elementelor active, în funcție de model.

Pentru a putea evidenția limitările materialelor uzuale, comparativ cu materialele avansate, utilizate în prezent pentru construcția protezelor, s-au ales șase materiale pentru care s-a încercat dimensionarea teoretică a elementului activ. Materialele alese sunt:

- OL inox (AISI 304 / UNS S30400)
- OL uzual (ASTM A572 / S 355)
- Aluminiu (Al2018-T61 / UNS A92018)
- Kevlar (DuPont Kevlar 29)
- Delrin (DuPont Delrin 511P BK402)
- Nylon (DuPont Zytel 101 L)

### 6.3.1. Calculul analitic al elementului activ în formă de lamelă curbă cu rază de curbură mare

Pentru dimensionarea teoretică a elementului activ s-a ținut cont de unghiul dintre talpa protezei și tija protezei corespunzător obținerii valorii maxime a reacțiunilor din partea solului în etapa a treia a pășirii ( $R_{max}$ ) (figura 6.4, III). Unghiul determinat este de aproximativ 10-20 grade, în funcție de subiect și de felul în care acesta pășește. Practic, dacă se aplică o forță de aproximativ 1,1x greutatea corporală [102], deformația lamelei trebuie să corespundă cu cea echivalentă aducerii unghiului dintre talpă și tijă la valoarea dorită (10-20 grade).

Pentru dimensionarea elementului activ, ținând cont de cerințele pentru etapa a treia a pășirii s-a considerat că arcul este încastrat la o extremitate (conexiunea cu tija) și că asupra extremității libere acționează forța maximă din etapa a treia a pășirii. Formulele de calcul, pentru acest caz, sunt prezentate în tabelul 6.10.

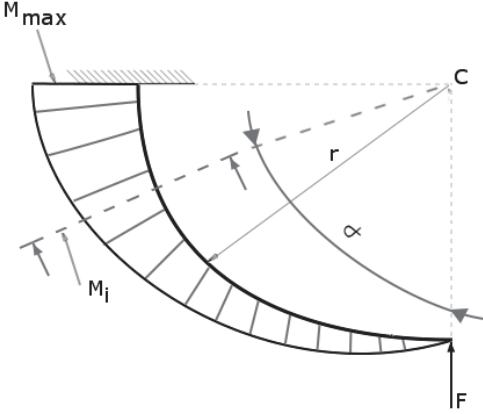
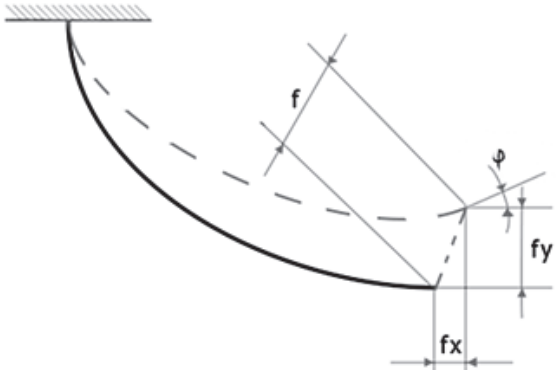
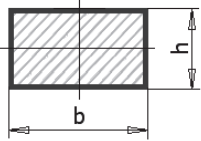
După dimensionarea elementului activ, trebuie să se studieze comportamentul acestuia atunci când asupra uneia din extremități acționează greutatea corporală ( $G_c$ ), iar extremitatea liberă este așezată pe sol (încastrare). Formulele de calcul, pentru acest caz, sunt prezentate în tabelul 6.11.

Pentru exemplificare se consideră o persoană cu masă 60 kg, pentru care vom avea  $R_{max} = 625$  N, valoare medie pentru etapa a treia a pășirii și  $G_c = 600$  N. Este necesar ca proteza să aibă gabarit final asemănător cu cel al unui picior normal corespunzător unei persoane de dimensiuni medii pentru greutatea considerată. Pentru o masă de 60 Kg, media de înălțime va fi între 1,65-1,70 m, ceea ce corespunde cu o dimensiune a labei piciorului între 0,21-0,23 m. Se va considera că lungimea protezei va fi de 0,22 m.

Limitările principale ale acestui tip de element activ sunt raza de curbură, materialul utilizat pentru construcție și lățimea lamelei elementului activ. Cu cât raza de curbură este mai mare, elementul activ se va deforma mai mult și va crește energia înmagazinată în acesta, dar elementul activ va atinge mai ușor limita de deformație plastică. Dacă se utilizează materiale superioare, se pot obține valori mari pentru  $f_x$  și  $f_y$ , ceea ce permite deformarea lamelei conform cu cerințele unui picior uman intact (unghiul dintre talpa protezei și tija protezei ajunge la aproximativ 15 grade). Dacă materialul utilizat nu are suficientă elasticitate, raza de curbură va fi adaptată la acesta, iar  $f_x$  și  $f_y$  vor fi reduse (pentru a rămâne în

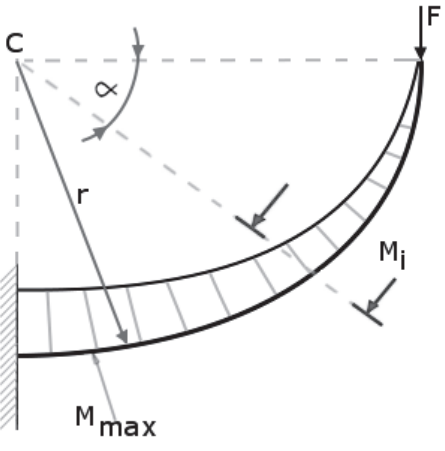
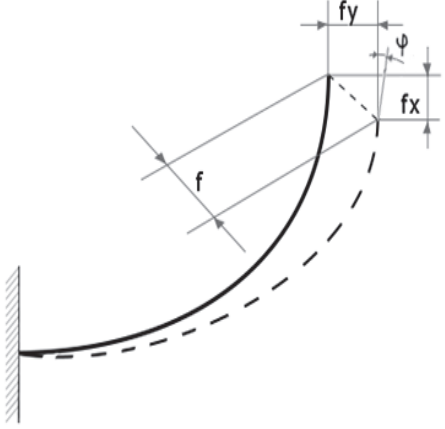
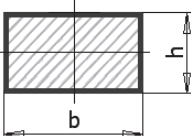
deformație elastică). Lățimea elementului activ trebuie să fie aleasă pentru a permite echilibrarea protezei pe sol. O lamelă insuficient de lată va duce la dezechilibrarea pacientului, în timp ce o lamelă prea lată va depăși gabaritul lateral al piciorului intact.

Tabelul 6.10. Formule pentru calculul deformației lamelei curbe

Schema de calcul	
	
<p>Forma secțiunii</p>	
<p>Momente încovoietoare</p>	$M_i = -F * r * \sin \alpha$ $M_{max} = -F * r$
<p>Relații de dimensionare și verificare</p>	$\frac{bh^2}{6} \geq \frac{F * r}{\sigma_{ai}}$
<p>Forța maximă</p>	$F_{max} = \frac{bh^2 \sigma_{ai}}{6 * r}$
<p>Relații pentru calculul deplasărilor și rotirilor</p>	$f_x = -\frac{F * r^3}{2EI_z}$ $f_y = \frac{\pi * F * r^3}{4EI_z}$ $\varphi = -\frac{F * r^2}{EI_z}$ $f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$



Tabelul 6.11. Formule pentru calculul stabilității lamei curbe

Schema de calcul	
	
Forma secțiunii	
Momente încovoietoare	$M_i = F * r(1 - \cos \alpha)$ $M_{max} = F * r$
Relații de dimensionare și verificare	$\frac{bh^2}{6} \geq \frac{F * r}{\sigma_{ai}}$
Forța maxima	$F_{max} = \frac{bh^2 \sigma_{ai}}{6 * r}$
Relații pentru calculul deplasărilor și rotirilor	$f_x = \frac{(3 * \pi - 8)F * r^3}{4EI_z}$ $f_y = \frac{F * r^3}{2EI_z}$ $\varphi = \frac{(\pi - 2)F * r^2}{2EI_z}$ $f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$

Pentru început se fixează lățimea lamei la 55mm, o lățime adecvată pentru echilibrarea pacientului, și suficient de redusă pentru a nu depăși lățimea piciorului real (centrul de presiune este situat în acest interval – v. subcapitolul 3.3.3, figura 3.11). Este important ca extremitatea liberă a elementului activ să se suprapună cu poziția centrului de presiune ce coincide cu valoarea maximă pe interval ( $R_{max} = 625$  N). Dacă nu se ține cont de acest aspect, dispozitivul nu va avea comportamentul dorit.

Raza maximă de curbură, admisă în condițiile date este de 100mm. Ținând cont de relațiile pentru dimensionare, se pot determina dimensiuni adecvate, în funcție de  $\sigma_{ai}$  caracteristică materialului ales. Obținerea unei rotiri adecvate implică tensiuni ridicate în elementul activ (figura 6.6, Figura 6.7). Oțelul inoxidabil ( $\sigma_{ai}=235$  MPa) și Alumiuniul ( $\sigma_{ai}=317$  MPa) nu pot să satisfacă cerințele impuse. Oțelul uzual nu poate să satisfacă cerințele, dar se poate utiliza un oțel arc superior, cu  $\sigma_{ai}>1200$  MPa. Kevlar-ul este de departe cea mai bună soluție pentru structura arcului ( $\sigma_{ai}>2000$  MPa). În ceea ce privește materialele plastice, atât Delrinul, cât și Nylonul se pretează pentru realizarea elementului activ, dacă se reduce valoarea unghiului obținut la  $15^\circ$  (o valoare acceptabilă).

Stabilitatea pe sol este o altă cerință de care se va ține cont pentru dimensionarea elementului activ. Se utilizează formulele din tabelul 6.11 și se aduc modificări dimensionale pentru a limita deplasările și rotirile.

Se poate observa că stabilitatea pe sol scade odată cu creșterea razei de curbură (figura 6.8, figura 6.9). Cu toate acestea, deplasările sunt preponderent pe direcție verticală ( $f_x$ ). Instabilitatea laterală ( $f_y$ ) este minimă pentru această formă de element activ. Prin urmare, se poate spune că raza de curbură maximă prezintă avantaj, atât din punct de vedere al stabilității, cât și din punct de vedere al tensiunilor maxime ce apar în material. Deoarece calculul este unul pur teoretic, iar elementele active au fost dimensionate pentru a se ajunge la aceeași rotire, rezultatele finale sunt foarte apropiate, pentru toate tipurile de materiale considerate. Micile diferențe sunt date de erorile datorate calcului numeric și aproximările utilizate pentru grosimea materialului.

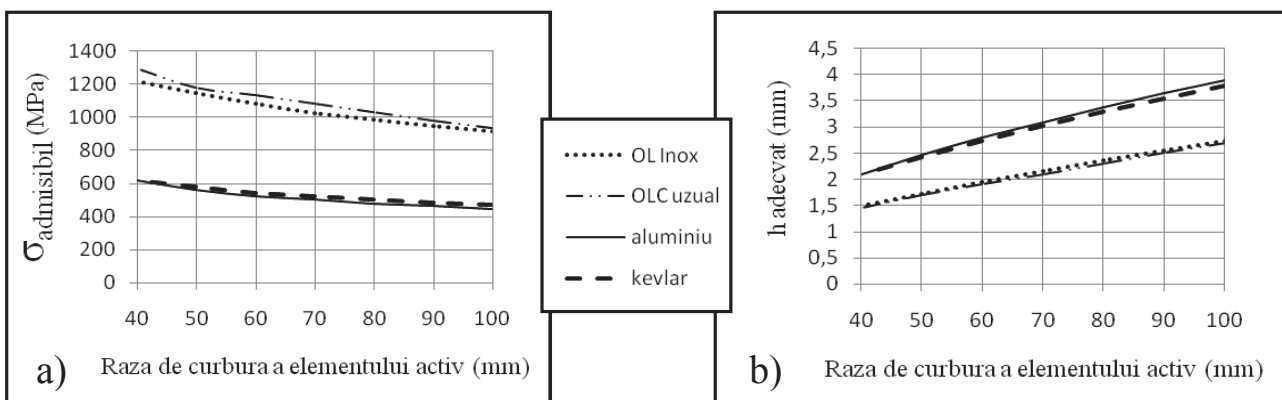


Fig.6.6. a)  $\sigma_{\max}$  în funcție de raza de curbură. b)  $h$  corespunzător razei de curbură. Valori determinate pentru  $\varphi=20^\circ$ . Pentru materiale cu  $E >10$  GPa.

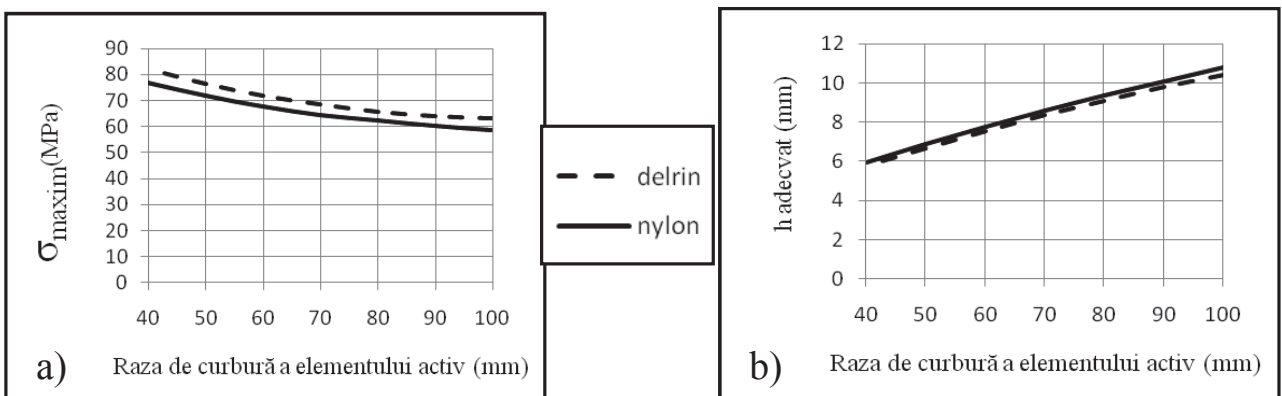


Fig.6.7. a)  $\sigma_{\max}$  în funcție de raza de curbură. b)  $h$  corespunzător razei de curbură. Valori determinate pentru  $\varphi=20^\circ$ . Pentru materiale cu  $E <10$  GPa.

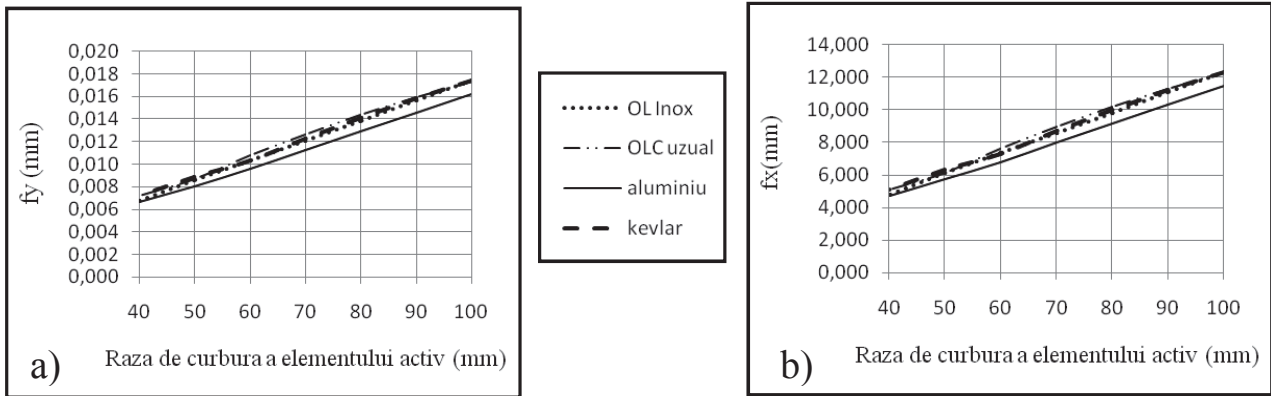


Fig.6.8. Studiu privind stabilitatea în poziția de echilibrare. Deplasările  $f_x$  (a) și  $f_y$  (b) în funcție de raza de curbură. Pentru materiale cu  $E > 10$  GPa.

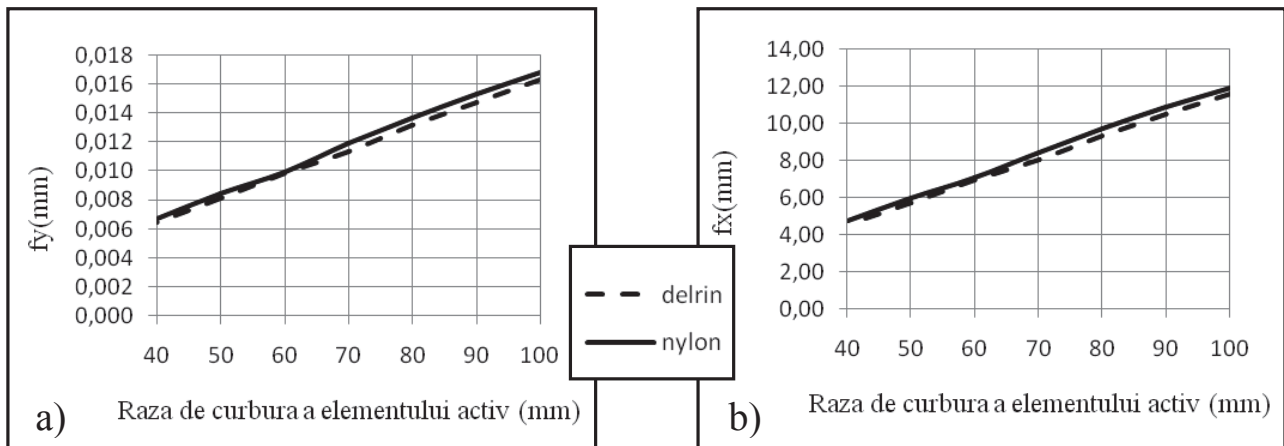


Fig.6.9. Deplasările  $f_x$  (a) și  $f_y$  (b) în funcție de raza de curbură. Pentru materiale cu  $E < 10$  GPa. Studiu privind stabilitatea în poziția de echilibrare.

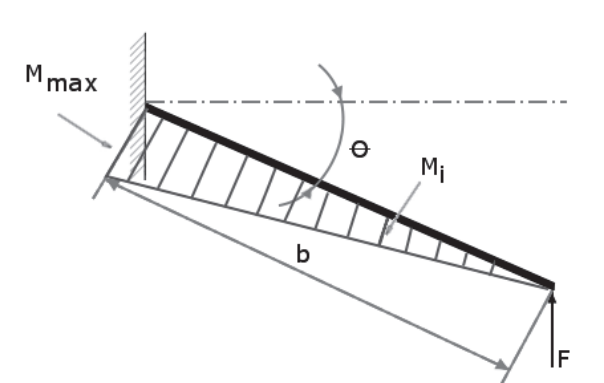
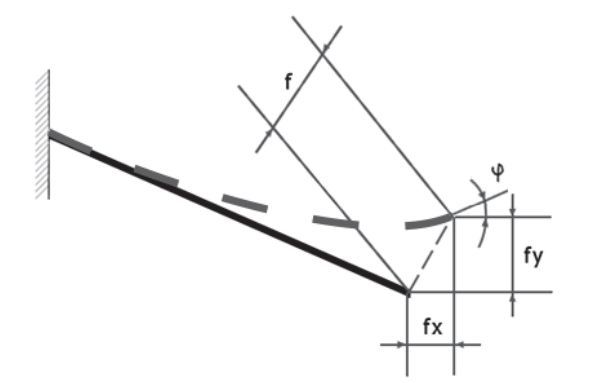
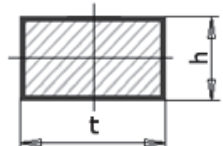
### 6.3.2. Calculul analitic al elementului activ în formă de lamelă dreaptă simplă

Pentru dimensionarea teoretică a acestui element activ s-a ținut cont de restricțiile considerate anterior. În cazul acestui model simplu de proteză, se consideră că lungimea dispozitivului este asemănătoare cu cea a piciorului uman, iar elementul principal al lamelei se află sub un unghi inițial față de sol. Sub elementul principal se află un element de absorbție a șocurilor. Reprezentativ pentru acest tip de proteză este modelul SACH cu vârf deformabil (pentru acest tip de proteză, doar o mică porțiune din talpă este deformabilă, corpul principal al protezei fiind construit din lemn). Elementele active de tip lamele simple se utilizează și în construcția protezelor avansate (Elation, C-Walk, Pathfinder II, Venture Foot), în special pentru cele ce permit reglarea unghiului dintre proteză și sol. Majoritatea modelelor complexe sunt un ansamblu de elemente active lamelare simple, cu elemente active în formă de lamelă curbă. Dimensionarea teoretică a unui element activ lamelar simplu este facilă, dată fiind posibilitatea asemănării acestuia cu o grindă încastrată la un capăt. Acest tip de element activ elimină și problema instabilității pe sol în urma comprimării sale (în faza de echilibrare pe sol – v. figura 6.3.II).

Pentru exemplificare, se consideră o persoană cu masă 60 kg, pentru care vom avea solicitări și dimensiuni ale labei piciorului identice cu cele discutate pentru

cazul anterior (v. Subcapitolul 6.3.1). Formulele de calcul, pentru acest caz, sunt prezentate în tabelul 6.12.

Tabelul 6.12. Formule pentru calculul deformației lamelei simple

Schema de calcul	
	
Forma secțiunii	
Momente încovoietoare	$M_{max} = F * b * \cos\theta$
Relații de dimensionare și verificare	$\frac{th^2}{6} \geq \frac{F * b * \cos\theta}{\sigma_{ai}}$
Forța maxima	$F_{max} = \frac{th^2 \sigma_{ai}}{6 * b * \cos\theta}$
Relații pentru calculul deplasărilor și rotirilor	$f_x = \frac{F}{EI_z} * \frac{b^3 * \sin\theta * \cos\theta}{3}$ $f_y = \frac{F}{EI_z} * \frac{b^2 * \cos\theta^2}{3}$ $\varphi = \frac{F}{EI_z} * \frac{b^2 * \cos\theta}{2}$ $f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$

Limitările principale ale acestui tip de element activ sunt legate de lungimea acestuia, de materialul utilizat pentru construcție și de lățimea lamelei elementului activ. Cu cât lungimea elementului activ este mai mare, acesta se va deforma mai mult și va crește energia înmagazinată, dar elementul activ va atinge mai ușor limita de deformație plastică. Dacă se utilizează materiale superioare, se pot obține valori mari pentru  $f_x$  și  $f_y$ , ceea ce permite deformarea lamelei conform cu cerințele unui picior uman intact (unghiul dintre talpa protezei și tija protezei ajunge la valori între 15-20 grade). Dacă materialul utilizat nu are suficientă elasticitate, va fi nevoie de o reducere a lungimii lamelei, iar  $f_x$  și  $f_y$  vor fi de asemenea reduse (pentru a rămâne în deformație elastică). Lățimea elementului activ trebuie să fie aleasă pentru a permite echilibrarea protezei pe sol. O lamelă insuficient de lată va duce la dezechilibrarea pacientului, în timp ce o lamelă prea lată va depăși gabaritul lateral

al piciorului intact. Se alege lățimea lamei la 55mm, din considerentele discutate în subcapitolul 6.3.1. Lungimea lamei se alege astfel încât aceasta să aibă o extremitate în centrul anatomic al gleznei și extremitatea opusă să coincidă cu punctul de aplicare al reacțiunii din partea solului. Pentru persoana considerată, lungimea lamei este de 45 mm. Unghiul dintre lamelă și sol se consideră variabil (0-45grade), urmându-se a se studia tensiunea maximă din lamelă necesară pentru a aduce lamela la deformația dorită. Grosimea lamei se determină în funcție de ceilalți parametri și de deformația dorită.

Se observă că tensiunile din material pot să ajungă la valori foarte ridicate (figura 6.10, figura 6.11). Din aceste motive, singurele materiale utilizabile pentru această formă a elementului activ sunt fibrele de carbon sau Kevlar-ul. Pe măsură ce valoarea unghiului  $\theta$  crește, tensiunea maximă scade. Practic, fiecare formă a lamei active are porțiuni drepte dar, în cazul formelor mai complexe, porțiunile drepte preiau doar o parte a solicitărilor, iar tensiunile din aceste porțiuni sunt mult mai reduse.

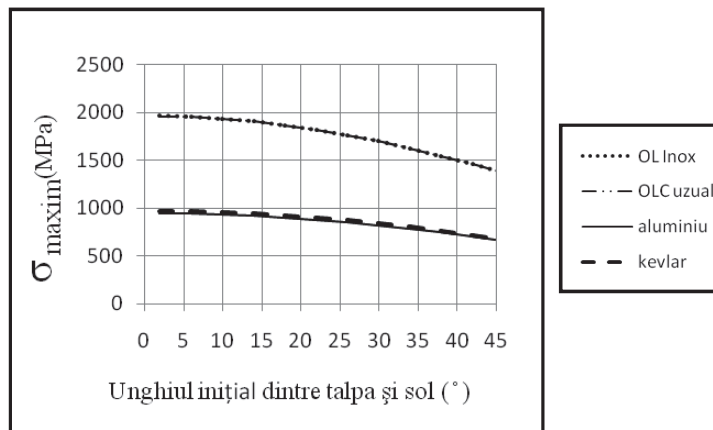


Fig.6.10.  $\sigma_{\max}$  în funcție de unghiul dintre talpă și sol ( $\theta$ ). Valori determinate pentru  $\varphi=20^\circ$ . Pentru materiale cu  $E > 10$  GPa.

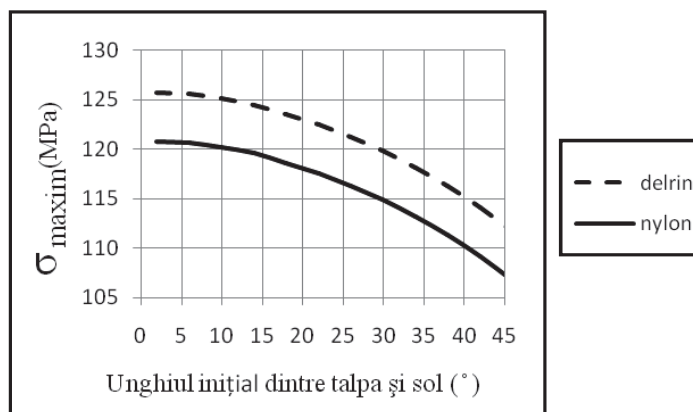


Fig.6.11.  $\sigma_{\max}$  în funcție de unghiul dintre talpă și sol ( $\theta$ ). Valori determinate pentru  $\varphi=20^\circ$ . Pentru materiale cu  $E < 10$  GPa.

### 6.3.3. Calculul analitic al elementului activ în formă de tip C cu orientare clasică

Pentru dimensionarea teoretică a acestui element activ s-a ținut cont de restricțiile prezentate anterior. Elementele active de tip C prezintă marele avantaj de

a funcționa asemănător cu o suspensie. Forma acestora reduce șocul datorat primului contact cu solul. Acest tip de element activ poate fi dimensionat astfel încât centrul de curbură al porțiunii în formă de C să se suprapună cu centrul anatomic al gleznei. Această particularitate permite pacientului să controleze mai bine dispozitivul final și reduce disconfortul acestuia. Un alt avantaj al acestei forme este că prezintă foarte bună stabilitate pe sol (datorită formei, elementul activ se poate deforma eficient doar pe direcția de flexie a gleznei anatomice). Asemănător cu celelalte forme discutate, elementul activ de tip C poate fi dotat cu un element de absorbție a șocurilor la contactul cu solul. Elementul de absorbție a șocurilor poate fi conceput pentru a îmbunătăți suplimentar echilibrul pe sol.

În cazul acestui model de element activ, se consideră că lungimea dispozitivului este asemănătoare cu cea a piciorului uman, iar elementul principal al lamelei se află sub un unghi inițial ( $\theta$ ) față de sol. Sub elementul principal se află un element de absorbție a șocurilor. Acest tip de element activ este utilizat de proteza Niagara Foot și de proteza Elite Foot (dar într-o formă constructivă cu anumite particularități).

Elementele active în formă de C nu sunt o soluție utilizată frecvent pentru construcția protezelor. Cu toate acestea, adaptoare în formă de C sau C inversat sunt disponibile pentru majoritatea modelelor din prezent. Dimensionarea elementului activ implică un calcul mai complicat, datorită celor patru porțiuni ale acestuia (o porțiune orientată la un unghi  $\theta$  față de sol, două porțiuni drepte și o porțiune curbă).

Pentru exemplificare, se consideră o persoană cu masă 60 kg, pentru care vom avea solicitări și dimensiuni ale labei piciorului identice cu cele discutate pentru cazul anterior (v. Subcapitolul 6.3.1). Formulele de calcul, pentru acest caz, sunt prezentate în tabelul 6.13 și în tabelul 6.14. Este nevoie ca extremitatea liberă a lamelei să coincidă cu poziția punctului de aplicare al reacțiunii din partea solului (punctul de maxim din etapa a III-a a pășirii – v. subcapitolul 6.3, figura 6.4). Forma lamelei se alege astfel încât aceasta să nu depășească dimensiunile unui picior uman. Raza de curbură poate să coincidă cu centrul gleznei (cazul ideal, figura 6.12.a). Din considerente de suprasolicitare a elementului activ, se poate opta pentru o formă în care unghiul  $\theta$  al elementului activ este foarte apropiat de zero (raza mare de curbură permite reducerea solicitărilor). În acest caz, va fi nevoie ca poziția extremității încastrate să coincidă cu centrul anatomic al gleznei, pentru ca mișcarea să fie apropiată de cea naturală (figura 6.12.b).

Tabelul 6.13. Formule pentru calculul deformației lamei arcului „C”

Schema de calcul	
Forma secțiunii	
Notații	$\cos\theta = c\theta; \sin\theta = s\theta$
Momente încovoietoare	$M_{max} = F(b + c * c\theta + R * s\theta)$
Relații de dimensionare și verificare	$\frac{bh^2}{6} \geq \frac{F(b + c * c\theta + R * s\theta)}{\sigma_{ai}}$
Forța maxima	$F_{max} = \frac{th^2\sigma_{ai}}{6 * (b + c * c\theta + R * s\theta)}$
Relații pentru calculul deplasărilor și rotirilor	$f_x = \frac{F}{EI_z} [s2\theta(c^3 / 6 + bc^2 / 2 + \Pi c^2 R / 2 + ac^2 / 2) + s\theta(b^2 c / 2 + \Pi bcR + 2cR^2 + abc - a^2 c / 2) + c\theta(\Pi cR^2 + 2acR) + \Pi bR^2 + 2R^3 + 2abR - a^2 R]$ $f_y = \frac{F}{EI_z} [c^2\theta(c^3 / 3 + c^2 b + \Pi c^2 R + c^2 a) + c\theta(cb^2 + 2\Pi bcR + 4cR^2 + 2abc - a^2 c) + b^3 / 3 + \Pi b^2 R + \Pi R^3 / 2 + 4bR^2 + b^2 a + a^3 / 3 - a^2 b]$ $\varphi = \frac{F}{EI_z} (c^2 / 2c\theta + b^2 / 2 + bc \times c\theta + \Pi bR + \Pi cR \times c\theta + 2R^2 + ab + ac \times c\theta - a^2 / 2)$ $f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$

Tabelul 6.14. Formule pentru calculul deformației lamelei arcului „C” în formă simplificată

Schema de calcul	
Forma secțiunii	
Momente încovoietoare	$M_{max} = F(a+r) \text{ dacă } a+r > l-a$ $M_{max} = F(l-a) \text{ dacă } a+r < l-a$
Relații de dimensionare și verificare	$\frac{bh^2}{6} \geq \frac{F(a+r)}{\sigma_{ai}} \text{ dacă } a+r > l-a$ $\frac{bh^2}{6} \geq \frac{F(l-a)}{\sigma_{ai}} \text{ dacă } a+r < l-a$
Forța maxima	$Fm = \frac{bh^2 \sigma_{ai}}{6(\sigma+r)} \text{ dacă } a+r > l-a$ $Fm = \frac{bh^2 \sigma_{ai}}{6(l-\sigma)} \text{ dacă } a+r < l-a$
Relații pentru calculul deplasărilor și rotirilor	$f_x = \frac{Fr^3}{EI_z} \left[ \pi \frac{a}{r} + 2 \frac{al}{r^2} - \left( \frac{l}{r} \right)^2 + 2 \right]$ $f_y = \frac{Fa^3}{EI_z} \left[ \frac{1}{3} + \pi \frac{r}{a} + 4 \left( \frac{r}{a} \right)^2 + \frac{\pi}{2} \left( \frac{r}{a} \right)^2 \right. \\ \left. + \frac{l}{a} - \frac{1}{2} \left( \frac{l}{a} \right) - \frac{1}{3} \left( \frac{l}{a} \right)^3 \right]$ $\varphi = \frac{Fr^3}{EI_z} \left[ \frac{1}{2} \left( \frac{a}{2} \right)^2 + \pi \frac{a}{r} + \frac{al}{r^2} - \frac{1}{2} \left( \frac{l}{r} \right)^2 + 2 \right]$ $f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$



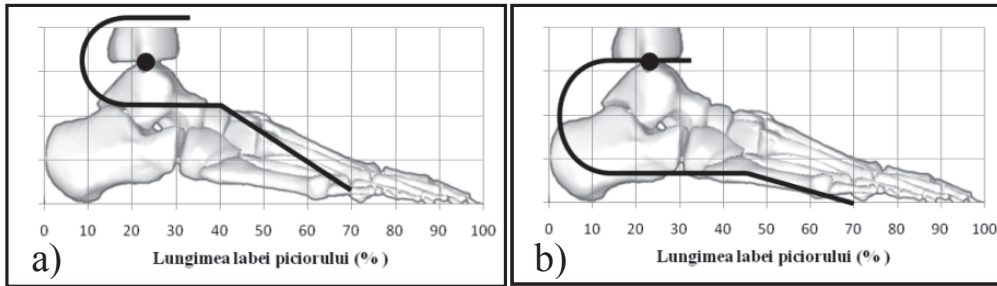
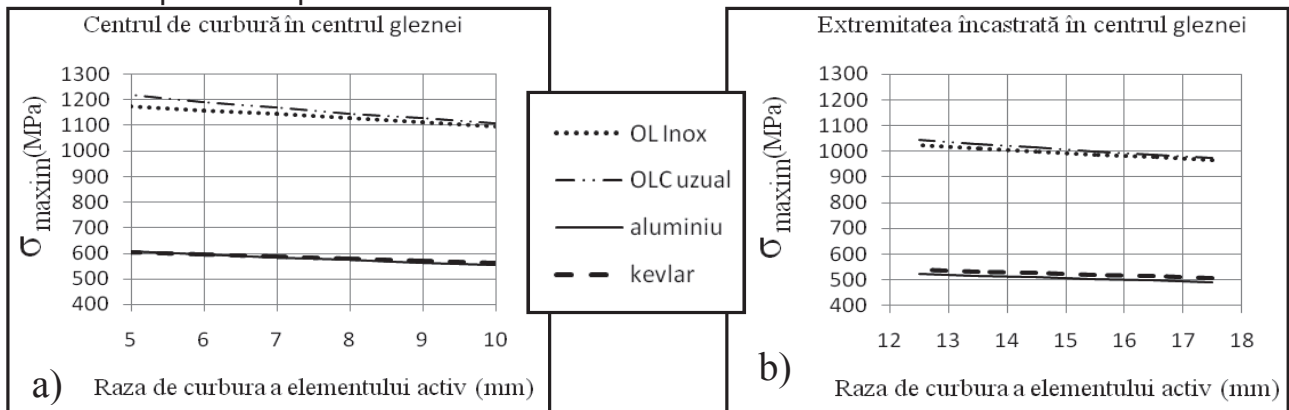
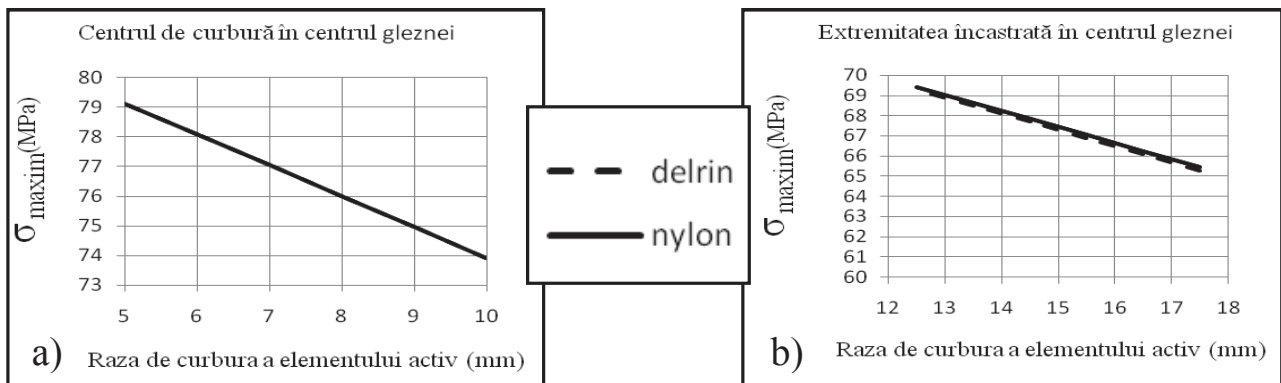


Fig.6.12. Forme constructive pentru elementul activ în formă de tip C cu orientare clasică

Se poate observa că pentru a menține o formă rezonabilă a protezei (asemănătoare cu cea a piciorului uman), tensiunile din material sunt ridicate. Tensiunile tind să crească odată cu mărirea razei de curbură (figura 6.13, Figura 6.14). Tensiunile sunt mai scăzute în cazul modelului cu extremitatea încastrată situată în centrul gleznei. Cu toate acestea, materialele uzuale (Ol Inox, Al) nu se pretează pentru construcția elementului activ. Kevlar-ul poate fi utilizat, sau oțeluri aliate superioare cu  $\sigma_{ai} > 1200$  MPa. Materialele plastice se comportă mult mai bine, ambele tipuri de material sunt practic utilizabile pentru construcția unui astfel de element activ, chiar dacă implică o reducere a unghiului dorit de la  $20^\circ$  la valori între  $10^\circ$  și  $15^\circ$ . În cazul metalelor uzuale, chiar și o reducere a unghiului la  $10^\circ$  nu este suficientă pentru a permite utilizarea acestora.

Fig.6.13. a)  $\sigma_{maxim}$  în funcție de raza de curbură pentru cazul în care centrul de curbură se află în centrul anatomic al gleznei. b)  $\sigma_{maxim}$  în funcție de raza de curbură pentru cazul în care extremitatea încastrată se află în centrul anatomic al gleznei. Valori determinate pentru  $\varphi=20^\circ$ . Pentru materiale cu  $E > 10$  GPa.Fig.6.14.  $\sigma_{maxim}$  în funcție de raza de curbură pentru cazul în care centrul de curbură se află în centrul anatomic al gleznei. b)  $\sigma_{maxim}$  în funcție de raza de curbură pentru cazul în care extremitatea încastrată se află în centrul anatomic al gleznei. Valori determinate pentru  $\varphi=20^\circ$ . Pentru materiale cu  $E < 10$  GPa.

Pentru studiul stabilității în poziție de echilibru s-a considerat cazul cel mai defavorabil, în care elementul călcâi ajută doar la stabilizarea porțiunii frontale a elementului activ (tabelul 6.14 [18]). Dacă se apasă cu greutatea corporală, atunci  $F=600$  N. În funcție de dimensiunile considerate anterior vor rezulta deplasările prezentate în figurile 6.15.a.b ( $F_y$ ) și 6.15.c.d ( $F_x$ ). S-au prezentat doar curbele caracteristice unui material, deoarece deplasările sunt foarte apropiate datorită metodei de calcul (strict teoretic).

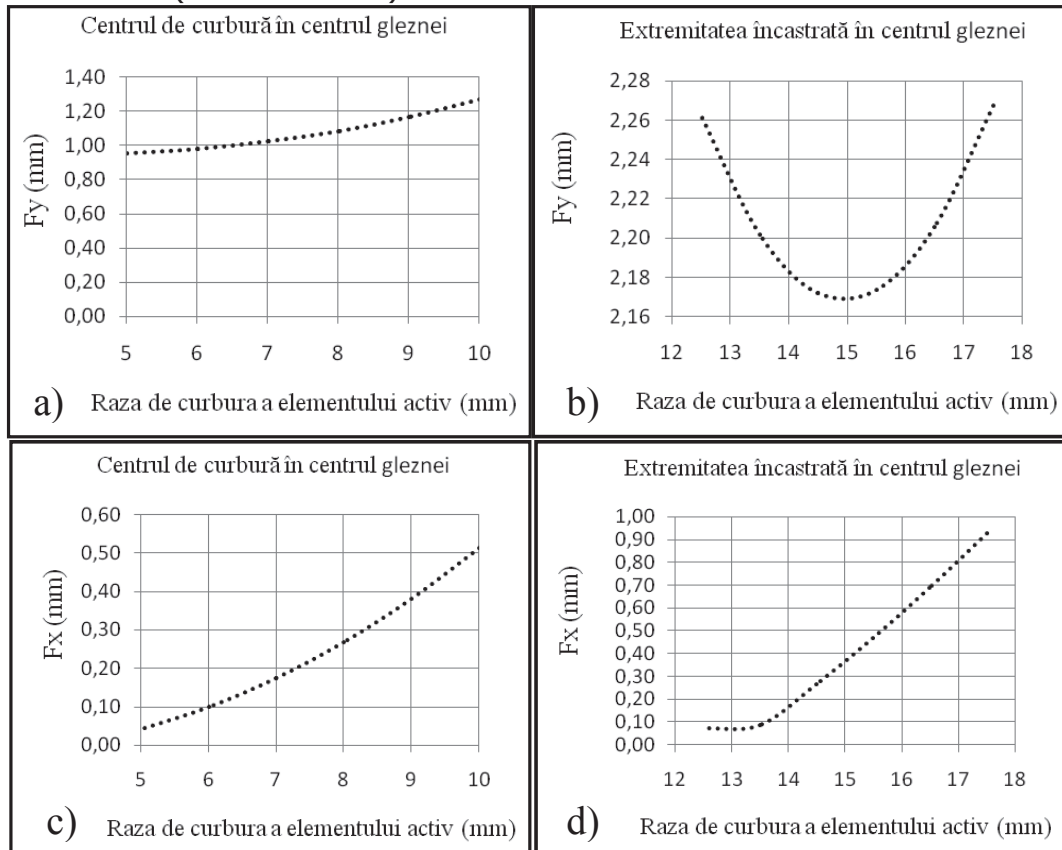


Fig.6.15. Deplasările capătului liber în funcție de raza de curbură, pentru cazul în care centrul razei de curbură în centrul anatomic al gleznei: a)  $f_y$ ; c)  $f_x$ . Deplasările capătului liber în funcție de raza de curbură, pentru cazul în care extremitatea încastrată se află în centrul anatomic al gleznei: b)  $f_y$ ; c)  $f_x$ . Valori determinate pentru  $\varphi=20^\circ$ .

Se poate observa că acest tip de element activ prezintă stabilitate ridicată, practic deformațiile pentru situația de echilibru sunt minime. Dacă se consideră că, pentru cazul în care extremitatea încastrată se află în centrul anatomic al gleznei, elementul pentru absorbția șocurilor este o lamelă de grosime suficientă și că acesta este situat imediat sub elementul activ, atunci deformațiile pentru cazul de stabilitate vor fi foarte mici și apropiate de 1mm. Ambele forme constructive sunt eficiente, atât din punct de vedere al deformației necesare pentru efectuarea unui pas, cât și din punct de vedere al stabilității pe sol. În concluzie, se poate spune că elementul activ în formă de tip C cu orientare clasică este soluția cea mai bună, atât din punct de vedere al formei apropiate cu anatomia piciorului uman, cât și din punct de vedere al tensiunilor din elementul activ (comparativ cu forma „L” și cu lamela simplă).

În ceea ce privește forma constructivă a elementului călcâi, aceasta poate fi aleasă din cele trei tipuri considerate. Calculul se face considerând că rotirea permisă este de maxim  $5^\circ$  pentru valoarea maximă a reacțiunilor din partea solului pentru etapa I a pășirii (figura 6.4).

## 6.4. Analiza numerică a trei modele de proteză

### 6.4.1. Aspecte teoretice

Analiza cu elemente finite se bazează pe conceptul construirii obiectelor complicate din obiecte mai simple (divizarea obiectelor în elemente pentru care se pot aplica scheme de calcul cunoscute). Metoda este aplicată în cazurile în care matematica nu oferă procedee suficient de puternice pentru determinarea unei soluții exacte [125], [48].

Problemele discrete corespund situației pentru care modelul adecvat este obținut prin utilizarea unui număr finit de componente bine definite. Atunci când numărul elementelor tinde spre infinit (elemente infinitezimale), problema este definită prin ecuații diferențiale. Pentru un *sistem continuu*, modelul este reprezentat printr-un sistem de ecuații diferențiale [205].

Metoda elementului finit a fost dezvoltată în special de ingineri, folosind deducții intuitive, prin crearea unei analogii între elementele discrete reale și porțiuni finite ale unui domeniu continuu [91], [172]. În toate aplicațiile pentru care se utilizează metoda elementului finit, se urmărește determinarea valorilor unei variabile de câmp (deplasarea, tensiunile din material, temperatura, presiunea sau viteza). Metoda nu permite determinarea unei formule de calcul (ca soluție) sau rezolvarea unei clase de probleme. Această metodă este utilizată pentru determinarea unei soluții numerice pentru o problemă specifică. Un alt aspect este că soluția obținută va fi întotdeauna aproximativă, cu excepția cazului în care problema este atât de simplă, încât o formulă de calcul convenabilă este deja disponibilă [37].

Modelul de calcul utilizat în analiza cu elemente finite este un model aproximativ, obținut prin asamblarea elementelor finite componente ale structurii considerate (ținând cont de geometria acesteia). Elementele finite se conectează în puncte nodale (sau noduri). Nodurile sunt punctele de intersecție ale liniilor de contur (rectilinii sau curbe) ale elementelor finite. Elementele finite pot fi unidimensionale, bidimensionale sau tridimensionale (în funcție de geometria structurii modelate).

Nodurile sunt plasate, de obicei, pe contururile elementului, în locurile în care elementele adiacente sunt conectate între ele. Variația reală a variabilei de câmp pe domeniul unui element finit poate fi aproximată printr-o funcție simplă. Funcțiile de aproximare, numite modele de interpolare, sunt definite în funcție de valorile variabilelor de câmp în noduri [68]. Precizia de calcul crește odată cu creșterea numărului de elemente finite.

Pentru a folosi metoda elementului finit în rezolvarea unei probleme, trebuie să se parcurgă următoarele etape [68]:

1. *Studiul structurii*. Este necesar pentru determinarea corectă a modelului de calcul și a tipului de elemente finite adecvate.
2. *Discretizarea structurii*. Este necesar ca, pentru zonele de interes, în care se dorește un calcul cât mai exact, dimensiunea elementelor finite să fie cât mai redusă. Trecerea de la elementele finite mici, la elementele finite mai mari se face prin intermediul unor elemente de trecere progresive (pentru a elimina distorsiunile ce pot să apară în urma unei treceri bruște).

3. *Studiul elementelor finite.* Este necesar pentru stabilirea ecuațiilor elementelor finite (ecuațiile elementale), ce descriu comportamentul mediului dintr-un element.
4. *Transformarea matricelor de rigiditate.* Este necesară pentru transferul elementelor din sistemul de coordonate local în cel global.
5. *Asamblarea ecuațiilor elementale.* Implică asamblarea ecuațiilor elementale în sistemul de ecuații atașat structurii. Condiția impusă este ca funcțiile necunoscute ale problemei să aibă aceleași valori în nodurile comune.
6. *Rezolvarea sistemului de ecuații.* Sistemul de ecuații se rezolvă prin procedee numerice cunoscute (metoda Gauss, metoda Jacobi, metoda Gauss-Seidel și metoda relaxării [68]). Se determină valorile gradelor de libertate din noduri (necunoscutele principale ale sistemului).
7. *Calculul necunoscutelor secundare.* Implică determinarea necunoscutelor secundare (în cazul structurilor de rezistență acestea sunt deformațiile specifice  $\epsilon$  și  $\gamma$  și componentele tensorului de tensiune  $\sigma$  și  $\tau$ ).

Acuratețea rezultatelor obținute este strâns legată de tipul elementelor finite utilizate. Elementele finite se deosebesc prin forma lor geometrică, numărul și tipul de noduri, tipul variabilelor de nod (deplasările generalizate) și tipul funcțiilor de interpolare utilizate. Funcțiile de interpolare alese trebuie să îndeplinească condițiile de continuitate și condițiile de convergență a soluției aproximată [68].

Pentru analiza cu elemente finite s-au utilizat elementele finite tetraedrale. Analiza s-a efectuat pe modele cu formă geometrică simplă, asemănătoare cu cea discutată în subcapitolul precedent.

#### 6.4.2. Metoda utilizată pentru analiza în Ansys

Pentru analiza cu elemente finite a stării de tensiune și de deformare s-a utilizat software-ul Ansys. S-a urmărit determinarea momentului de reacțiune la nivelul „gleznei” artificiale a protezelor, determinarea unghiului maxim dintre proteză și tija acesteia, cuantificarea cantității de energie înmagazinată în elementul activ și studierea tensiunilor maxime din elementul activ. Scopul final al simulărilor este determinarea celei mai bune forme pentru elementul activ. Materialele alese pentru simulare sunt: AISI 4140H, DuPont Kevlar 49 și DuPont Zytel 70G30HS.

Modelarea protezelor s-a făcut cu ajutorul software-ului SolidWorks. S-a pornit de la dimensiunile determinate teoretic (utilizând formulele din subcapitolul 6.3) și s-au modelat elemente talpă și călcâi pentru trei forme ale elementului activ. Modelarea s-a făcut pentru un subiect cu masă corporală de 60 kg. S-a considerat că proteza trebuie să se deformeze cât mai apropiat de un picior uman. Unghiul final dintre tijă și proteză, atunci când asupra „falangelor” tălpii acționează forța maximă de 625 N, este de aproximativ 20 grade. Pentru materialele ce nu ar fi rezistat la forța cerută, unghiul a fost redus până la valori acceptabile (minim 10°). Lungimea labei piciorului a fost considerată ca fiind 220 mm.

S-au considerat trei forme ale elementului activ, după cum urmează:

- Arc lamelar de tip C, cu orientare clasică și profil înalt (figura 6.16.a). Această formă are axa tijei protezei aliniată cu centrul de rotire al labei piciorului intact. Deformația elementului activ permite o flexie plantară apropiată de cea a unui picior intact. Pentru această formă, tensiunile din elementul activ vor fi ridicate.

- Arc lamelar de tip C, cu orientare clasică și profil redus (figura 6.16.b). Această formă are axa tijei protezei aliniată cu centrul de rotire al labei piciorului intact și este similară cu forma constructivă precedentă. Deformația elementului activ permite o flexie plantară apropiată de cea a unui picior intact. Pentru această formă, tensiunile din elementul activ vor fi mai scăzute decât pentru profilul înalt.
- Arc lamelar de tip L, cu rază de curbură mare (figura 6.16.c). Această formă constructivă nu are axa protezei aliniată cu centrul de rotire al labei piciorului intact. Deformația elementului activ permite o flexie plantară apropiată de cea a unui picior intact. Pentru această formă, tensiunile din elementul activ vor fi mai scăzute decât pentru profilul înalt.

Modelele tridimensionale pentru cele trei forme, concepute în SolidWorks sunt prezentate în figura 6.16.

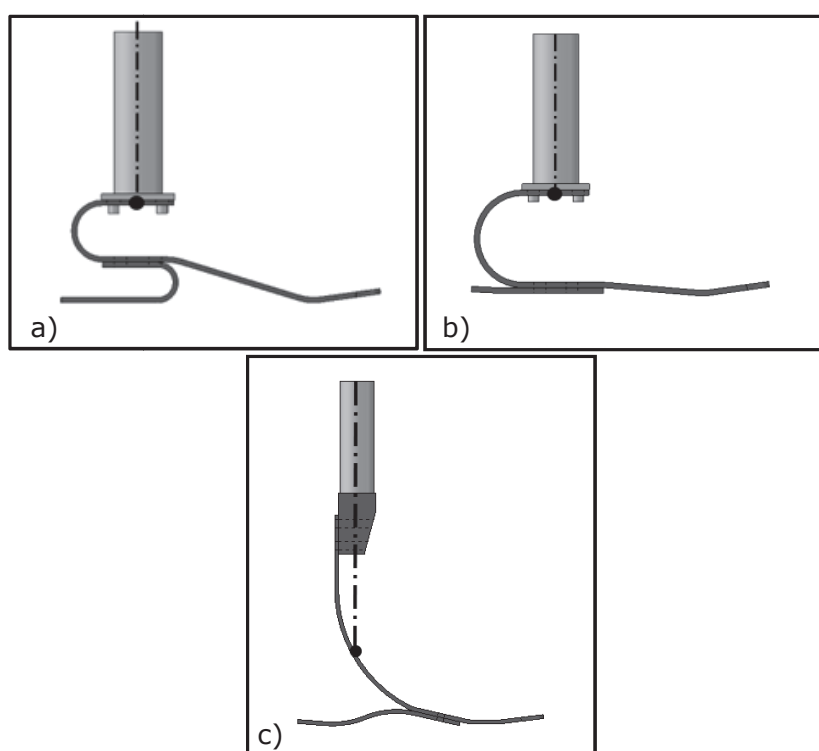


Fig.6.16. Formele constructive ale protezelor: a) „C” cu profil înalt; b) „C” cu profil jos; c) „L”

Pentru cele trei forme considerate, analiza a necesitat efectuarea următorilor pași:  
Dimensionarea elementului activ:

1. Dimensionarea teoretică a elementului activ. Acest pas implică utilizarea formulelor pentru dimensionare prezentate în subcapitolul 6.3.
2. Simularea, cu ajutorul metodei elementului finit, a deformației lamelei principale (cu dimensiuni determinate prin calcul analitic), în aceleași condiții cu cele impuse în dimensionarea analitică.
3. Modelarea protezei în SolidWorks.

Analiza propriu-zisă:

4. Studiarea, cu ajutorul metodei elementului finit, a deformației ansamblului, atunci când pacientul apasă cu toată greutatea corporală pe tijă (analiză pentru stabilitate).

5. Studiarea statică, cu ajutorul metodei elementului finit, a deformației ansamblului, atunci când asupra labei piciorului se aplică reacțiunile din partea solului.
6. Studiarea dinamică, cu ajutorul metodei elementului finit, a deformației ansamblului, atunci când asupra labei piciorului se aplică reacțiunile din partea solului.

Pentru pasul 4, problema este prezentată schematic în figura 6.17.

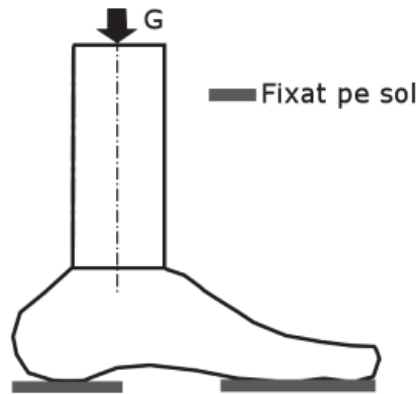


Fig.6.17. Configurația utilizată pentru simularea cazului în care pacientul își lasă greutatea pe proteză

Pașii 5 și 6 implică deplasarea forțelor de reacțiune dinspre călcâiul protezei spre vârful acesteia. Practic, pasul 6 este similar cu pasul 5, cu excepția că simularea, în pasul 6, este dinamică. Pentru aplicarea forțelor de reacțiune din partea solului s-a urmărit reproducerea, cât mai exactă, a distribuției reale a acestor forțe (în funcție de etapele pășirii – v. figura 6.18). S-a ținut cont de distribuția forțelor de reacțiune din partea solului în etapele pășirii și de unghiul (variabil) dintre talpa piciorului și sol (pe durata contactului cu solul).

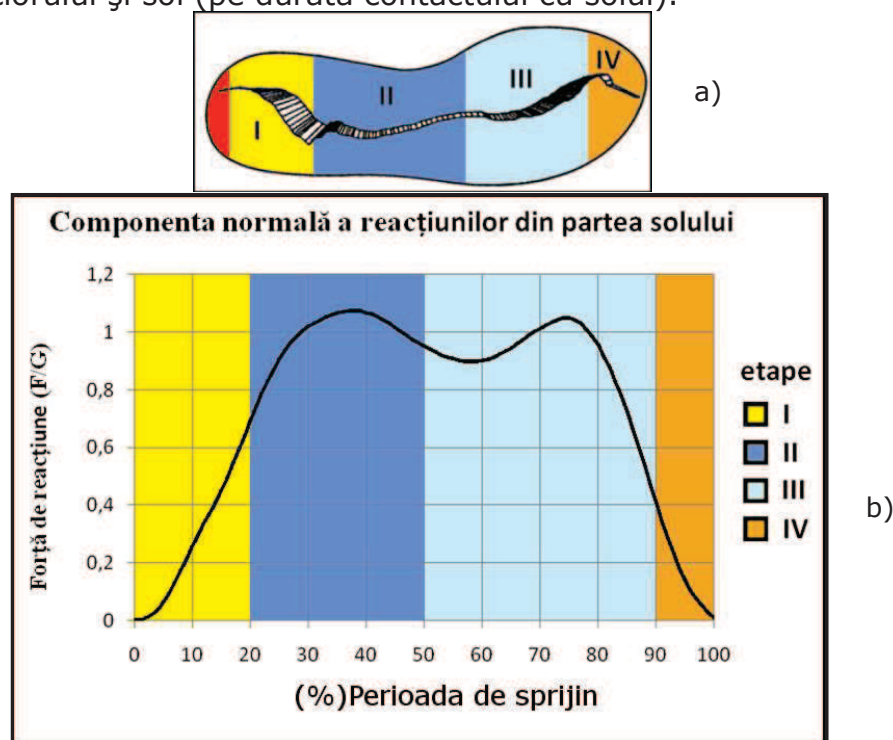


Fig.6.18. a) Poziția centrului de presiune pe talpă, în etapele pășirii. b) Componenta normală a reacțiunilor din partea solului, în etapele pășirii.

Pentru a simula deplasarea forței dinspre călcâi spre vârful piciorului s-au considerat următoarele:

- Centrul de aplicare a reacțiilor (centrul de presiune) din partea se deplasează pe talpă dinspre călcâi spre vârf.
- Atunci când poziția centrului de presiune se află în mijlocul intervalului corespunzător etapei de pășire curente, forța de reacțiune aplicată pe porțiunea corespunzătoare intervalului este egală cu 100% din valoarea reacțiilor din partea solului.
- Când poziția centrului trece de mijlocul intervalului corespunzător etapei de pășire curente, atunci forța de reacțiune aplicată pe porțiunea corespunzătoare intervalului scade treptat, până la trecerea într-o nouă etapă de pășire. Când poziția centrului trece de interval corespunzător etapei de pășire curente, valoarea forței aplicată pe porțiunea corespunzătoare intervalului devine 0.
- La intrarea într-o nouă etapă de pășire, forța aplicată crește succesiv, până ajunge la 100% din valoarea reacțiilor din partea solului. Poziția pentru care forța aplicată este 100% din valoarea reacțiilor din partea solului coincide cu mijlocul intervalului corespunzător etapei de pășire curente.
- Componentele rezultantei reacțiilor din partea solului se recalculază, ținând cont de unghiul dintre talpa piciorului și sol.

Metoda descrisă este reprezentată schematic în figura 6.19.

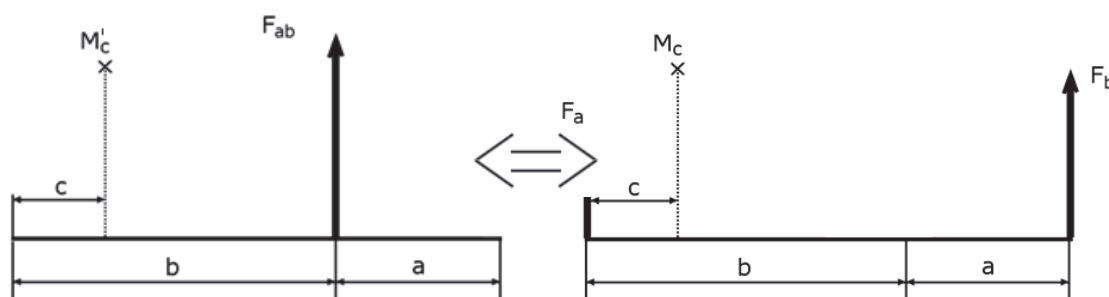


Fig.6.19. Metoda utilizată pentru deplasarea forței dinspre călcâi spre vârful piciorului

În figura 6.19,  $F_{ab}$  este egală cu  $F_a + F_b$  și este valoarea reacțiilor din partea solului într-un moment de timp din intervalul contactului cu solul. Punctul de aplicare al forței  $F_a$  corespunde centrului intervalului  $i$  din care se face trecerea spre intervalul  $i+1$ . Punctul de aplicare al forței  $F_b$  corespunde centrului intervalului  $i+1$  în care se face trecerea dinspre intervalul  $i$ . Intervalele  $i$  corespund etapelor de pășire (I,II,III,IV). Punctul de aplicare al forței  $F_{ab}$  corespunde poziției centrului de aplicare a reacțiilor din partea solului (centrul de presiune) față de punctul de aplicare al forței  $F_a$  (distanța  $b$ ) și față de punctul de aplicare al forței  $F_b$  (distanța  $a$ ). Forța  $F_a$  este proporțională cu distanța  $a$  și invers proporțională cu distanța  $b$ , iar forța  $F_b$  este proporțională cu distanța  $b$  și invers proporțională cu distanța  $a$ . Putem scrie:

$$\begin{cases} M_c = F_b(a + b - c) - F_a * c \\ M'_c = F_{ab}(b - c) \end{cases} \quad (6.1)$$

unde  $M_c$  este momentul determinat de forțele  $F_b$  și  $F_a$  față de punctul  $C$ , iar  $M'_c$  este momentul determinat de forța  $F_{ab}$  față de punctul  $C$ . Dacă:

$$\begin{cases} F_a = \frac{F_{ab} * a}{a + b} \\ F_b = \frac{F_{ab} * b}{a + b} \end{cases}, \text{ rezultă:}$$

$$M_c = \frac{F_{ab}(ab + b^2 - ac - bc)}{a + b} = \frac{F_{ab}(b - c)(a + b)}{a + b} = M'_c \quad (6.2)$$

Prin urmare, dacă centrul se află în mijlocul intervalului corespunzător etapei de pășire  $i$ , atunci  $a=0$ , iar  $F_{ab}=F_a=100\%$  din valoarea componentei reacțiunii din partea solului pe axa considerată. Dacă centrul se află într-o poziție intermediară, distanța  $b$  este egală cu diferența dintre coordonata poziției centrului de aplicare al reacțiunii și centrul intervalului  $i$ , iar forțele  $F_a$  și  $F_b$  generează un moment echivalent, față de punctul  $c$ . Pe baza metodei descrise, s-a conceput un algoritm ce permite determinarea forțelor necesare pentru a încărcă proteza în condițiile impuse de deplasarea bipedă. Pentru algoritm, s-a considerat că pozițiile centrului de aplicare a reacțiunii din partea solului sunt cele determinate experimental. Pozițiile centrului de aplicare au fost recalulate, considerând că poziția primului contact cu solul reprezintă 0% din lungimea labei piciorului, iar poziția ultimului contact cu solul reprezintă 100% din lungimea labei piciorului.

Variația forțelor aplicate pe porțiunile călcâi, călcâi 1, mijlocul tălpii, respectiv porțiunea falange, rezultată în urma calculului, pentru cazul componentei normale a reacțiunii din partea solului, este reprezentată în figura 6.20.

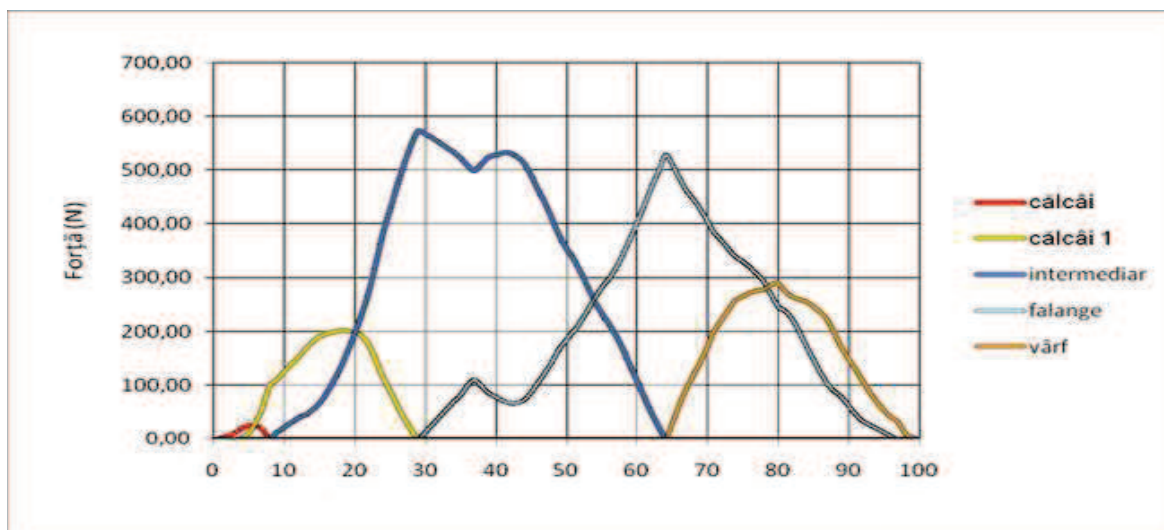


Fig.6.20. Distribuția componentei normale a forțelor de reacțiune din partea solului pe talpă, în etapele pășirii

Datorită faptului că determinarea s-a făcut normalizat la perioada de sprijin, datele pot fi utilizate direct în Ansys. În Ansys, este nevoie ca timpul să fie împărțit în 100 de diviziuni, diviziunea 0 să corespundă la 0 s, iar diviziunea 100 să corespundă duratei contactului cu solul (perioada de sprijin). Pentru cazul considerat durata contactului cu solul va fi de 0,7 s (din determinările experimentale). Pentru pașii 5 și 6 ai analizei, s-a considerat că extremitatea superioară a tijei protezei este fixă. *Metoda descrisă permite studiul dinamic al comportamentului protezei pe întreaga durată a contactului cu solul și este superioară studierii statice (în anumite momente de timp) a comportamentului protezei.*



### 6.4.3. Studiul protezei „C” cu profil înalt

Forma geometrică a protezei s-a ales ținând cont de restricțiile anatomice (figura 6.21). Grosimea lamelei s-a ales pentru a asigura flexie plantară similară cu cea a unui picior uman. S-a considerat că lungimea protezei este de 220 mm. Dimensiunile arcului principal:  $a=44$  mm,  $b=44$  mm,  $c=88$  mm,  $r=17$  mm,  $\theta = 17^\circ$  și  $t=52$  mm (lățimea lamelei) sunt alese din considerente constructive. Grosimile lamelor, pentru cele trei materiale (determinate cu ajutorul formulelor din tabelul 6.13), sunt prezentate în tabelul 6.15. Deoarece proteza din Zytel 70G30HS poate fi obținută prin turnare în formă, s-a considerat că proteza nu necesită elemente adiționale care să fixeze lamela călcâi de lamela talpă (figura 6.22.b).

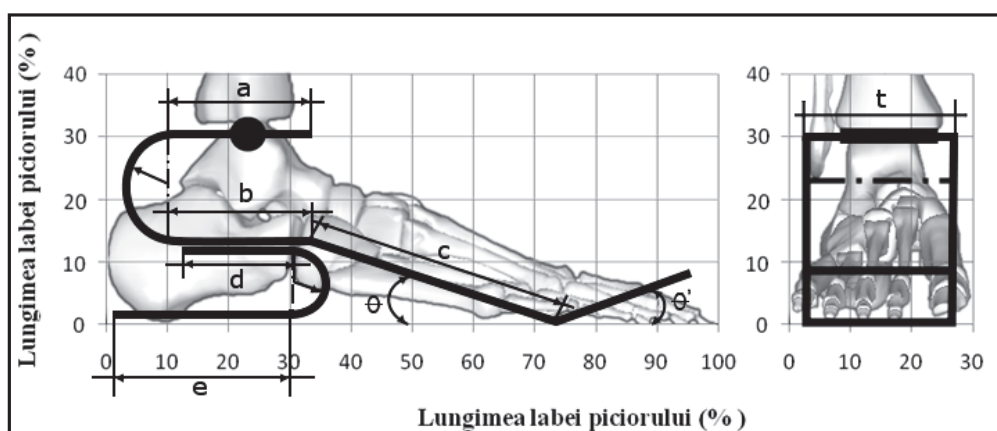


Fig.6.21. Forma geometrică pentru proteza „C” cu profil înalt

Tabelul 6.15. Grosimea lamelei protezei „C” cu profil înalt

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
h (grosimea lamelei)	3,5 mm	4,3 mm	10 mm

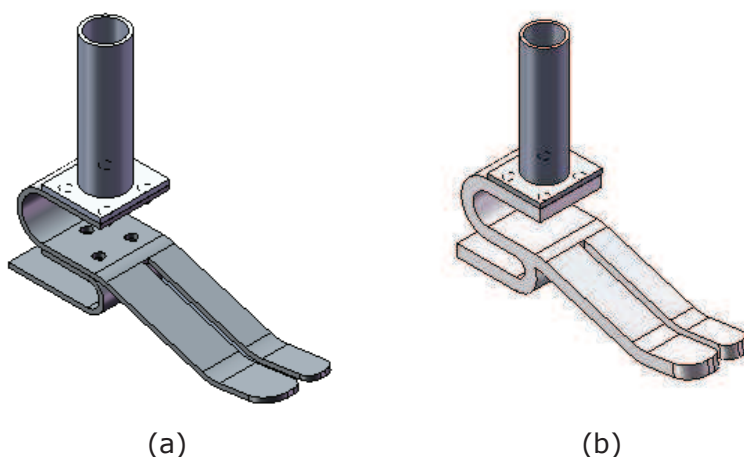


Fig.6.22. Modelele 3d pentru proteza „C” cu profil înalt: a) din materialul AISI 4140 H; b) din materialul Zytel 70G30HS

Deformațiile rezultate din calcul au fost comparate cu cele obținute în urma analizei cu elemente finite în Ansys. Condițiile impuse analizei sunt prezentate în figura 6.23. Analiza s-a făcut cu parametrul „Large Deflection” activat.

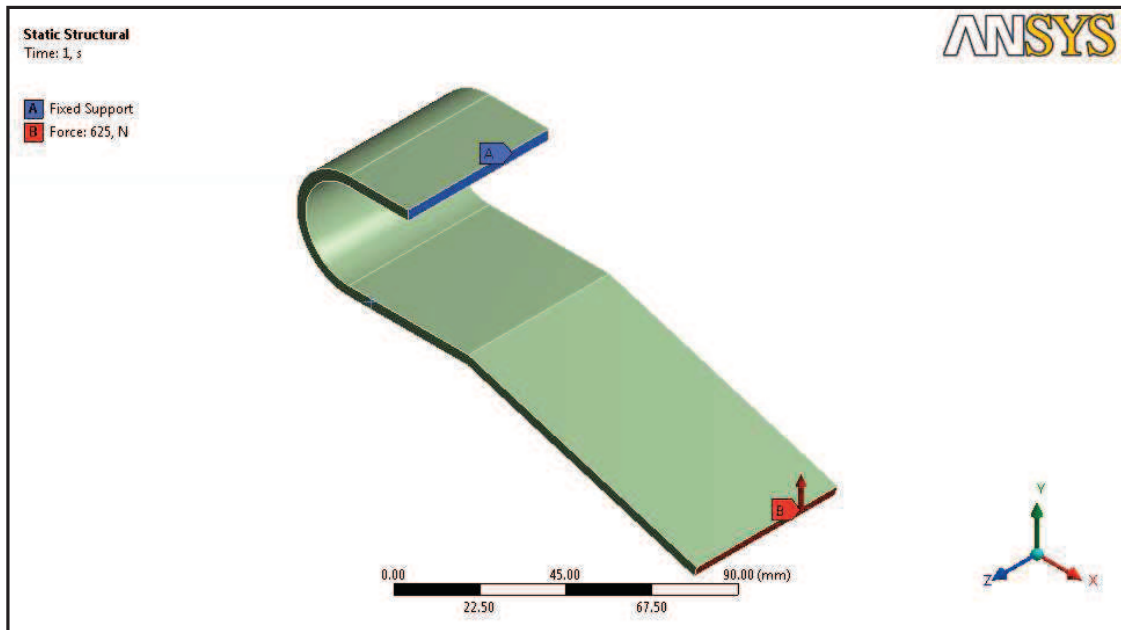


Fig.6.23. Condițiile pentru analiza deformației lamelei talpă

Deformațiile pe direcția  $Ox$  și  $Oy$  ( $f_x$  și  $f_y$ ) ale capătului liber al lamelei și tensiunea maximă sunt prezentate în tabelul 6.16. Se poate observa că tensiunile sunt subestimate de calculul prin formule (față de elementul finit). Deplasările capătului liber sunt similare (pentru cele două metode).

Tabelul 6.16. Deplasările capătului liber al lamelei protezei „C” cu profil înalt și tensiunea maximă

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
$f_x$ teoretic	7,79 mm	7,66 mm	7,5 mm
$f_x$ element finit	6,79 mm	6,87 mm	7,66 mm
$f_y$ teoretic	33,52 mm	33,97 mm	32,28 mm
$f_y$ element finit	33,43 mm	32,93 mm	33,29 mm
$\sigma_{\max}$ teoretic	845,08 MPa	559,88 MPa	110,02 MPa
$\sigma_{\max}$ pe axa $Oy$ element finit	939,35 MPa	627,23 MPa	148,75 MPa

Pentru studierea deformației lamelei arcului călcâi s-au utilizat formulele din tabelul 6.14. Cerința, pentru acest element, este ca deformația să fie redusă atunci când se aplică greutatea corporală, iar acesta este în contact cu solul (figura 6.24.a). Raza de curbură a acestui element depinde de forma arcului lamelar principal și de grosimea acestuia. Grosimea elementului s-a considerat ca fiind egală cu cea a lamelei principale. Dimensiunile arcului călcâi, impuse de geometria arcului lamelar principal sunt prezentate în tabelul 6.17. S-a considerat și cazul în care asupra lamelei călcâi se aplică o forță de 125 N (20% din greutatea corporală) la extremitatea liberă (figura 6.24.b).

Tabelul 6.17. Dimensiunile lamelei călcâi a protezei „C” cu profil înalt

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
d	34 mm	34 mm	23,8 mm
e	60 mm	60 mm	50 mm
$r_c$	11 mm	10,7 mm	12,5 mm

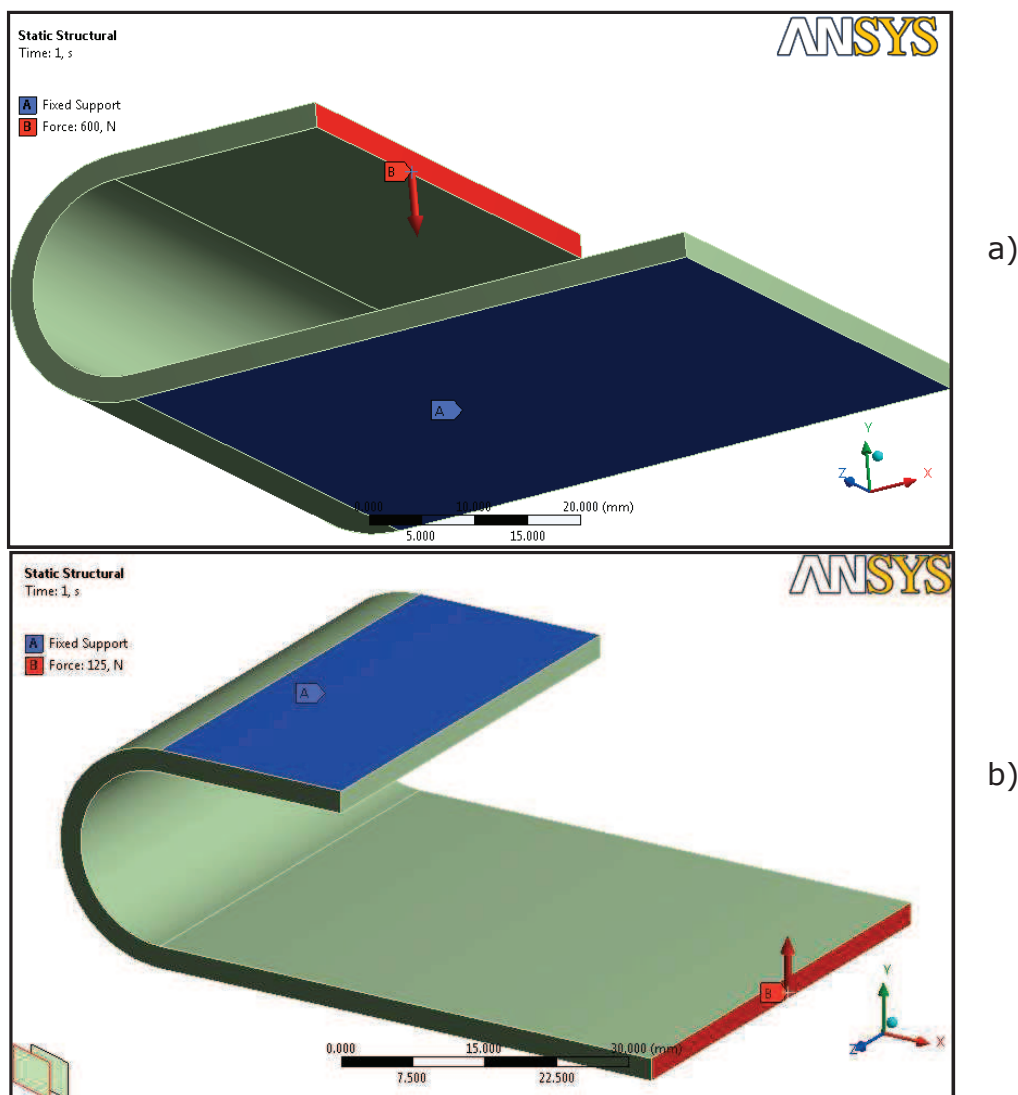


Fig.6.24. Condițiile pentru analiza deformației lamei călcâi: a) Pentru analiza de stabilitate; b) Pentru analiza deformației în momentul contactului dintre călcâi și sol

După dimensionarea teoretică s-a efectuat o analiză simplă în Ansys, pentru a verifica dacă deformațiile obținute cu ajutorul metodei elementului finit sunt similare cu deformațiile obținute prin calcul teoretic. Analiza s-a făcut cu parametrul „Large Deflection” activat. Situațiile pentru care s-a făcut analiza sunt prezentate în figura 6.24. Deformațiile obținute în urma analizei pentru stabilitate sunt prezentate în tabelul 6.18, iar deformațiile obținute în urma analizei deformației în momentul contactului dintre călcâi și sol sunt prezentate în tabelul 6.19. Se poate observa că valorile obținute prin cele două metode sunt similare.

Tabelul 6.18. Deformațiile obținute în urma analizei pentru stabilitate pentru lamela călcâi a protezei „C” cu profil înalt și tensiunea maximă

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
fx teoretic	0,17 mm	0,16 mm	0,22 mm
fx element finit	0,165 mm	0,14 mm	0,21 mm
fy teoretic	0,52 mm	0,49 mm	0,62 mm
fy element finit	0,48 mm	0,45 mm	0,59 mm
$\sigma_{\max}$ teoretic	186,50 MPa	122,44 MPa	25,13 MPa
$\sigma_{\max}$ pe axa Oy element finit	196,48 MPa	139,84 MPa	36,09 MPa

Tabelul 6.19. deformațiile obținute în urma analizei deformației în momentul contactului dintre călcâi și sol și tensiunea maximă pentru lamela călcâi a protezei „C” cu profil înalt

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
fx teoretic	0,08 mm	0,08 mm	0,08 mm
fx element finit	0,07 mm	0,07 mm	0,08 mm
fy teoretic	0,75 mm	0,72 mm	0,50 mm
fy element finit	0,69 mm	0,66 mm	0,49 mm
$\sigma_{\max}$ teoretic	83,59 MPa	55,15 MPa	9,01 MPa
$\sigma_{\max}$ pe axa Oy element finit	87,79 MPa	62,39 MPa </tr	

Analiza cu element finit a protezei (ansamblului) s-a făcut conform cu metoda prezentată în subcapitolul 6.4.2. Restricțiile și încărcările pentru analiză sunt prezentate în figura 6.25. Pentru această formă a elementului activ, s-a considerat că porțiunea de mijloc a lamelei talpă (porțiunea înclinată) nu intră în contact cu solul. Forța intermediară (etapa a doua a pașirii) a fost aplicată pe porțiunea falange a protezei și pe porțiunea inferioară a lamelei călcâi (singurele în contact cu solul în această etapă). Extremitatea superioară a tijei a fost considerată ca fiind fixă (figura 6.25).

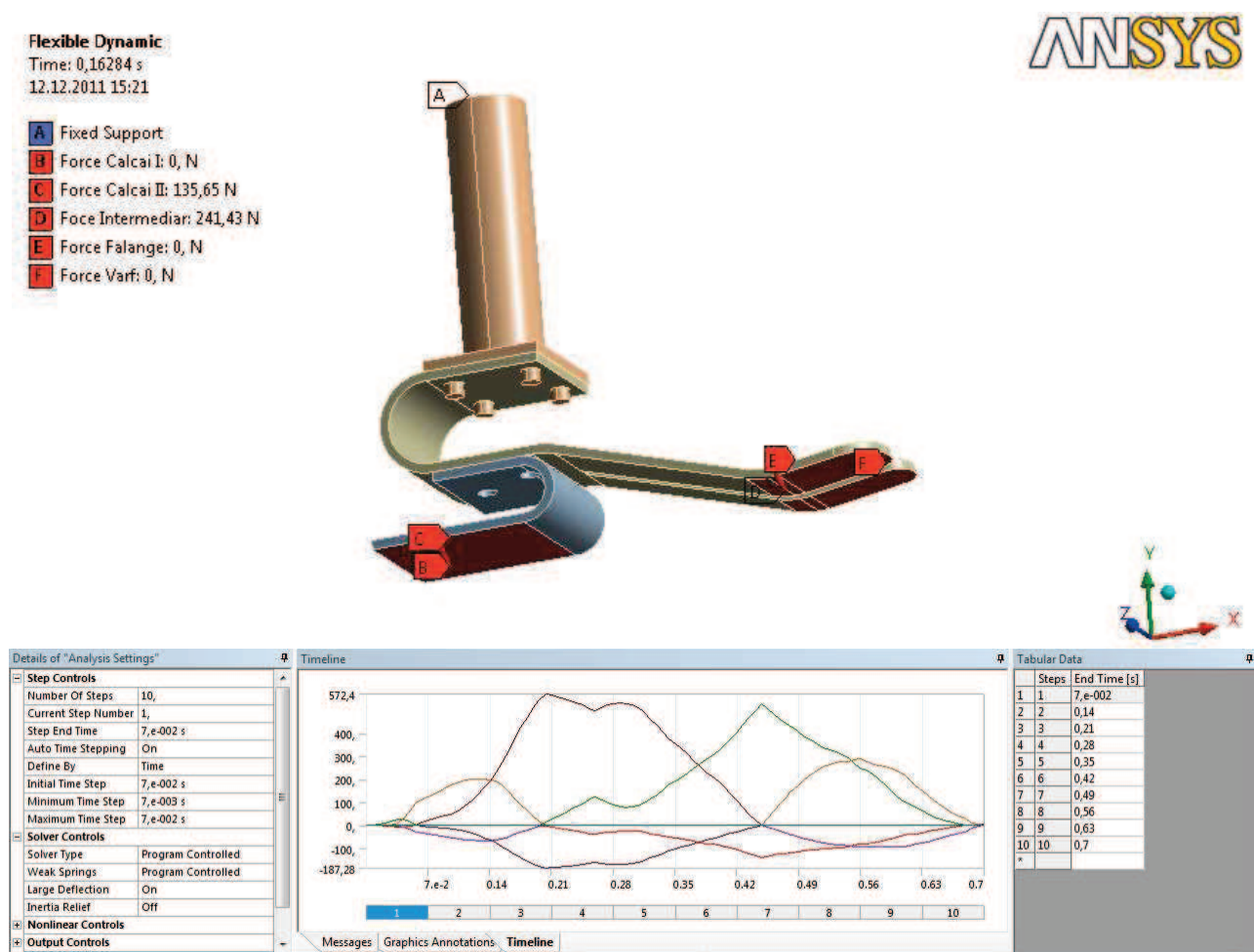


Fig.6.25. Condițiile pentru analiza deformației protezei. Simularea aplicării forțelor de reacțiune pe talpă.

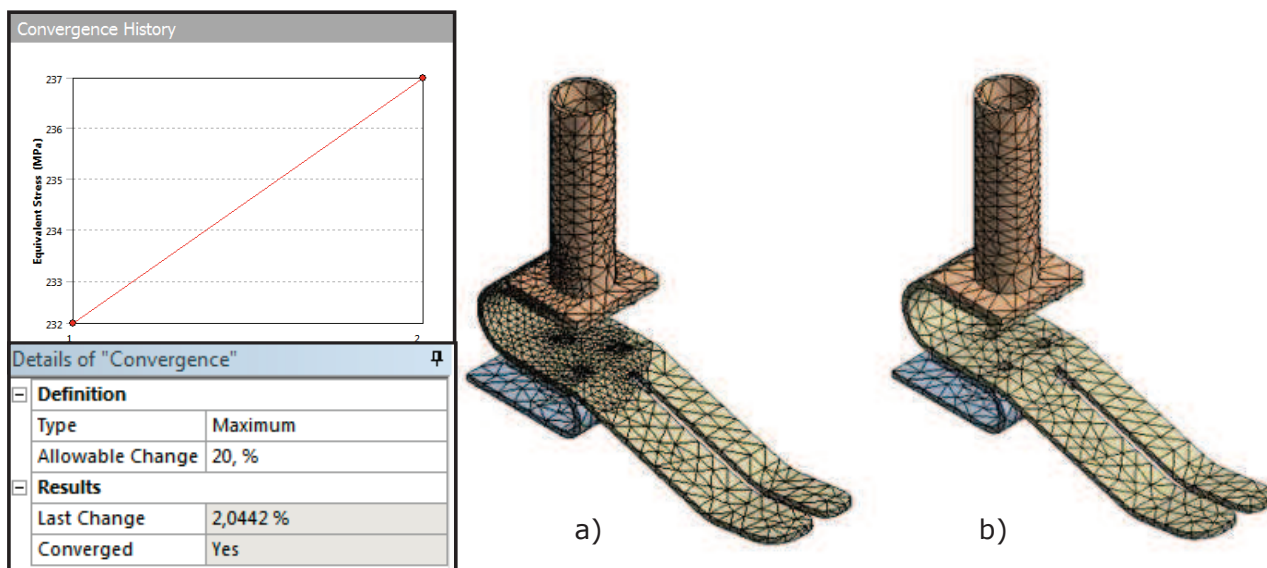


Fig.6.26. Rețeaua de elemente finite: a) rezultată în urma utilizării criteriului convergenței; b) obținută pentru discretizarea cu elemente de 10 mm

Pentru a asigura corectitudinea calculului, s-a recurs la o discretizare fină a lamelelor talpă și călcâi. S-a utilizat o metodă de alegere a mărimii discretizării, pornind de la discretizarea implicită din Ansys și regenerarea succesivă a modelului cu mărimi tot mai mici ale elementelor. Mărimea finală a elementelor (10 mm) a fost cea pentru care nu s-a mai observat o diferență semnificativă la nivelul rezultatelor. Pentru validare s-a aplicat o convergență de 20% a tensiunilor echivalente (von-Mises) (figura 6.26.a). S-a observat că diferențele ce apar în urma utilizării metodei convergenței sunt de maxim 2% (față de discretizarea cu elemente de 10 mm). Rețeaua de elemente finite utilizată pentru simulare este prezentată în figura 6.26.b.

În urma analizei s-a observat că deformația elementului activ este redusă în cazul ansamblului, comparativ cu deformația teoretică (figura 6.27). Acest fapt se explică prin prezența elementului călcâi, mai exact, a conexiunii dintre elementul talpă și elementul călcâi, care mărește rigiditatea ansamblului.

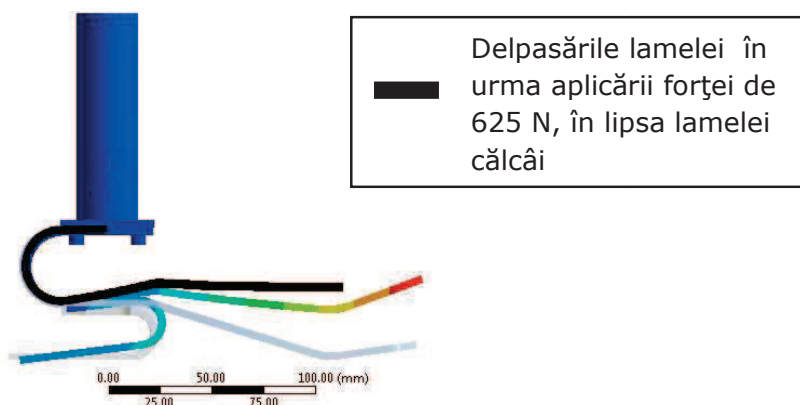


Fig.6.27. Deplasările rezultate în urma studiului dinamic al protezei

Diferența între unghiul dintre tijă și proteză, determinat teoretic, și cel determinat prin analiza dinamică cu metoda elementului finit este de  $5^\circ$ . Cu toate că unghiul dintre tijă și proteză este mai redus ( $15^\circ$ ), acesta se află în intervalul de valori admisibile ( $10^\circ$ - $20^\circ$ ). Pentru ca poziția extremității libere a tălpii să coincidă

cu valorile determinate teoretic ( $20^\circ$ ), s-a modificat forma constructivă a protezei prin adăugarea unui decalaj  $\theta'=5^\circ$  între vârful tălpii protezei și sol (figura 6.21). Decalajul de  $5^\circ$  permite protezei să se apropie de mișcarea piciorului uman, pe durata contactului cu solul.

Pentru toate materialele considerate, s-a observat că tensiunile maxime apar la 0,49 s din durata simulării (0,7 s). S-au studiat și valorile tensiunilor echivalente (von Mises), cât și valorile deformațiilor specifice pentru materialele plastice. Din punct de vedere al funcționării dispozitivelor, s-a avut în vedere momentul de reacțiune la contactul dintre adaptor și lamela talpă (momentul „articular” la nivelul „gleznei” protezei) și energia înmagazinată de elementele active.

Deoarece geometria este similară pentru toate cele trei tipuri de materiale utilizate, deplasările vârfului protezei au fost apropiate ca valoare (figura 6.32.a). Tensiunile din elementele protezei nu au depășit valorile maxime admise pentru AISI 4140H (figura 6.28, Figura 6.29), iar deformațiile specifice au fost suficient de reduse pentru materialele plastice Kevlar 49 (figura 6.30) și Zytel 70G30HS (figura 6.31). Momentul articular la nivelul „gleznei” protezei a fost apropiat, ca valoare, pentru cele trei modele considerate (figura 6.32.b).

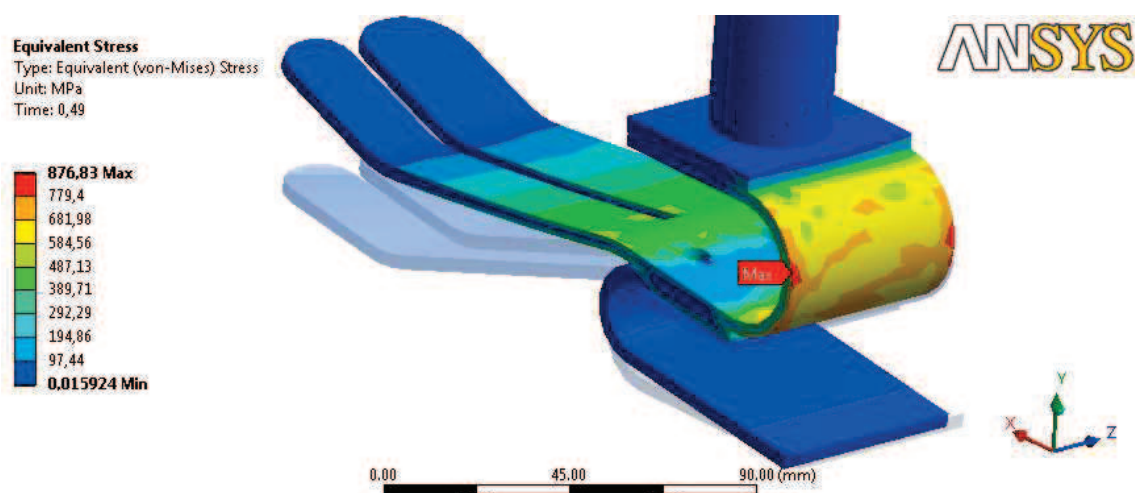


Fig.6.28. Distribuția stării de tensiune echivalentă (von Mises) pentru materialul AISI 4140H în momentul de timp 0,49 s

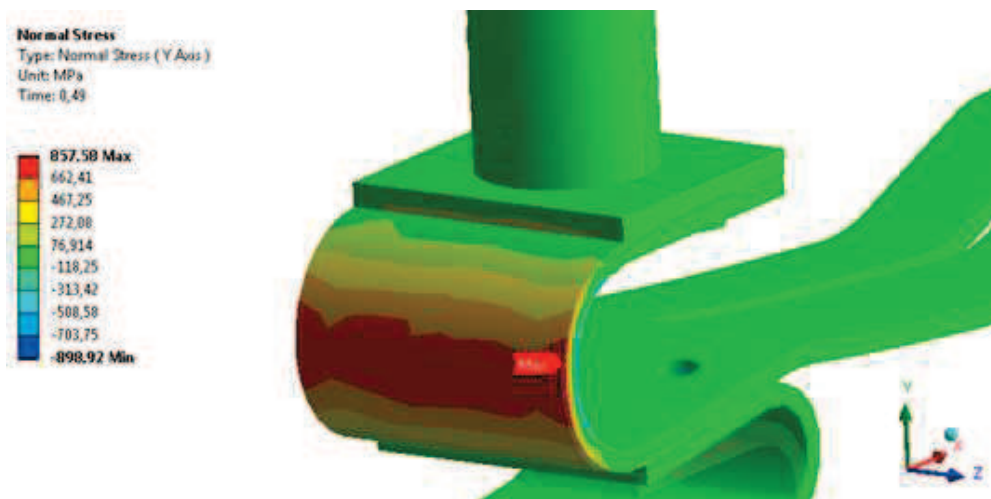


Fig.6.29. Distribuția stării de tensiune normală de-a lungul axei Y, pentru materialul AISI 4140H în momentul de timp 0,49 s

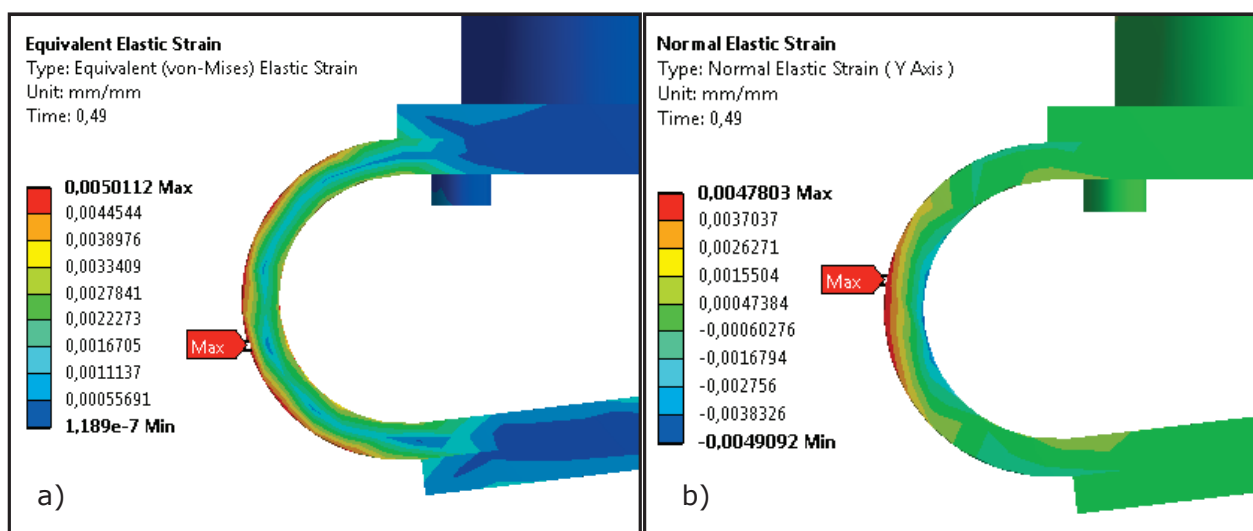


Fig.6.30. a) Deformația specifică echivalentă. b) Deformația specifică normală pe axa Y. În momentul de timp 0,49 s, pentru materialul DuPont Kevlar 49.

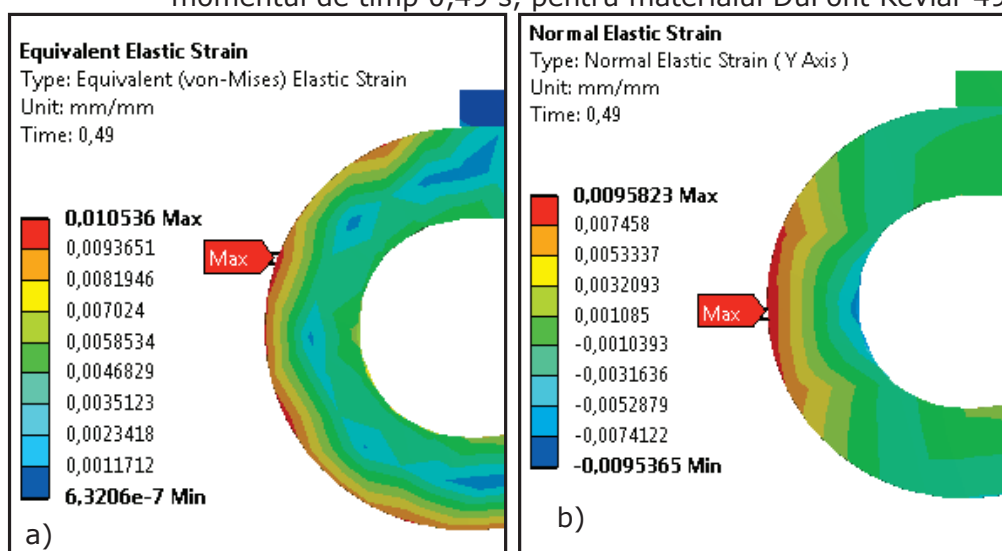


Fig.6.31. a) Deformația specifică echivalentă. b) Deformația specifică normală pe axa Y. În momentul de timp 0,49 s, pentru materialul Zytel 70G30HS.

Energia înmagazinată în elementul activ a fost similară pentru cele trei materiale, dar în cazul materialului Zytel 70G30HS valorile energiei din elementul activ au fost mai mari (figura 6.32.c). Valorile crescute ale energiei din elementul activ se explică prin forma protezei din Zytel. Pentru acest caz s-a renunțat la conexiunea dintre elementul lamelă și elementul călcâi, proteza fiind concepută ca o singură piesă (figura 6.22.b). În cazul protezei din Zytel, deplasările vârfului protezei au fost mai apropiate de valorile calculate teoretic (consecință a formei).

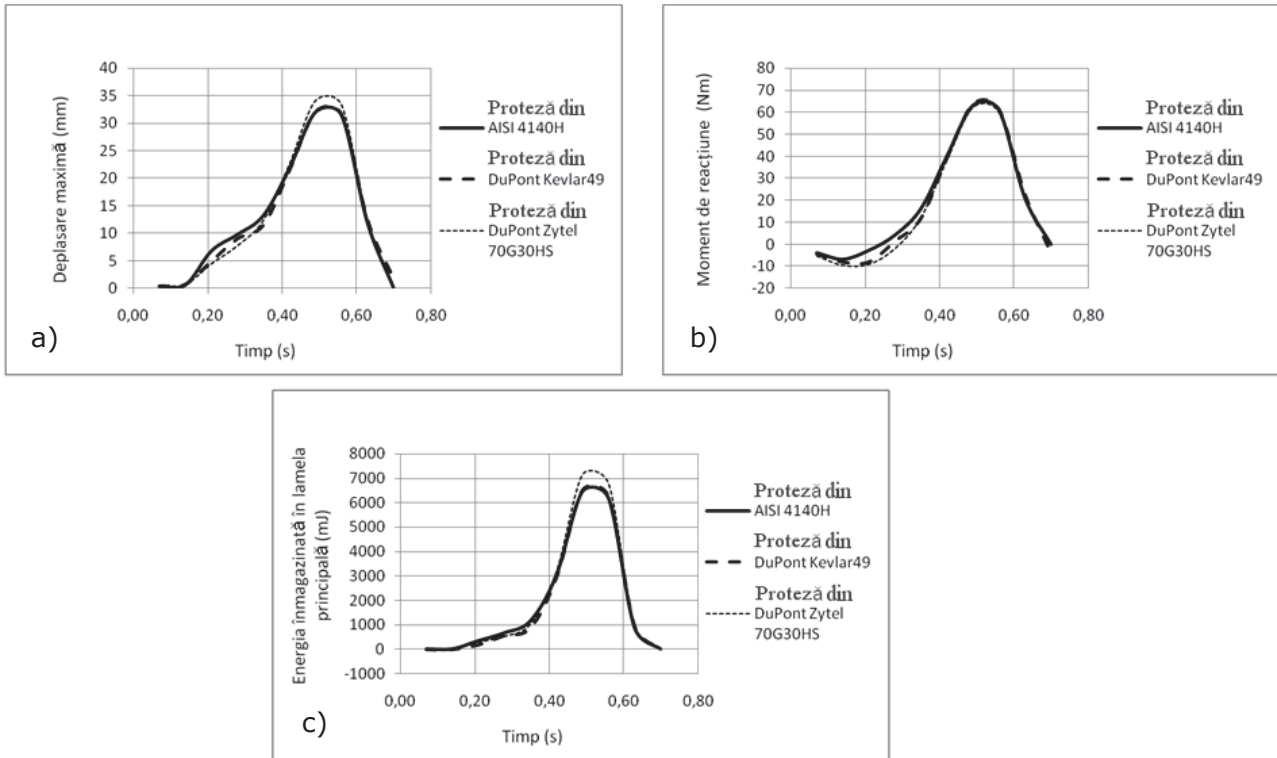


Fig.6.32. Valori obținute în urma analizei dinamice a protezelor „C” cu profil înalt: a) Deplasarea maximă a vârfului protezei; b) Momentul de reacțiune la nivelul „gleznei” protezei; c) Energia înmagazinată în lamela principală a protezei

Pentru a verifica stabilitatea protezei pe sol (studiul deplasării extremității superioare a tije protezei) s-a considerat că asupra tije acționează greutatea corporală, iar talpa protezei este în contact cu solul (figura 6.33).

Deplasarea totală a fost similară pentru cele trei proteze din materiale diferite. S-a constatat că diferența unghiulară între axa protezei în poziția deformată și axa protezei în poziția inițială este de aproximativ  $1,8^\circ$ . S-a studiat și masa protezei, în funcție de material. Deplasarea totală maximă (a extremității superioare a tije) și masele finale ale protezelor sunt prezentate în tabelul 6.20.

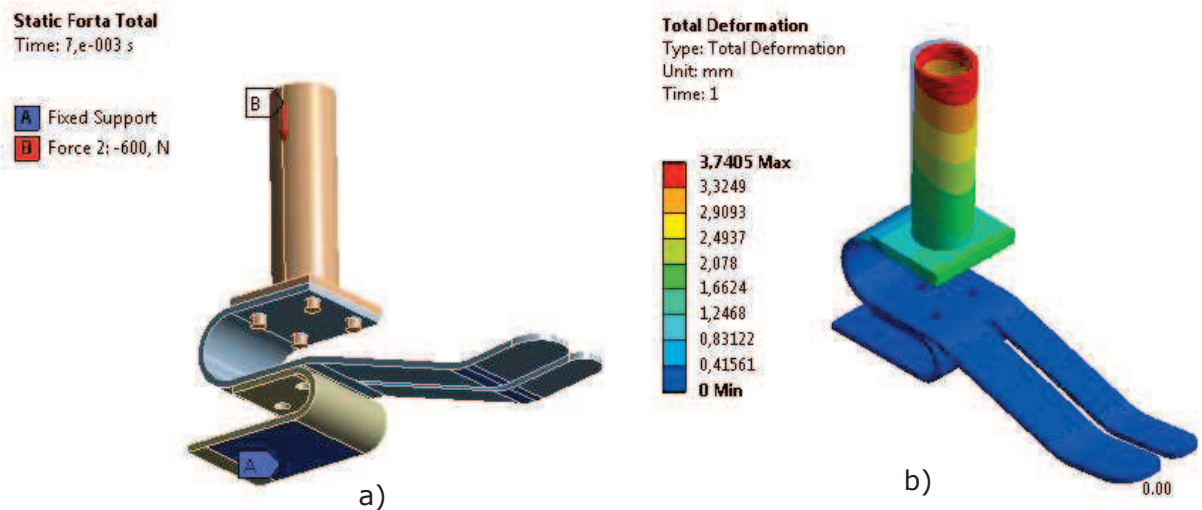


Fig.6.33. a) Condițiile pentru analiza stabilității protezei pe sol. b) Deplasarea totală pentru materialul AISI 4140H.



Tabelul 6.20. Deplasarea totală maximă obținută în urma analizei pentru stabilitate a protezei „C” cu profil înalt. Masele protezelor.

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
Deplasarea totală maximă	3,74 mm	3,70 mm	3,94 mm
Masa protezei	500 g	108 g	239 g

În urma studiului acestui tip de proteză se poate spune că, pentru toate materialele considerate, s-a obținut un moment „articular” asemănător cu cel al unui picior uman, iar elementul activ s-a deformat suficient pentru a permite flexia plantară. S-a constatat că energia înmagazinată de elementul activ este similară pentru cele trei materiale și că există posibilitatea echivalării între materialele considerate. Proteza a fost suficient de stabilă.

#### 6.4.4. Studiul protezei „C” cu profil jos

Forma geometrică a protezei s-a ales ținând cont de restricțiile anatomice (figura 6.34). Grosimea lamelei s-a ales pentru a asigura flexie plantară similară cu cea a unui picior uman.

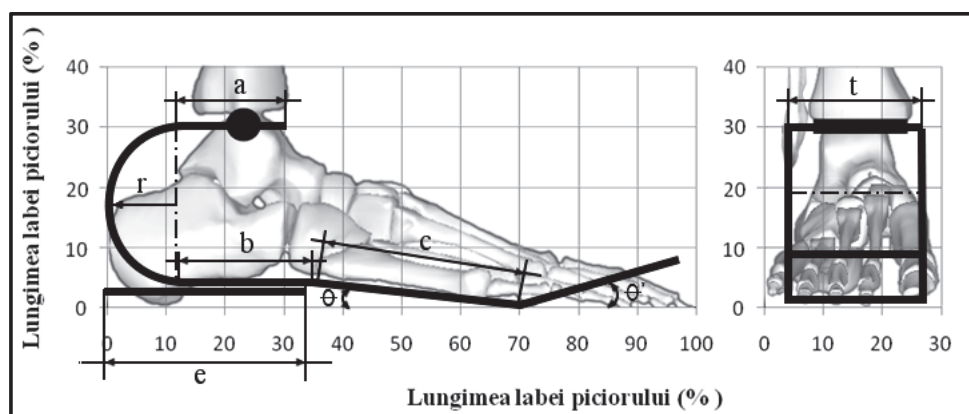


Fig.6.34. Forma geometrică pentru proteza „C” cu profil jos

S-a considerat că lungimea protezei este de 220 mm. Dimensiunile arcurilor:  $a=33$  mm,  $b=55$  mm,  $c=66$  mm,  $r=30$  mm,  $e=88$  mm și  $t=52$  mm (lățimea lamelei) sunt alese din considerente constructive. Grosimile lamelor și valoarea unghiurilor  $\theta$  (funcție de grosimea lamelei principale), pentru cele trei materiale (determinate cu ajutorul formulelor din tabelul 6.13), sunt prezentate în tabelul 6.21.

Tabelul 6.21. Dimensiunile arcului principal al protezei „C” cu profil jos

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
$\theta$	3,5°	4°	8,5°
h (grosimea lamelei)	3,7 mm	4,5 mm	10,1 mm

Deformațiile rezultate din calcul (tabelul 6.22) au fost comparate cu cele obținute în urma analizei cu elemente finite în Ansys. Condițiile impuse analizei sunt prezentate în figura 6.35. Analiza s-a făcut cu parametrul „Large Deflection” activat.

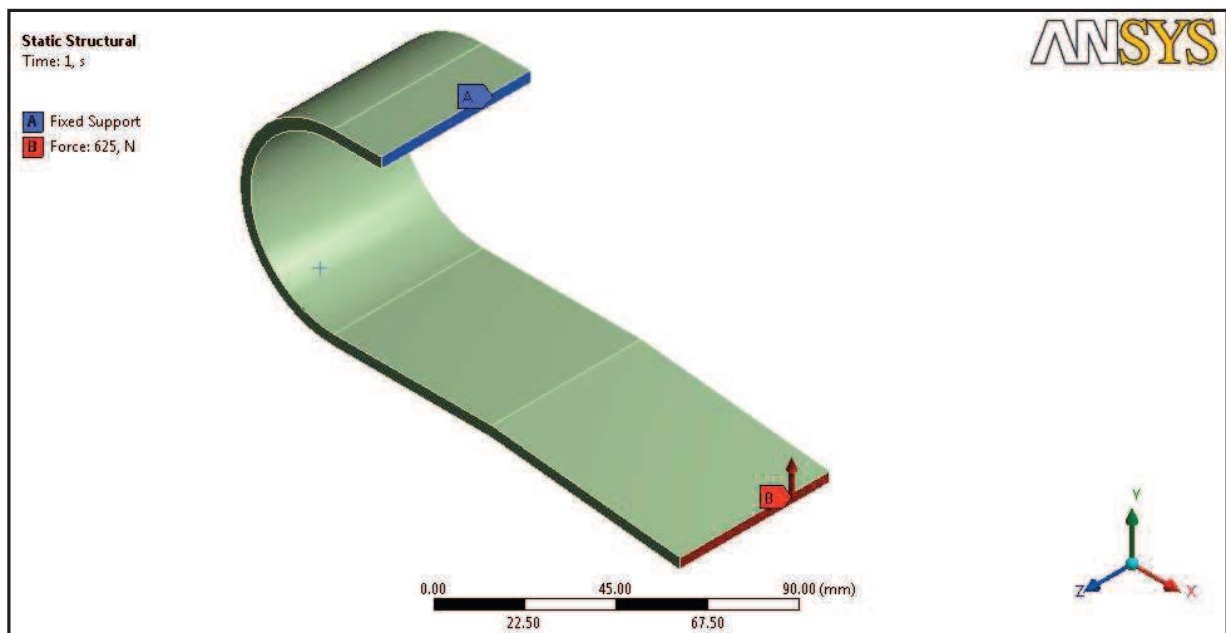


Fig.6.35. Condițiile pentru analiza deformației lamelei talpă

Deformațiile pe direcția  $O_x$  și  $O_y$  ( $F_x$  și  $F_y$ ) ale capătului liber al lamelei și tensiunea maximă sunt prezentate în tabelul 6.22. Se poate observa că tensiunile sunt subestimate de calculul prin formule. Deplasările capătului liber sunt similare.

Tabelul 6.22. Deplasările capătului liber al lamelei protezei „C” cu profil jos și tensiunea maximă

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
$f_x$ teoretic	2,52 mm	2,52 mm	2,52 mm
$f_x$ element finit	3,59 mm	3,67 mm	2,81 mm
$f_y$ teoretic	36,52 mm	37,03 mm	36,81 mm
$f_y$ element finit	35,11 mm	35,54 mm	36,39 mm
$\sigma_{\max}$ teoretic	785,65 MPa	531,14 MPa	105,44 MPa
$\sigma_{\max}$ pe axa $O_y$ element finit	868,05 MPa	540,25 MPa	125,73 MPa

Analiza cu element finit a protezei s-a făcut conform cu metoda prezentată în subcapitolul 6.4.2. Restricțiile și încărcările pentru analiză sunt prezentate în figura 6.36. Pentru această formă a elementului activ, s-a considerat că regiunea mijlocie a „tălpii” protezei intră în contact cu solul. Forța intermediară (etapa a doua a pășirii) a fost aplicată pe porțiunea intermediară a protezei și pe porțiunea inferioară a lamelei călcâi. Extremitatea superioară a tijei a fost considerată ca fiind fixă (figura 6.36).

Pentru a asigura corectitudinea calculelor, s-a recurs la o discretizare fină a lamelor talpă și călcâi. S-a utilizat o mărime finală a elementelor de 10 mm. Pentru validare s-a aplicat o convergență de 5% a tensiunilor echivalente (von-Mises) (figura 6.37.a). S-a observat că diferențele ce apar în urma utilizării metodei convergenței sunt de maxim 1% (față de discretizarea cu elemente de 10 mm). Rețeaua de elemente finite utilizată pentru simulare este prezentată în figura 6.37.b.

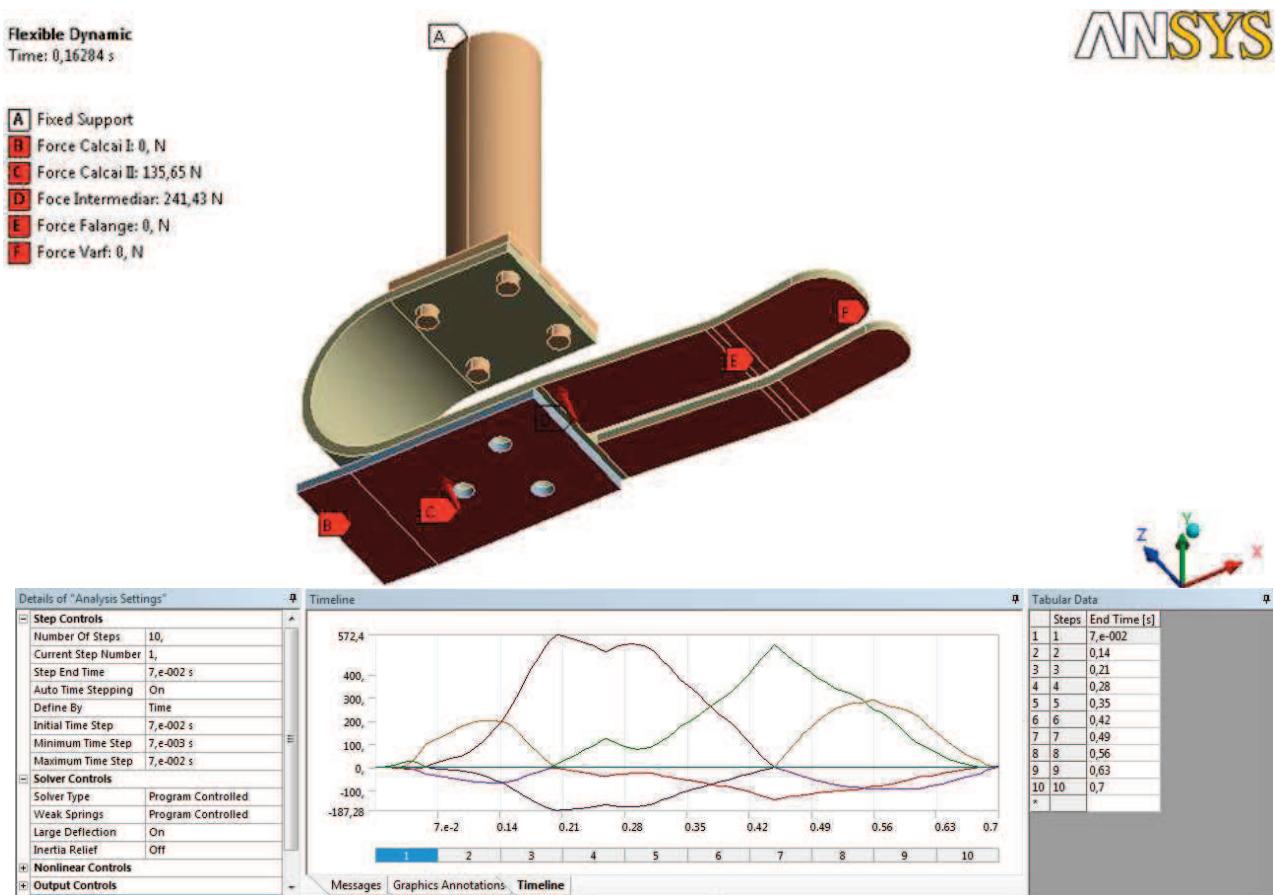


Fig.6.36. Condițiile pentru analiza deformației protezei. Simularea aplicării forțelor de reacțiune pe talpă.

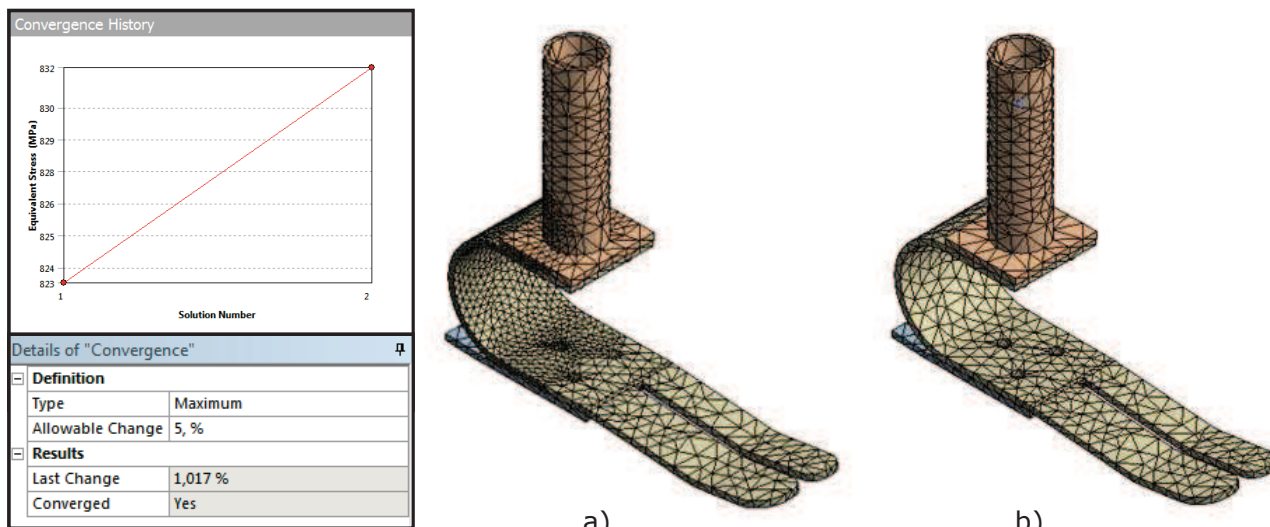


Fig.6.37. Rețeaua de elemente finite: a) rezultată în urma utilizării criteriului convergenței; b) obținută pentru discretizarea cu elemente de 10 mm

În urma analizei s-a observat că deformația elementului activ, în cazul ansamblului, este similară cu cea determinată teoretic (figura 6.38). Acest fapt se explică prin forma elementului talpă. Cu toate că lamela călcâii rigidizează ansamblul, raza mare de curbură a elementului activ îl flexibilizează, ceea ce duce la o deformație foarte apropiată de cea determinată teoretic.

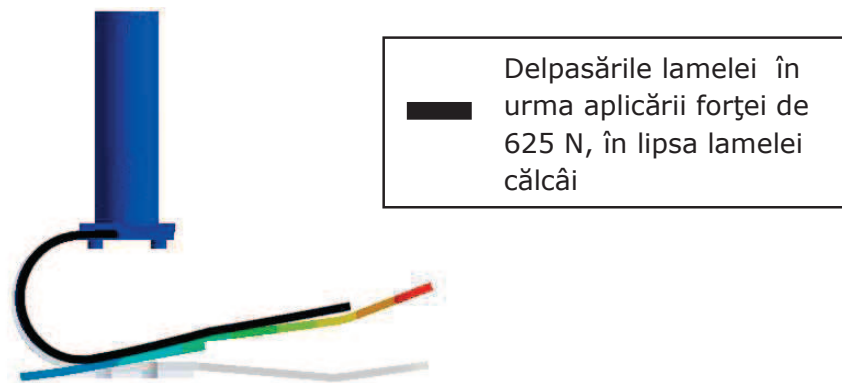


Fig.6.38. Deplasările rezultate în urma studiului dinamic al protezei

Cu toate că deformația este asemănătoare cu cea teoretică, s-a considerat că proteza trebuie să aibă un decalaj între vârful tălpii protezei și sol pentru a facilita pășirea pe echivalentul falangelor. Unghiul a fost ales  $\theta=4^\circ$  între vârful tălpii protezei și sol (figura 6.34).

Pentru toate materialele considerate, s-a observat că tensiunile maxime apar la 0,49 s din durata simulării (0,7 s). S-au studiat și valorile tensiunilor echivalente (von Mises), cât și valorile deformațiilor specifice pentru materialele plastice. Din punct de vedere al funcționării dispozitivelor, s-a avut în vedere momentul de reacțiune la contactul dintre adaptor și lamela talpă (momentul „articular” la nivelul „gleznei” protezei) și energia înmagazinată de elementele active.

Deoarece geometria este similară pentru toate cele trei tipuri de materiale utilizate, deplasările vârfului protezei au fost apropiate ca valoare (figura 6.43.a). Tensiunile din elementele protezei nu au depășit valorile maxime admise pentru AISI 4140H (figura 6.39, Figura 6.40), iar deformațiile specifice au fost suficient de reduse pentru materialele plastice Kevlar 49 (figura 6.41) și Zytel 70G30HS (figura 6.42).

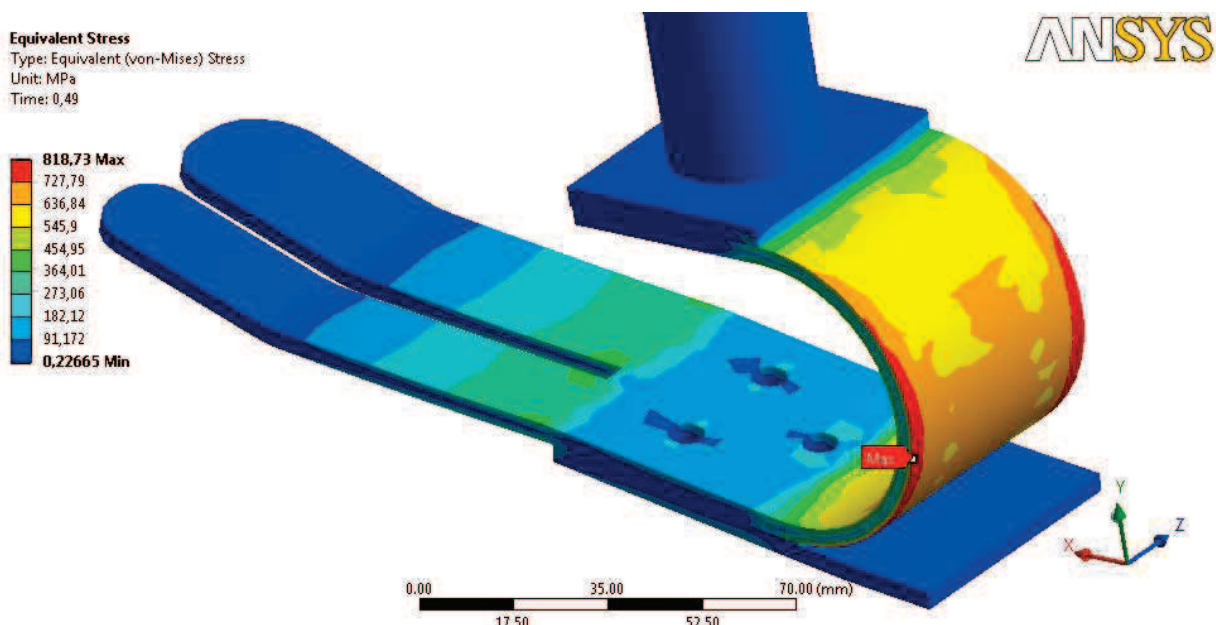


Fig.6.39. Distribuția stării de tensiune echivalentă (von Mises) pentru materialul AISI 4140H în momentul de timp 0,49 s

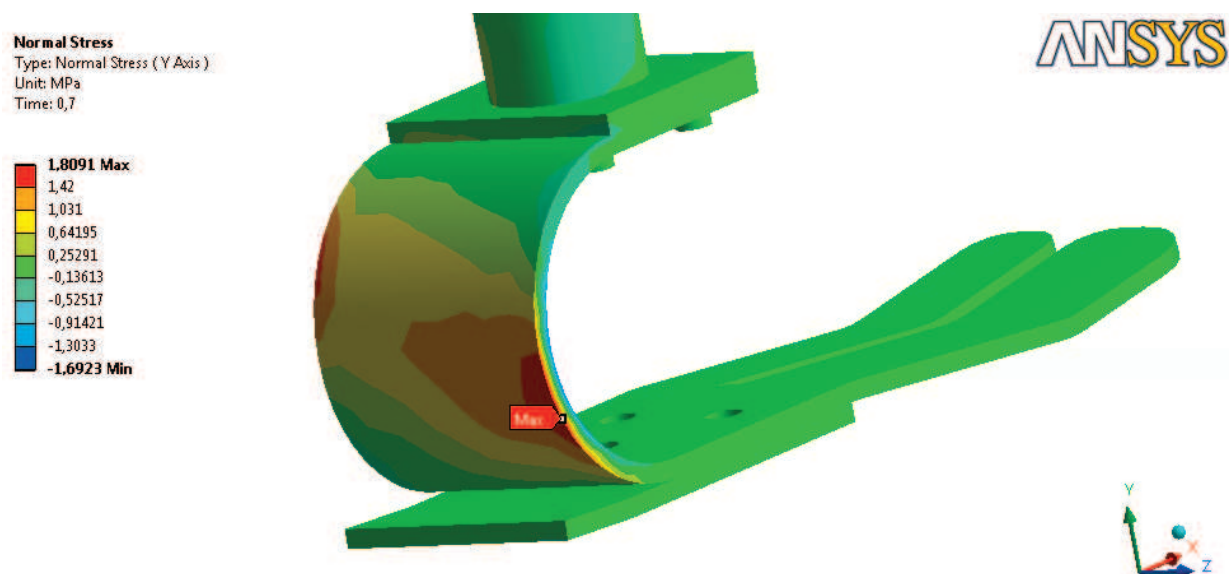


Fig.6.40. Distribuția stării de tensiune normală de-a lungul axei Y, pentru materialul AISI 4140H în momentul de timp 0,49 s

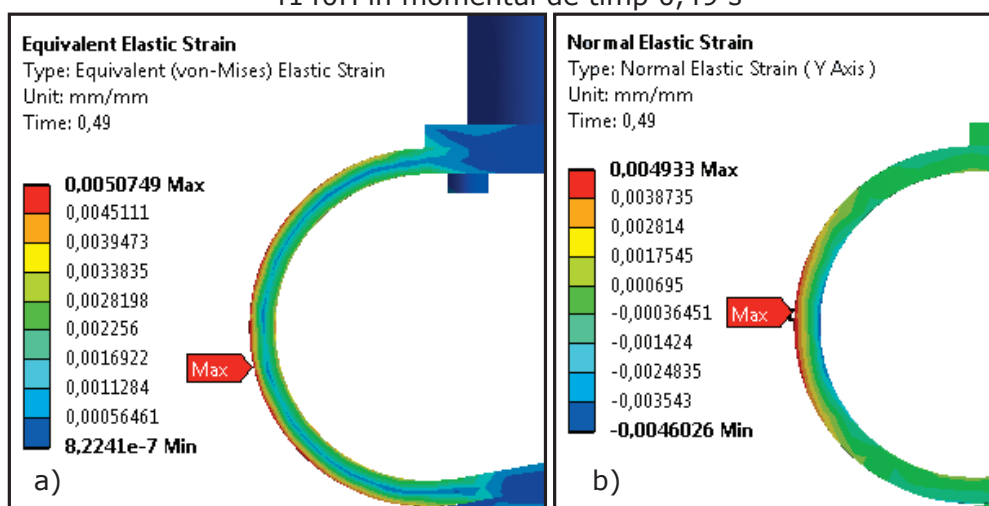


Fig.6.41. a) Deformația specifică echivalentă. b) Deformația specifică normală pe axa Y. În momentul de timp 0,49 s, pentru materialul DuPont Kevlar 49.

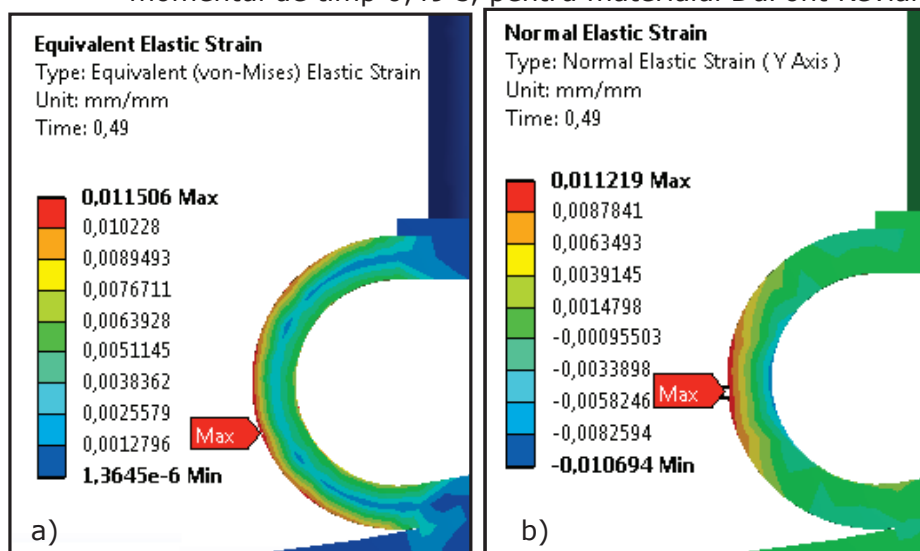


Fig.6.42. a) Deformația specifică echivalentă. b) Deformația specifică normală pe axa Y. În momentul de timp 0,49 s, pentru materialul Zytel 70G30HS.

Momentul articular la nivelul „gleznei” protezei a fost apropiat, ca valoare, pentru cele trei modele considerate (figura 6.43.b). Energia înmagazinată în elementul activ a fost similară pentru cele trei materiale (figura 6.43.c).

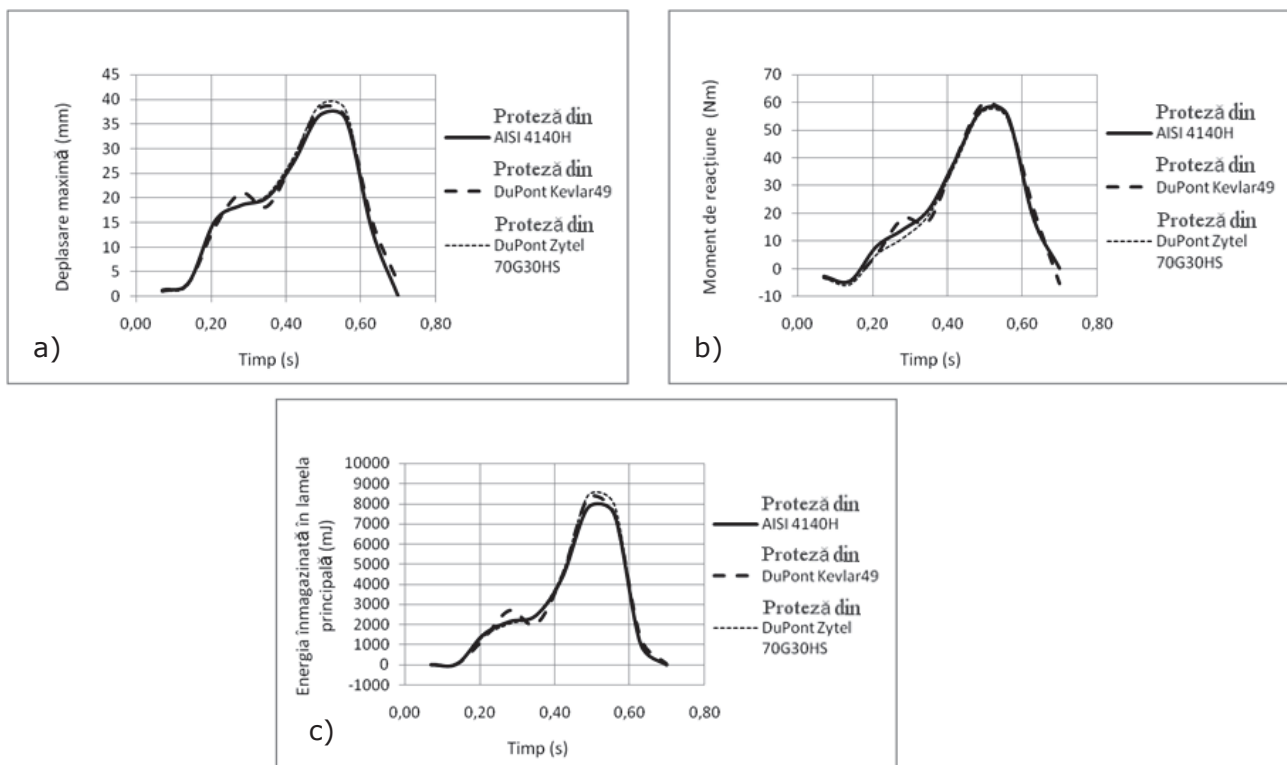


Fig.6.43. Valori obținute în urma analizei dinamice a protezelor „C” cu profil jos: a) Deplasarea maximă a vârfului protezei; b) Momentul de reacțiune la nivelul „gleznei” protezei; c) Energia înmagazinată în lamela principală a protezei

Pentru a verifica stabilitatea protezei pe sol (studiul deplasării extremității superioare a tije protezei) s-a considerat că asupra tije acționează greutatea corporală, iar talpa protezei este în contact cu solul (figura 6.44).

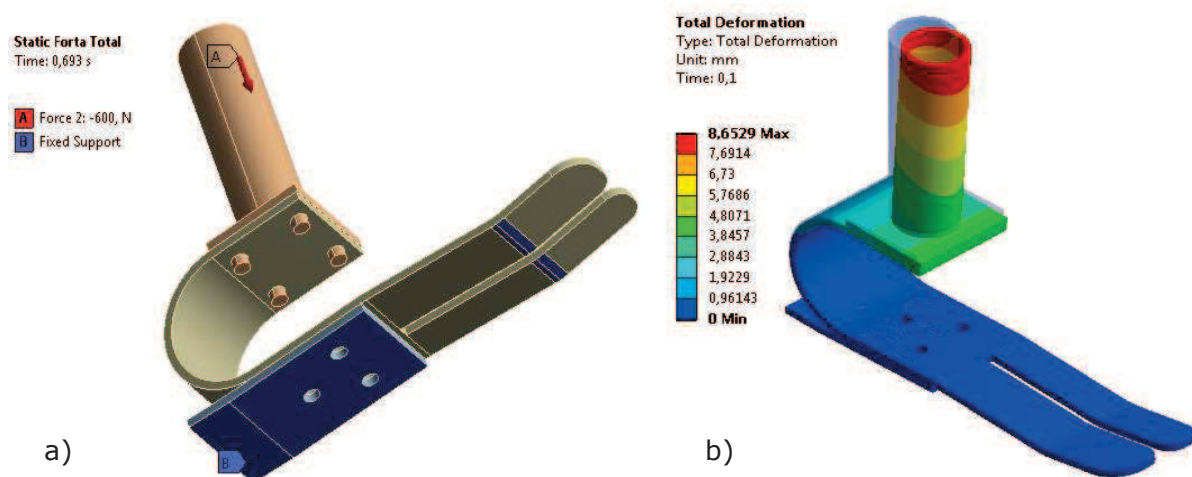


Fig.6.44. a) Condițiile pentru analiza stabilității protezei pe sol. b) Deplasarea maximă pentru materialul AISI 4140H.

Deplasarea totală maximă a fost similară pentru cele trei proteze din materiale diferite. S-a constatat că diferența unghiulară între axa protezei în poziția

deformată și axa protezei în poziția inițială este de aproximativ  $5,2^\circ$ . S-a studiat și masa protezei, în funcție de material. Deplasarea totală maximă (a extremității superioare a tijei) și masele finale ale protezelor sunt prezentate în tabelul 6.23. Deplasarea calculată dovedește că proteza este în limitele impuse pentru stabilitate.

Tabelul 6.23. Deformațiile obținute în urma analizei pentru stabilitate a protezei „C” cu profil jos. Masele protezelor.

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
Deplasarea totală maximă	8,65 mm	8,69 mm	9,08 mm
Masa protezei	565 g	126 g	272 g

În urma studiului acestui tip de proteză se poate spune că, pentru toate materialele considerate, s-a obținut un moment „articular” asemănător cu cel al unui picior uman, iar elementul activ s-a deformat suficient pentru a permite flexia plantară. S-a constatat că energia înmagazinată de elementul activ este similară pentru cele trei materiale și că există posibilitatea echivalării între materialele considerate. Stabilitatea acestui model, atunci când se apasă cu toată greutatea corporală este mai scăzută față de modelul „C” cu profil înalt (Deplasarea totală maximă pentru „C” cu profil jos  $\approx 9$  mm; Deplasarea totală maximă pentru „C” cu profil înalt  $\approx 4$  mm).

#### 6.4.5. Studiul protezei „L”

Forma geometrică a protezei s-a ales ținând cont de restricțiile anatomice (figura 6.45). Grosimea lamelei s-a ales pentru a asigura flexie plantară similară cu cea a unui picior uman. S-a considerat că lungimea protezei este de 220 mm. Dimensiunile arcului principal:  $r=121$  mm (raza de curbură),  $b=33$ mm (lățimea adaptorului),  $a=66$  mm (lungimea „falangelor” protezei) și  $t=52$  mm (lățimea lamelei) sunt alese din considerente constructive. Grosimile lamelei, pentru cele trei materiale (determinate cu ajutorul formulelor din tabelul 6.10), sunt prezentate în tabelul 6.24. Deoarece proteza din Zytel 70G30HS poate fi obținută prin turnare în formă, s-a considerat că proteza nu necesită elemente adiționale care să fixeze lamela călcâi de lamela talpă (figura 6.46.b).

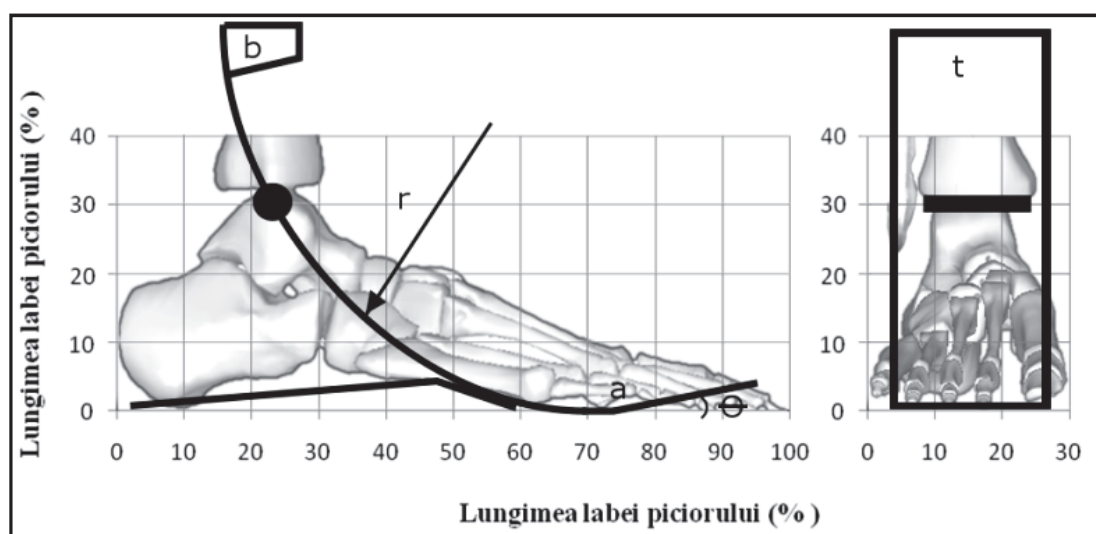


Fig.6.45. Forma geometrică pentru proteza „L”

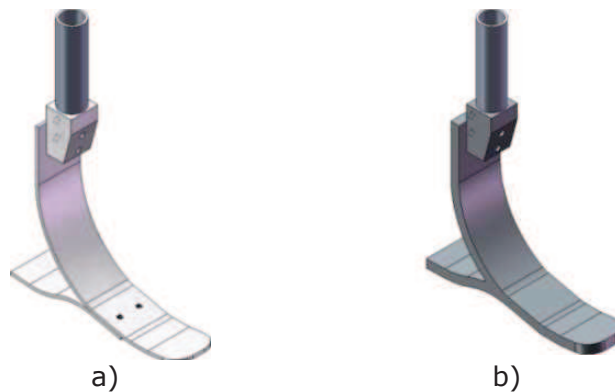


Fig.6.46. Modelele 3d pentru proteza „L”: a) din materialul AISI 4140 H; b) din materialul Zytel 70G30HS

Tabelul 6.24. Grosimea lamelei protezei „L”

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
h (grosimea lamelei)	3,5 mm	4,3 mm	9,6 mm

Deformațiile rezultate din calcul (tabelul 6.10) au fost comparate cu cele obținute în urma analizei cu elemente finite în Ansys. Condițiile impuse analizei sunt prezentate în figura 6.47. Analiza s-a făcut cu parametrul „Large Deflection” activat.

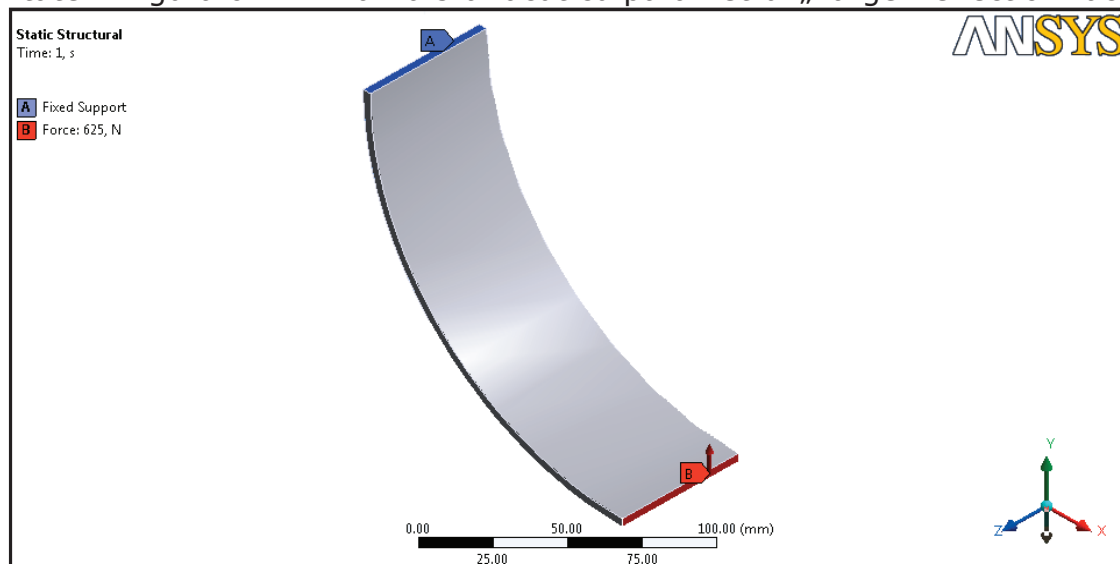


Fig.6.47. Condițiile pentru analiza deformației lamelei talpă

Deformațiile pe direcțiile  $O_x$  și  $O_y$  ( $F_x$  și  $F_y$ ) ale capătului liber al lamelei și tensiunea maximă sunt prezentate în tabelul 6.25. Se poate observa că tensiunile sunt subestimate de calculul prin formule (față de elementul finit). Deplasările capătului liber sunt similare (pentru cele două metode).

Tabelul 6.25. Deplasările capătului liber al lamelei protezei „L” și tensiunea maximă

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
$f_x$ teoretic	17,98 mm	18,12 mm	18,34 mm
$f_x$ element finit	17,03 mm	17,33 mm	18,71 mm
$f_y$ teoretic	28,23 mm	28,44 mm	28,80 mm
$f_y$ element finit	26,34 mm	26,65 mm	27,71 mm
$\sigma_{\max}$ teoretic	605,66 MPa	393,41 MPa	81,15 MPa
$\sigma_{\max}$ pe axa $O_y$ element finit	696,23 MPa	474,88 MPa	92,05 MPa



Pentru acest tip de proteză, arcul călcâi a fost conceput în funcție de geometria lamelei principale. Forma arcului călcâi este complexă, datorită faptului că lamela călcâi este practic negativul (în partea inferioară) a lamelei talpă (figura 6.48). Grosimea acestei lamele s-a considerat identică cu cea a arcului principal.

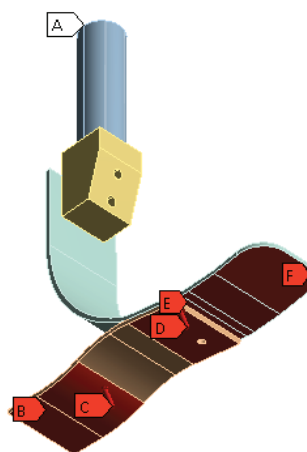


Fig.6.48. Lamela călcâi a protezei „L”

Analiza cu element finit a protezei s-a făcut conform cu metoda prezentată în subcapitolul 6.4.2. Restricțiile și încărcările pentru analiză sunt prezentate în figura 6.49. Pentru această formă a elementului activ, s-a considerat că regiunea mijlocie a „tălpilor” protezei intră în contact cu solul. Forța intermediară (etapa a doua a pășirii) a fost aplicată pe porțiunea mijlocie a „tălpilor” protezei și pe porțiunea inferioară a lamelei călcâi. Extremitatea superioară a tije a fost considerată ca fiind fixă (figura 6.49).

Static Forța Distribuita  
Time: 0,16284 s

- A Fixed Support
- B Force Calcai I: 0, N
- C Force Calcai II: 135,65 N
- D Foce Intermediar: 241,43 N
- E Force Falange: 0, N
- F Force Varf: 0, N



ANSYS

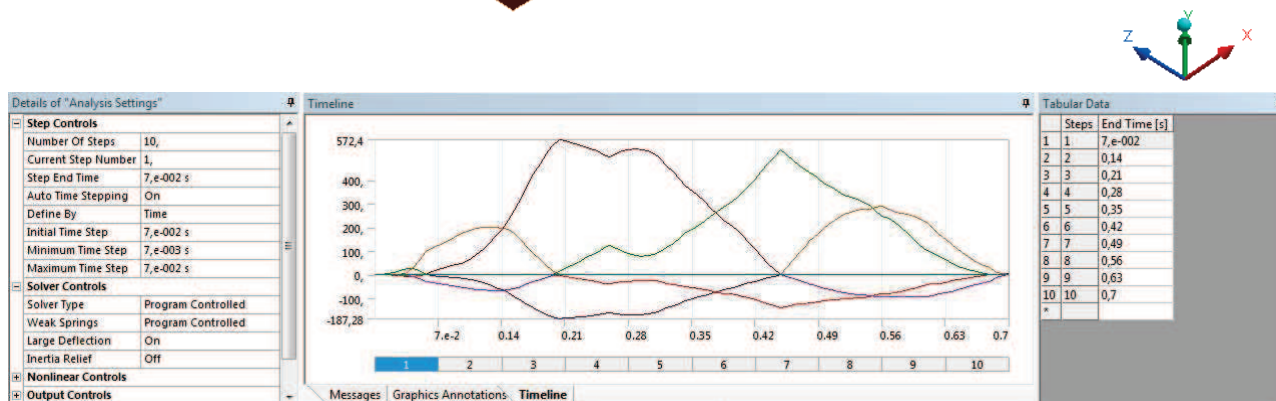


Fig.6.49. Condițiile pentru analiza deformației protezei. Simularea aplicării forțelor de reacțiune pe talpă.

Pentru a asigura corectitudinea calculelor, s-a recurs la o discretizare fină a lamelilor talpă și călcâi. S-a utilizat o mărime finală a elementelor de 10 mm. Pentru validare s-a aplicat o convergență de 5% a tensiunilor echivalente (von-Mises) (figura 6.50.a). S-a observat că diferențele ce apar în urma utilizării metodei convergenței sunt de maxim 0,8% (față de discretizarea cu elemente de 10 mm). Rețeaua de elemente finite utilizată pentru simulare este prezentată în figura 6.50.b.

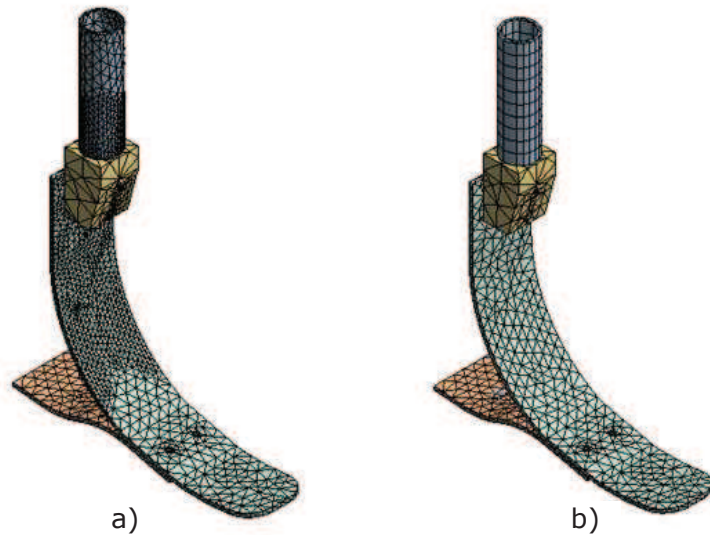
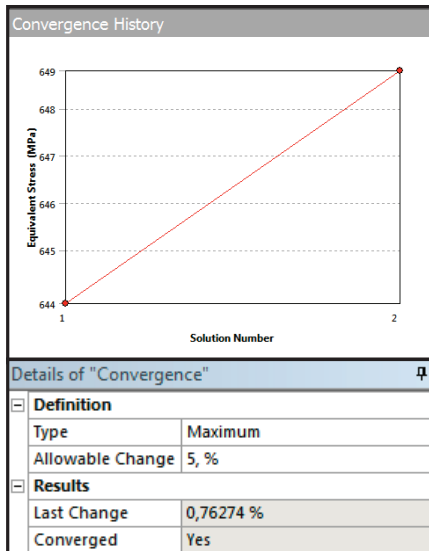


Fig.6.50. Rețeaua de elemente finite: a) rezultată în urma utilizării criteriului convergenței; b) obținută pentru discretizarea cu elemente de 10 mm

În urma analizei s-a observat că deformația elementului activ, în cazul ansamblului, este mai redusă față de cea determinată teoretic (figura 6.51). Zona în care lamela călcâi este în contact cu lamela talpă influențează parțial comportamentul acesteia. Practic, ansamblul este mai rigid la extremitatea corespunzătoare falangelor a lamelei talpă. Diferența între unghiul dintre tijă și proteză, determinat teoretic, și cel determinat prin analiza dinamică cu metoda elementului finit este de  $4^\circ$ .

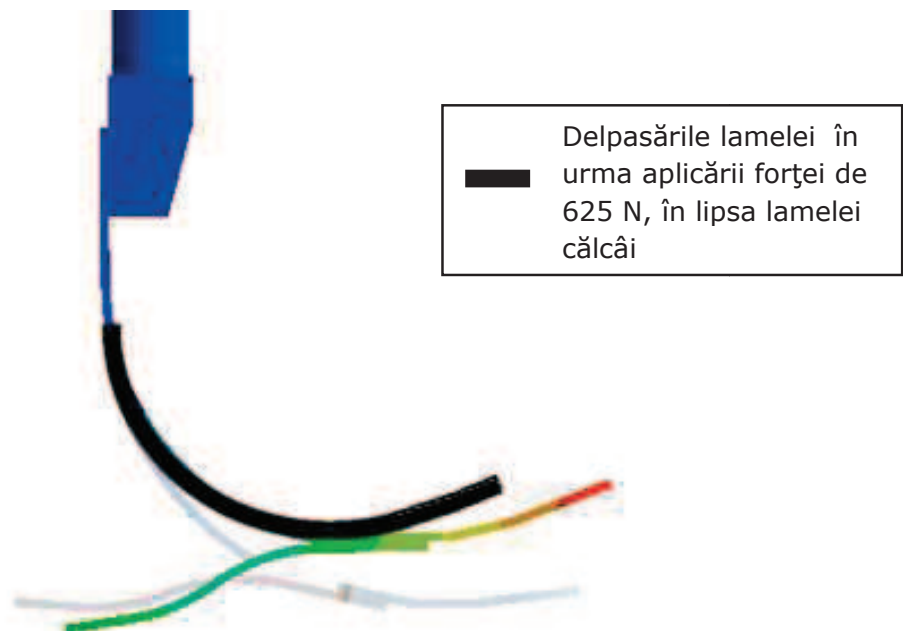


Fig.6.51. Deplasările rezultate în urma studiului dinamic al protezei

Cu toate că unghiul dintre tijă și proteză este mai redus ( $16^\circ$ ), acesta se află în intervalul de valori admisibile ( $10^\circ$ - $20^\circ$ ). Pentru ca poziția extremității libere a tălpii să coincidă cu valorile determinate teoretic ( $20^\circ$ ), s-a modificat forma constructivă a protezei prin adăugarea unui decalaj  $\theta=4^\circ$  între vârful tălpii protezei

și sol (figura 6.45). Decalajul de  $4^\circ$  permite protezei să se apropie de mișcarea piciorului uman, pe durata contactului cu solul (unghiul dintre „falange” și sol este de  $20^\circ$ ).

S-a observat că, pentru materialele AISI 4140 H și DuPont Kevlar 49, tensiunile maxime apar la 0,56 s din durata simulării (0,7 s). Pentru materialul Zytel 70G30HS, tensiunile maxime apar la 0,49 s din durata simulării (consecință a formei constructive – figura 6.46.b). Pentru toate materialele, tensiunile maxime normale de-a lungul axei Y au fost pe structura „C” a arcului principal.

S-au studiat și valorile tensiunilor echivalente (von Mises), cât și valorile deformațiilor specifice pentru materialele plastice. Din punct de vedere al funcționării dispozitivelor, s-a avut în vedere momentul de reacțiune la contactul dintre adaptor și lamela talpă (momentul „articular” la nivelul „gleznei” protezei) și energia înmagazinată de elementele active.

Deoarece geometria este similară pentru toate cele trei tipuri de materiale utilizate, deplasările vârfului protezei au fost apropiate ca valoare (figura 6.56.a). Tensiunile din elementele protezei nu au depășit valorile maxime admise pentru AISI 4140H (figura 6.52, Figura 6.53), iar deformațiile specifice au fost suficient de reduse pentru materialele plastice Kevlar 49 (figura 6.54) și Zytel 70G30HS (figura 6.55). Momentul articular la nivelul „gleznei” protezei a fost apropiat, ca valoare, pentru cele trei modele considerate (figura 6.56.b).

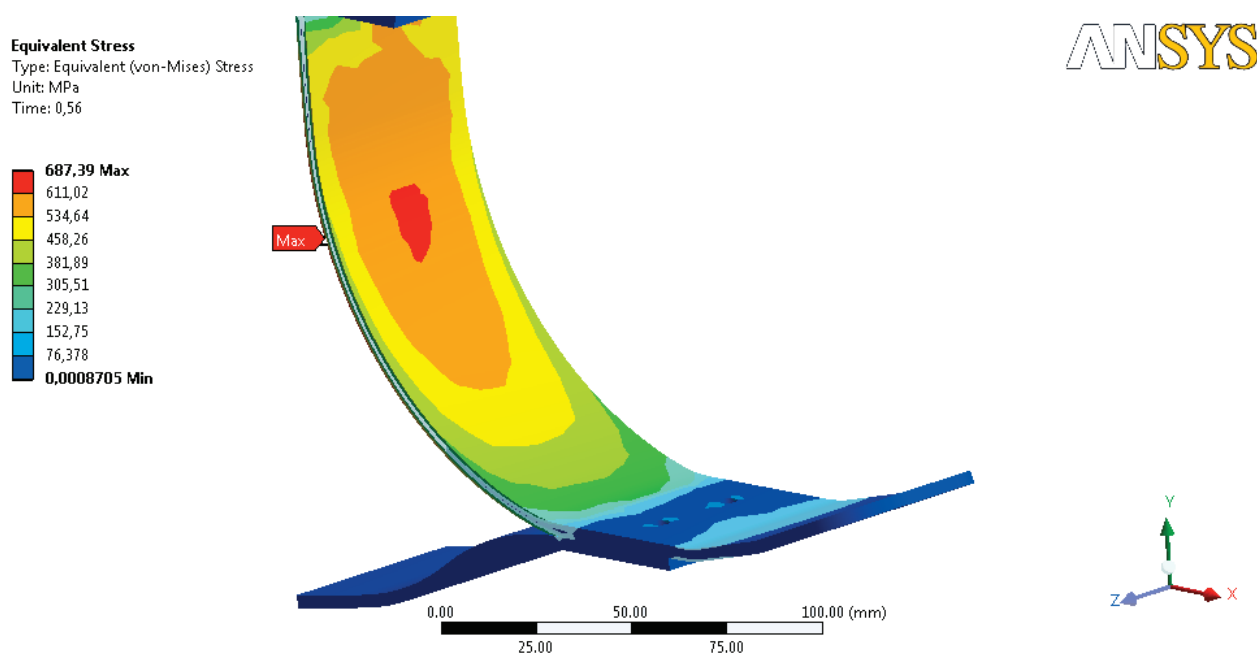


Fig.6.52. Distribuția stării de tensiune echivalentă (von Mises) pentru materialul AISI 4140H în momentul de timp 0,56 s

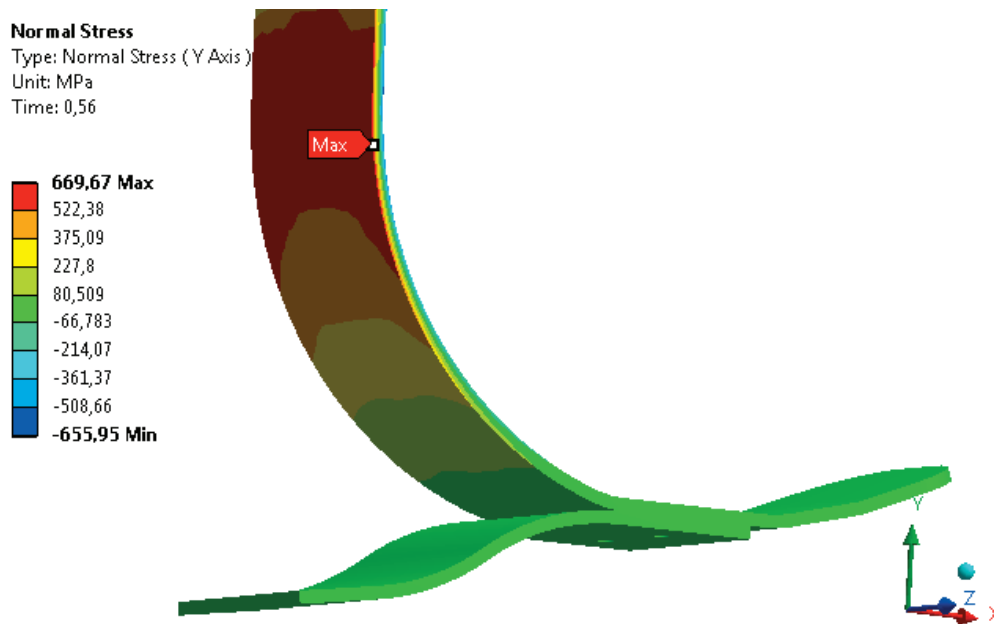


Fig.6.53. Distribuția stării de tensiune normală de-a lungul axei Y, pentru materialul AISI 4140H în momentul de timp 0,56 s

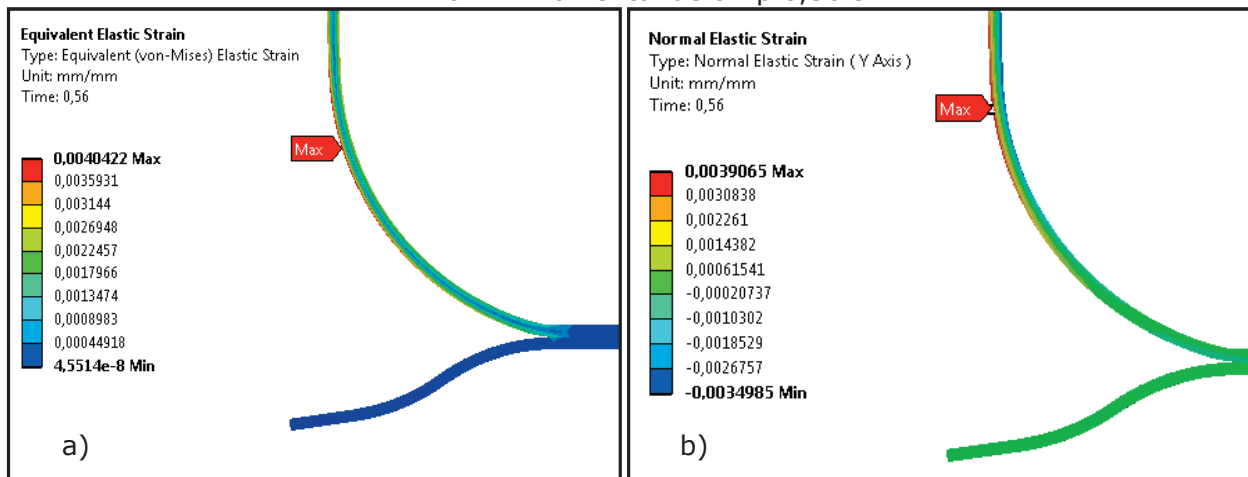


Fig.6.54. a) Deformația specifică echivalentă. b) Deformația specifică normală pe axa Y. În momentul de timp 0,56 s, pentru materialul DuPont Kevlar 49.

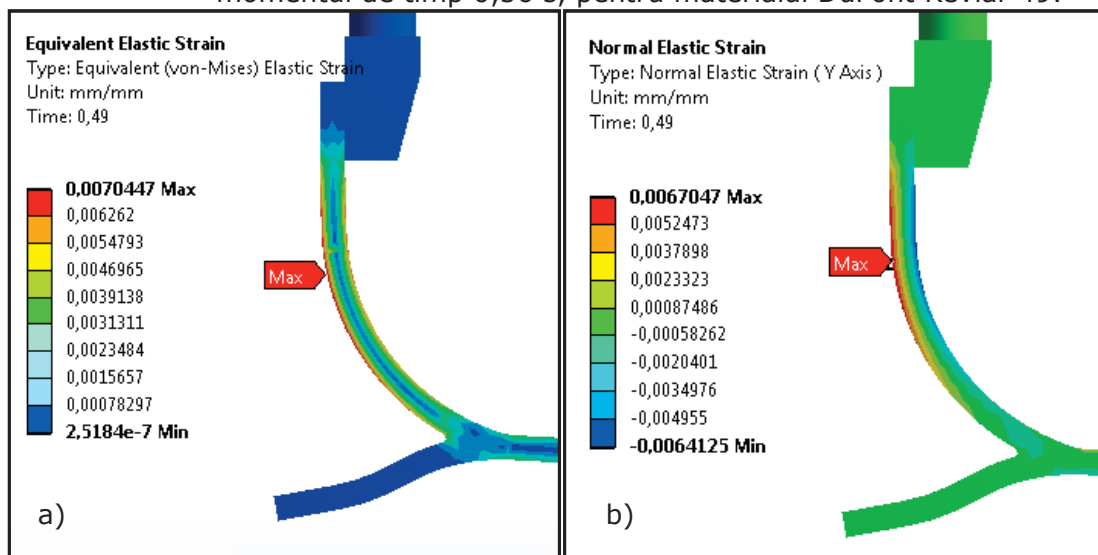


Fig.6.55. a) Deformația specifică echivalentă. b) Deformația specifică normală pe axa Y. În momentul de timp 0,49 s, pentru materialul Zytel 70G30HS.

Energia înmagazinată în elementul activ a fost similară pentru cele trei materiale (figura 6.56.c). Valorile crescute ale energiei din elementul activ (comparativ cu modelul „C” cu profil înalt) se explică prin forma protezei.

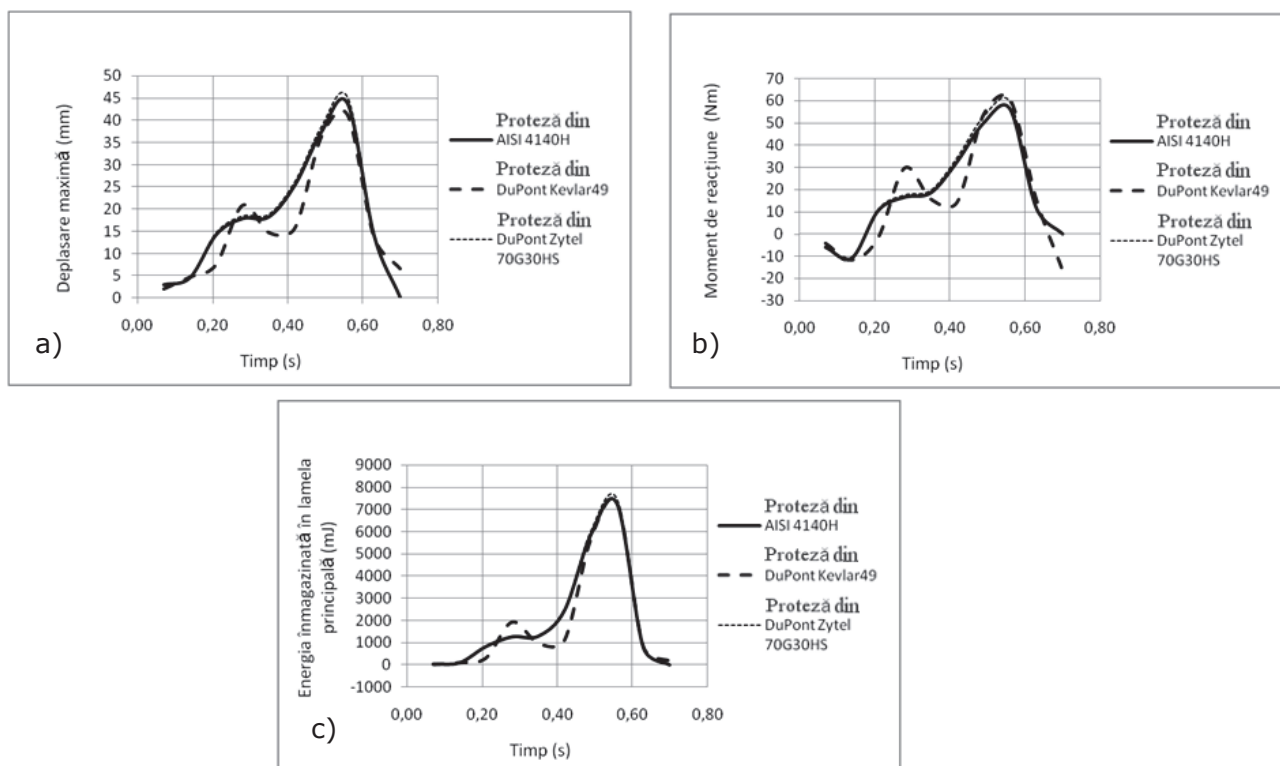


Fig.6.56. Valori obținute în urma analizei dinamice a protezelor „L”: a) Deplasarea maximă a vârfului protezei; b) Momentul de reacțiune la nivelul „gleznei” protezei; c) Energia înmagazinată în lamela principală a protezei

Pentru a verifica stabilitatea protezei pe sol s-a considerat că asupra tijei acționează greutatea corporală, iar talpa protezei este în contact cu solul (figura 6.57.a).

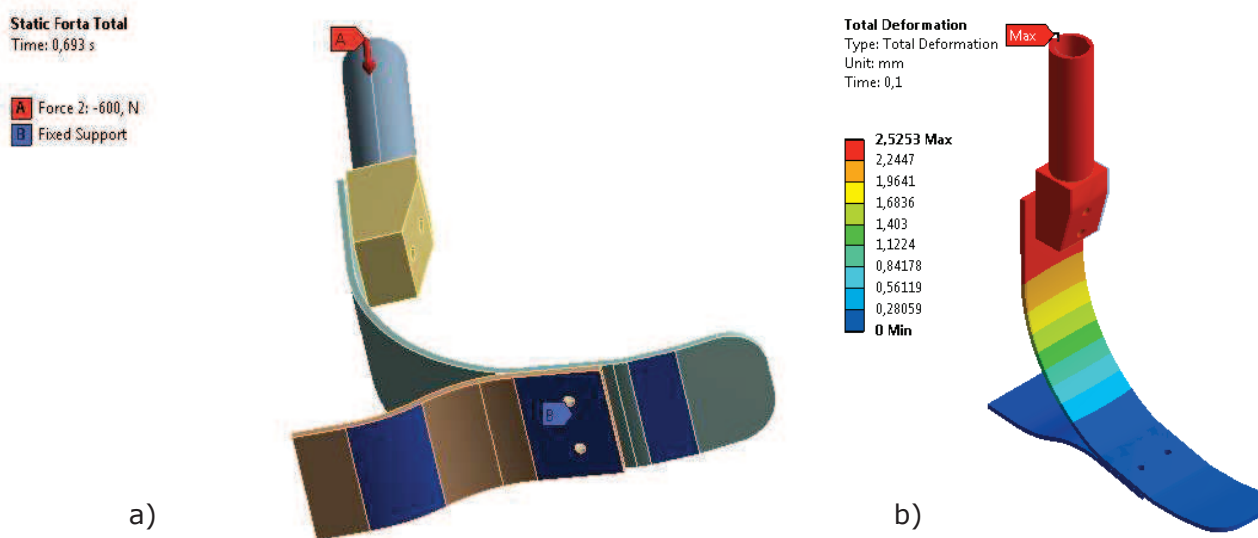


Fig.6.57. a) Condițiile pentru analiza stabilității protezei pe sol. b) Deplasarea totală pentru materialul AISI 4140H.

Deplasarea totală (figura 6.57.b) a fost similară pentru cele trei proteze din materiale diferite. S-a constatat că diferența unghiulară între axa protezei în poziția deformată și axa protezei în poziția inițială este de aproximativ  $1^\circ$ . S-a studiat și masa protezei, în funcție de material. Deplasarea totală maximă (a extremității superioare a tijei) și masele finale ale protezelor sunt prezentate în tabelul 6.26. Proteza este în limitele impuse pentru stabilitate.

Tabelul 6.26. Deformațiile obținute în urma analizei pentru stabilitate a protezei „L”. Masele protezelor.

Material	AISI 4140 H	DuPont Kevlar 49	DuPont Zytel 70G30HS
Deplasarea totală maximă	2,52 mm	2,58 mm	2,64 mm
Masa protezei	696 g	163 g	332 g

În urma studiului acestui tip de proteză se poate spune că, pentru toate materialele considerate, s-a obținut un moment „articular” foarte apropiat de cel al unui picior uman, iar elementul activ s-a deformat suficient pentru a permite flexia plantară. Cu toate acestea, datorită formei protezei, conexiunea dintre tijă și talpa protezei (locul unde s-a calculat momentul de reacțiune) este departe de a fi echivalentul „gleznei” piciorului artificial. Momentul „articular” al protezei din materialul Kevlar 49 are valori mai ridicate pe prima jumătate a intervalului de timp corespunzător contactului cu solul. Acest aspect se explică prin revenirea bruscă a arcului principal, atunci când forțele de reacțiune încep să apese pe porțiunea de mijloc a protezei. Mișcarea acestui dispozitiv este asemănătoare cu cea a unui picior uman, dar rotirea „gleznei” se face în jurul centrului de curbură al elementului activ (figura 6.45). S-a constatat că energia înmagazinată de elementul activ este similară pentru cele trei materiale și că există posibilitatea echivalării între materialele considerate. Stabilitatea acestui model, atunci când se apasă cu toată greutatea corporală este cea mai bună, comparativ cu cele două forme constructive considerate anterior (deplasarea totală maximă pentru „C” cu profil jos  $\approx 9$  mm; deplasarea totală maximă pentru „C” cu profil înalt  $\approx 4$  mm; deplasarea totală maximă pentru „L”  $\approx 2,5$  mm).

## 6.5. Determinarea experimentală a deformației elementului activ

Pentru a verifica dacă datele obținute prin simulare și cele obținute prin calcul teoretic corespund realității, s-au construit două arcuri lamelare, de forma cea mai complexă („C” cu profil înalt). Pentru construcția arcurilor s-a utilizat un oțel arc de tipul 25CrMo4. Proprietățile mecanice ale acestuia sunt prezentate în tabelul 6.27.

Tabelul 6.27. Proprietățile mecanice pentru materialul 25CrMo4

Tipul materialului	25CrMo4
Modulul lui Young	205 GPa
Coeficientul lui Poisson	0,29
Densitate	7,85 g/cm <sup>3</sup>
Limita de curgere la întindere	460 MPa
Rezistența de rupere la întindere	731 MPa

Cele două arcuri au fost dimensionate pentru a se obține o rotire a capătului liber  $\varphi=10^\circ$ . S-a optat pentru unghiul minim admisibil datorită proprietăților

mecanice ale acestui material. Grosimea lamelei inițiale (materialul brut) a fost de 2 mm. În urma calculului teoretic au rezultat dimensiunile din tabelul 6.28.

Arcul 1 a fost dimensionat pentru a se obține rotirea dorită la o forță exterioară de 80 N, iar arcul numărul 2 a fost dimensionat pentru a se obține rotirea dorită la o forță exterioară de 100 N.

Tabelul 6.28. Dimensiunile arcurilor construite

Nr. arc	1	2
r (raza de curbura)	16 mm	13 mm
a	42 mm	35 mm
b	42 mm	35 mm
c	80 mm	64 mm
$\theta$	14°	15°
h (lățimea lamelei)	50 mm	40 mm

Pentru experiment s-a utilizat un stand motorizat pentru încercări la tracțiune de tip Multitest 5-i (figura 6.58). Arcurile lamelare au fost fixate cu ajutorul unui dispozitiv de prindere. Viteza de deplasarea brațului mobil (care a acționat asupra extremității inferioare a arcurilor) a fost de 5 mm/min. S-au impus mai multe deplasări ale brațului mobil al mașinii: 5 mm, 10 mm, respectiv 20 mm pentru fiecare arc în parte. Pentru fiecare din cele trei încercări s-a determinat valoarea forței necesare pentru deformarea arcului.



Fig.6.58. Standul experimental utilizat pentru studiul arcurilor lamelare

În urma experimentului s-a observat că, pentru arcul 1, valorile forței aplicate pentru deplasarea brațului mobil al mașinii cresc aproximativ liniar, în funcție de timp (figura 6.59). Forța de 80 N corespunde cu o deplasare a brațului mobil de 19,52 mm.

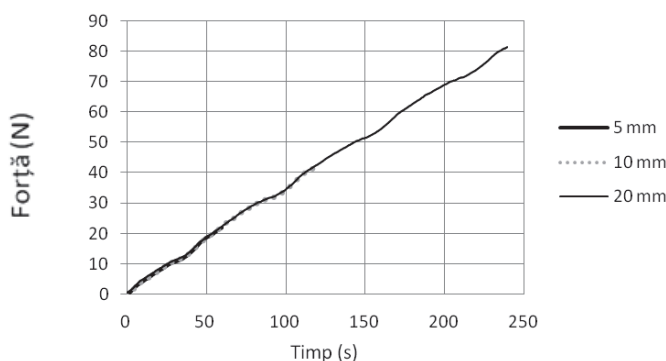


Fig.6.59. Forța necesară deformației arcului 1

Pentru arcul 2, valorile forței aplicate pentru deplasarea brațului mobil al mașinii cresc aproximativ liniar, în funcție de timp (figura 6.60). Cu toate acestea, se observă că în momentul de timp  $T=218$ , s forța ( $F=118$  N) scade. Acest moment de timp coincide cu intrarea materialului în deformare plastică. Acest aspect este firesc, dacă se consideră faptul că arcul a fost dimensionat pentru a se deforma în domeniul elastic la o forță de 100 N. Momentul în care forța necesară deformăției este de 100 N coincide cu o deplasare a brațului mobil de 15,12 mm. După aducerea brațului mobil la poziția inițială s-a constatat o diferență de 0,7 mm față de extremitatea inferioară a platformei (datorată deformăției în domeniul plastic).

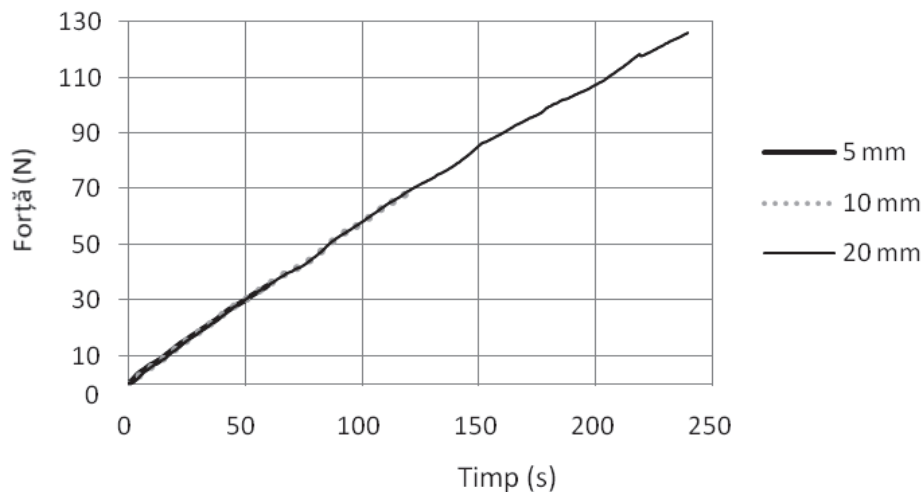


Fig.6.60. Forța necesară deformăției arcului 2

Deplasarea brațului mobil coincide cu deformăția extremității inferioare a arcului. Deplasarea (figura 6.61) poate fi calculată în funcție de timp, cunoscând că viteza de încărcare este de 5 mm/min.

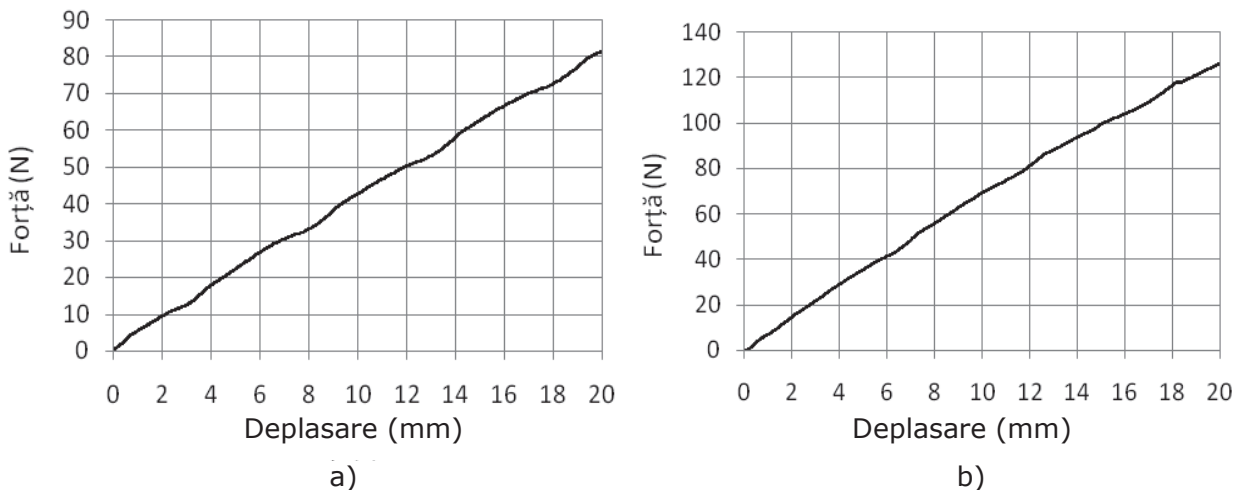


Fig.6.61. Forța necesară deplasării brațului mobil: a) pentru arcul 1; b) pentru arcul 2

Au fost concepute modelele CAD pentru cele două arcuri și s-a efectuat analiza cu ajutorul metodei elementelor finite pentru o situație echivalentă studiului experimental. Restricțiile și încărcările pentru analiză sunt prezentate în figura 6.62. S-a studiat efectul aplicării unei forțe de 80 N asupra extremității inferioare a lamei arcului 1 și efectul aplicării unor forțe de 100 N, respectiv 118 N asupra extremității inferioare a lamei arcului 2.



## Static Structural

Time: 1, s

- A** Fixed Support  
**B** Force: 100, N

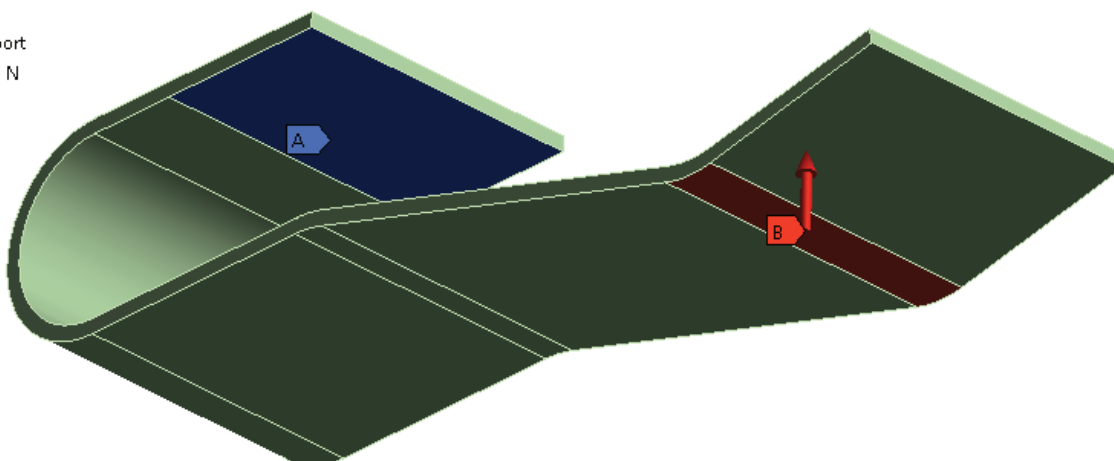


Fig.6.62. Condițiile pentru analiza deformației arcurilor

Rezultatele experimentului relevă nivelul de acuratețe al calculului teoretic și al analizei cu element finit. Diferențele pot fi observate prin studierea tabelului 6.29 și 6.30.

Tabelul 6.29. Deformațiile arcului 1

F aplicat [N]	fy experimental [mm]	fy teoretic [mm]	fy element finit [mm]	eroare relativă fy teoretic - fy experimental %	eroare relativă fy element finit - fy experimental %
8	1,61	1,76	1,74	8,52	7,47
16	3,66	3,91	3,72	6,39	1,61
24	5,35	5,87	5,54	8,86	3,43
32	7,63	7,83	7,46	2,55	2,28
40	9,33	9,79	9,21	4,70	1,30
48	11,34	11,74	11,27	3,41	0,62
56	13,63	13,70	13,23	0,51	3,02
64	15,33	15,66	15,05	2,11	1,87
72	17,82	17,62	17,07	1,14	4,39
80	19,52	19,57	19,09	0,26	2,25

Tabelul 6.30. Deformațiile arcului 2

F aplicat [N]	fy experimental [mm]	fy teoretic [mm]	fy element finit [mm]	eroare relativă fy teoretic - fy experimental %	eroare relativă fy element finit - fy experimental %
10	1,43	1,53	1,44	6,80	0,69
20	2,77	3,07	2,90	9,73	4,48
30	4,17	4,59	4,36	9,22	4,36
40	5,75	6,13	5,85	6,16	1,71
50	7,16	7,66	7,33	6,55	2,32
60	8,62	9,20	8,82	6,27	2,27
70	10,14	10,73	10,24	5,51	0,98
80	11,87	12,26	11,69	3,15	1,54
90	13,37	13,79	13,28	3,04	0,68
100	15,12	15,32	14,94	1,33	1,20

Valorile deplasării obținute prin cele trei metode sunt similare. În concluzie, se poate spune că analiza cu element finit s-a făcut cu o acuratețe bună, iar calculul teoretic poate fi utilizat ca bază pentru dezvoltarea unor soluții constructive pentru arcuri de forme discutate. Ținând cont de dimensiunile dispozitivelor de forță aplicată, arcul lamelar 2 poate fi utilizat de un copil cu masă corporală de 8 Kg. Obținerea unui dispozitiv final va necesita încercări suplimentare, conform cu standardele în vigoare [96].

## 6.6. Concluzii

În urma studiului formelor constructive considerate, s-a constatat că valorile momentului „articular” la nivelul „gleznei” protezei sunt strâns legate de forma elementului activ, mai exact, de comportamentul acestuia, atunci când asupra tălpii acționează reacțiunile din partea solului. Ținând cont de valorile apropiate ale momentului „articular” pentru cele trei tipuri de materiale considerate, s-au luat drept referință valorile obținute pentru materialul AISI 4140H, pentru fiecare formă a constructivă a protezei. Compararea celor trei șiruri de valori obținute permite evaluarea diferențelor dintre valorile momentelor „articulare” ale celor trei forme constructive ale elementului activ (figura 6.63).

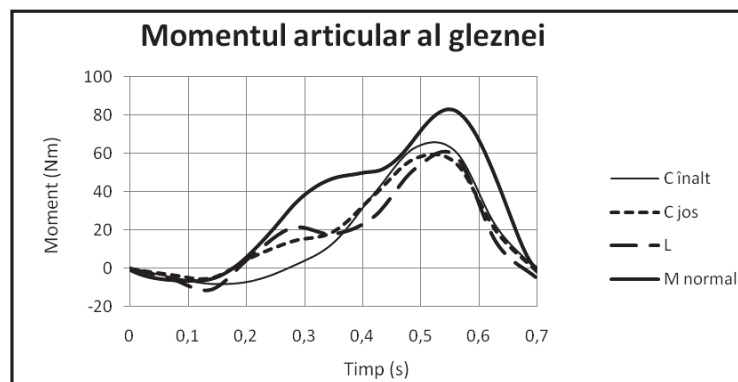


Fig.6.63. Momentul articular al gleznei. Comparare între valorile momentului articular corespunzător mișcării de flexie-extensie a labei piciorului (M normal) cu cel corespunzător mișcării de flexie-extensie a tălpii modelelor de proteze studiate (C înalt, C jos, L).

Prin studierea figurii 6.63 se poate observa că pentru toate cele trei forme constructive valorile maxime ale momentului „articular” sunt mai reduse decât cele ale momentului articular corespunzător unui picior intact. Cu toate acestea, valorile maxime tind să se apropie de limita necesară obținerii efortului minim (discutată în subcapitolul 5.4). O simplă evaluare a valorilor obținute nu relevă efectul (probabil) pe care aceste proteze l-ar avea asupra musculaturii membrului rezidual. Din acest considerent s-a utilizat metoda descrisă în subcapitolul 5.4 (s-a aplicat momentul „articular” al protezelor la extremitatea inferioară a tije din modelul musculo-scheletal). Pentru protezele C s-a considerat că articulația anatomică a gleznei coincide cu conexiunea dintre proteză și tijă. Pentru protezele L au fost aduse modificări modelului musculo-scheletal în funcție de distanța dintre talpa protezei și extremitatea inferioară a tije protezei. Momentele de inerție ale protezelor au fost determinate cu ajutorul software-ului SolidWorks (figura 6.64).

În urma simulărilor prin dinamică inversă, s-a determinat consumul metabolic total al mușchilor coapsei, pentru un pas complet (tabelul 6.31). Protezele

de tip C cu profil jos s-au dovedit a fi cea mai bună soluție din acest punct de vedere. Protezele din oțel (AISI 4140 H), datorită masei mari au solicitat suplimentar musculatura, iar consumul metabolic a fost mai ridicat, indiferent de forma arcului principal. Cu toate acestea, se observă că diferențele între consumul metabolic total, pentru aceeași formă a arcului principal sunt scăzute.

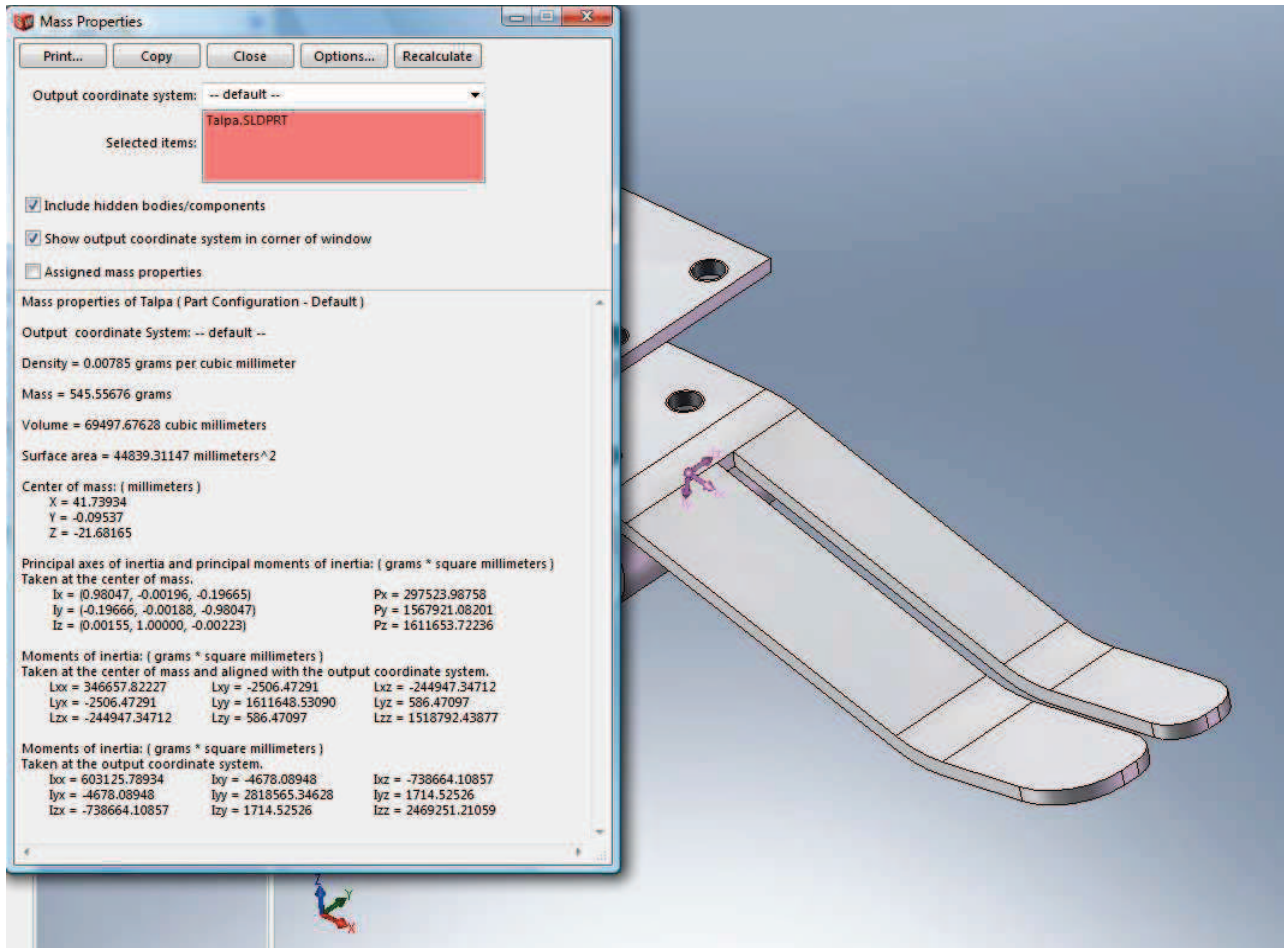


Fig.6.64. Determinarea momentelor de inerție pentru proteza C cu profil înalt. Pentru materialul AISI 4140H.

Pentru a putea evalua obiectiv diferențele datorate formei constructive a arcului principal, s-au studiat activitățile mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus în cazul utilizării celor trei tipuri de proteze din oțel (AISI 4140 H).

Tabelul 6.31. Consum metabolic total Pmet [W] pentru un pas complet

Tipul protezei	Material AISI 4140 H	Material Du Pont Kevlar 49	Material Du Pont Zytel 70G30HS
C profil înalt	6792,2	6767,9	6773,2
C profil jos	5785,7	5764,4	5768,2
L	5862,8	5826,8	5833,4

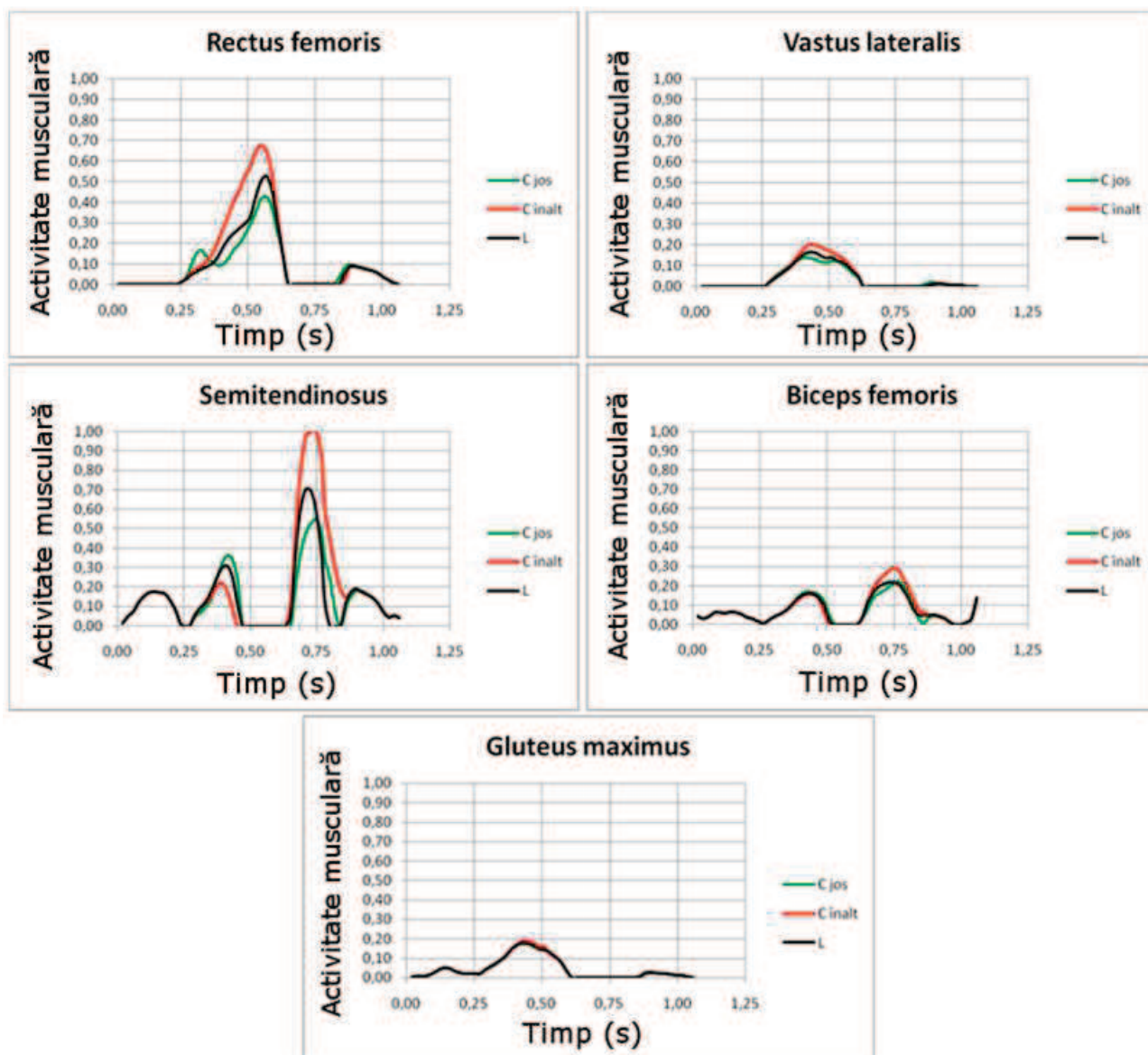


Fig.6.65. Activitatea mușchilor Rectus femoris, Vastus lateralis, Semitendinosus, Biceps femoris și Gluteus maximus. Valori ale activității musculare obținute pentru situațiile în care momentul articular din gleznă este momentul „articular” al protezelor „C” cu profil jos, „C” cu profil înalt, „L”. Studiu utilizând date de poziție și reacțiuni articulare corespunzătoare unui pacient cu amputație.

S-a observat că proteza „C” cu profil jos este cea mai bună soluție din punct de vedere al reducerii activității musculaturii coapsei (figura 6.65). Forma protezei permite acestuia să se muleze mai bine pe sol și să genereze un moment „articular” mult mai apropiat de cel corespunzător articulației gleznei. Similar, proteza „L” se mulează pe sol, iar momentul „articular” al acesteia este foarte apropiat de cel corespunzător articulației gleznei. Arcul principal al protezei „C” cu profil înalt se deformează semnificativ doar în momentul în care pacientul apasă pe porțiunea echivalentă falangelor a tălpii, ceea ce duce la creșterea simțitoare a valorilor momentului „articular” doar în etapa trei a pașirii.

În concluzie, se poate spune că, pentru a crește performanțele protezelor transtibiale, forma preferabilă pentru elementul activ este „C” cu profil jos. Acest design permite reducerea efortului depus de pacient pentru deplasare. Dezavantajele acestei forme constructive sunt stabilitatea scăzută atunci când se

apasă cu toată greutatea corporală pe tija protezei și cantitatea mai mare de material necesară pentru construcția unei proteze de acest tip (comparativ cu celelalte forme constructive studiate). Din punct de vedere al materialelor, este evident că materialele speciale (Kevlar, composite din fibră de carbon ș.a.) au proprietăți mecanice mult mai bune ca materialele mai ieftine (în studiul de față - AISI 4140H, Zytel 70G30HS). Cu toate acestea, o proteză cu arcul principal în formă de „C” cu profil jos, construită din Zytel permite deplasarea cu efort redus a persoanei cu amputație (diferențele consumului metabolic între materiale sunt reduse). În ceea ce privește masa dispozitivelor (tabelul 6.20, tabelul 6.24, tabelul 6.26), aceasta nu influențează semnificativ rezultatele obținute (tabelul 6.29). Prin urmare, dacă nu se urmărește obținerea unui dispozitiv care să reziste la solicitări foarte mari, materialele plastice sunt o alternativă mai ieftină și echivalentul materialelor scumpe în ceea ce privește comportamentul protezei la solicitările datorate pășirii pe sol.

## **7. CONCLUZII. CONTRIBUȚII ORIGINALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE**

În lucrarea de față s-a urmărit studierea deplasării pacienților cu amputație transtibială și realizarea unui model musculo-scheletal cât mai apropiat de fiziologia acestora, în încercarea de a dezvolta metode prin care este posibilă creșterea performanțelor protezelor pe care aceștia le utilizează. S-a pus accent pe studierea activității mușchilor coapsei membrului rezidual și a cauzelor ce duc la creșterea sau scăderea acestei activități.

În capitolul 1, „Stadiul actual în dezvoltarea protezelor transtibiale”, autorul a adus următoarele contribuții:

- O sinteză originală, rezultatul unui studiu bibliografic amănunțit, a tipurilor de proteze pentru piciorul uman. S-au evidențiat modelele mai simple, dar funcționale și modelele complexe, concepute pentru a aduce o contribuție semnificativă la propulsia pacientului.
- O clasificare originală, pe baza bibliografiei studiate, cu numeroase exemplificări, a modelelor de proteze cu construcție complexă. Acestea pot fi: proteze ce permit înmagazinarea și eliberarea de energie și proteze ce permit reglarea unghiului dintre tijă și talpa protezei. În ultima categorie sunt prezentate modele de ultimă generație, acționate cu ajutorul motoarelor și un model controlat prin contracție musculară.

Rezultatele obținute au fost diseminate într-o lucrare științifică [186].

În capitolul 2, „Modele pentru ansamblul pelvis-picioare”, autorul a adus următoarele contribuții:

- Un studiu bibliografic al anatomiei membrului inferior, abordat din punct de vedere al osteologiei (studiul scheletului), ortologiei (studiul articulațiilor și a ligamentelor) și miofuncțional (studiul tendoanelor și al mușchilor). Sunt prezentate principalele proprietăți caracteristice mușchilor, măsurabile în momentul actual și restricțiile de mișcare ale membrului inferior uman.
- O sinteză a principalelor soluții software utilizate în prezent pentru studiul mișcării umane.
- O prezentare originală a structurii modelului musculo-scheletal intact pentru membrul inferior uman (dezvoltat de AnyBody Tecnonolgy). S-a pus accent pe structura lanțurilor cinematice din model și pe mușchii prezenți în acesta.

În capitolul 3, „Modelarea mersului uman prin dinamică inversă”, autorul a adus următoarele contribuții:

- O prezentare originală a experimentului pentru prelevarea datelor necesare unei analize prin dinamică inversă. S-a prezentat protocolul experimental utilizat de autor în laboratorul pentru analiza mersului din cadrul universității din Porto, Portugalia (pe durata unui stagiu de șase luni la această instituție) și protocolul experimental utilizat de autor în laboratorul pentru analiza mersului din cadrul universității „Politehnica” din Timișoara. Au fost discutate aspectele teoretice necesare realizării experimentului pentru prelevarea datelor și obținerii semnalelor ce definesc pozițiile membrului inferior uman și s-au prezentat metodele experimentale utilizate pentru studierea forțelor rezultate în urma contactului piciorului cu solul (pe durata pășirii).

- O prezentare originală a soluțiilor utilizate în prezent pentru sincronizarea semnalelor de poziție cu semnalele prelevate de la o platformă pentru măsurarea reacțiilor din partea solului și o clasificare a acestora. Astfel, se poate vorbi de soluții complete (aparatură de măsură ce permite determinarea de semnale sincronizate) și soluții accesibile, pentru care sincronizarea dintre semnale se face manual.
- Prezentarea unor algoritmi, concepuți de autor în scopul sincronizării semnalelor:
  - a) Algoritm pentru determinarea duratei pentru care piciorul este în contact cu solul pentru semnalele de poziție.
  - b) Utilizarea metodei CUSUM din controlul calității pentru determinarea intervalului de valori ale semnalului reacțiilor din partea solului ce coincide cu durata pentru care piciorul este în contact cu solul.
  - c) Metodele utilizate de autor pentru aducerea semnalelor la frecvență comună de eșantionare și fază comună.
- Dezvoltarea unui algoritm, conceput de autor pentru a determina centrul de aplicație al reacțiilor (centrul de presiune) și a valorilor componente normale a reacțiilor din partea solului, atunci când se utilizează o platformă pentru măsurarea presiunii rezultată în urma contactului dintre picior și sol.
- Dezvoltarea unui algoritm, conceput de autor, pentru a determina presiunea de sub piciorul în contact cu solul. Algoritmul permite determinarea presiunilor de sub fiecare picior, chiar dacă ambele picioare sunt în contact cu platforma.
- Realizarea unei aplicații în Matlab, bazată pe algoritmi originali dezvoltați de autor, ce permite sincronizarea automată a semnalelor și generează automat fișiere de intrare pentru software-ul AnyBody.
- Realizarea unei aplicații în Matlab ce permite vizualizarea poziției aproximative a oaselor scheletice și determinarea lungimilor aproximative ale labei piciorului, gambei și coapsei, ținându-se cont de datele de poziție determinate experimental. Aplicația permite determinarea pozițiilor reperelor externe față de sistemele de coordonate atașate corpurilor rigide și este deosebit de utilă pentru reconstrucția configurației reperelor pe modelul musculo-scheletal. Un alt avantaj al aplicației este posibilitatea cuantificării erorilor de poziție datorate mișcărilor relative dintre piele și oasele scheletice și distorsiunilor datorate lentilelor camerelor de filmat.
- O sinteză originală a metodelor prin care se pot determina erorile din semnale de poziție ce definesc traiectoriile spațiale ale membrului inferior, cât și erorile ce pot să intervină în urma determinării centrului de presiune.
- O prezentare originală a modului prin care se poate utiliza aplicația „gaitapplication2” (concepută de AnyBody Technology) pentru a reduce simțitor erorile de poziție și pentru aproximarea lungimilor oaselor scheletice.
- Un studiu dinamic, al unui subiect fără dizabilități, folosind AnyBody și date de intrare obținute experimental de autor. Sunt prezentate valorile momentelor articulare obținute în urma simulării și reacțiunile articulare datorate acțiunii musculaturii scheletice. Pentru validarea activității musculare obținute prin simulare s-au utilizat date experimentale, obținute de autor din arhivele societății internaționale de biomecanică.
- Un studiu dinamic, al unui subiect fără dizabilități, folosind AnyBody și date de intrare obținute experimental de autor prin utilizarea unei platforme

Zebris pentru măsurarea presiunii datorate contactului dintre picior și sol și a unui sistem Zebris pentru determinarea traiectoriilor spațiale ale membrului inferior uman. Sunt prezentate valorile momentelor articulare obținute în urma simulării și reacțiunile articulare datorate acțiunii musculaturii scheletice. Este evidențiat faptul că, deși autorul a reușit să estimeze componentele laterale ale reacțiunilor din partea solului, datele nu au putut fi utilizate pentru analiza mersului uman. Acest fapt s-a datorat limitărilor sistemului Zebris pentru determinarea traiectoriilor spațiale ale membrului inferior uman, care nu a permis decât înregistrarea unei deplasări cu viteză redusă.

Rezultatele obținute au fost diseminate în două lucrări științifice [180], [183].

Capitolul 4, „Modelarea mersului pacienților cu amputație transtibială”, este capitolul cel mai important al tezei de față și în totalitate original. Principalele realizări ale autorului în acest capitol sunt:

- Modelarea mersului pacienților cu amputație transtibială prin controlul automat al gleznei. Este prezentată ideea de bază a acestui tip de modelare și considerațiile teoretice - s-a încercat dezactivarea mușchilor ce controlează mișcarea labei piciorului prin utilizarea unei funcții de control automat al mișcării gleznei. Sunt discutate limitările utilizării acestei metode - mușchii cu puncte de inserție pe laba piciorului și origine pe femur vor fi activi, chiar dacă mușchii cu origine pe tibie vor fi inactivi.
- Modelarea mersului pacienților cu amputație transtibială prin eliminarea mușchilor. Este prezentată ideea fundamentală a acestui tip de modelare:
  - Sunt eliminați mușchii cu origine pe femur și inserție pe laba piciorului și mușchiul Gastrocnemius.
  - Autorul a ținut cont de atrofia musculară caracteristică pacienților cu amputație transtibială și a adus modificări asupra proprietăților mușchilor coapsei, conform cu literatura de specialitate.
  - Lanțul cinematic inițial al modelului musculo-scheletal a fost modificat pentru a simula contactul dintre bont și proteză - tibia a fost înlocuită printr-un ansamblu rigid de două corpuri (tija și tibia reziduală). Masele și momentele de inerție ale celor două corpuri rigide corespunzătoare tije și tibiei reziduale au fost recalulate, în funcție de geometria tijelor din comerț și de procentul din tibia inițială reprezentat de tibia reziduală.
  - Laba piciorului a fost considerată echivalentul protezei propriu-zise, iar mișcările la nivelul gleznei au fost controlate automat, printr-o funcție de control a mișcării ce urmează traiectoriile spațiale ale protezei (determinate experimental de autor).

În urma analizei prin dinamică inversă s-au obținut activități musculare proporționale ca intensitate cu cele prezentate în literatura de specialitate. S-a cuantificat consumul metabolic al mușchilor coapsei în scopul comparației acestuia cu valori similare, obținute în urma analizei mersului unor persoane fără dizabilități.

Rezultatele obținute au fost diseminate în două lucrări științifice [181], [182].

Capitolul 5, „Aplicații ale modelelor musculo-scheletale obținute”. În acest capitol (complet original), s-a urmărit studierea a diverse aspecte de interes pentru protezarea de membru inferior:

- S-au studiat forțele ce acționează la nivelul contactului bont-proteză pentru diferite poziții de lucru. Acest studiu poate fi privit și ca un studiu ergonomic al lucrului din poziție verticală și din poziție șezând. S-au studiat mișcări în spațiul activ al membrului superior și s-au ales mișcările pentru care



valorile maxime ale activității musculare sunt ridicate. Pentru aceste mișcări s-au studiat forțele ce acționează la nivelul contactului bont proteză. Rezultatele obținute arată faptul că, la prinderea laterală a unui obiect, solicitările asupra contactului bont-proteză (și, deci, asupra protezei propriuzise) cresc simțitor.

- S-a studiat influența înălțimii tocului pantofilor asupra activității musculare a membrului rezidual. Acest studiu este bazat pe date obținute experimental de către autorul tezei. S-a urmărit studierea influenței utilizării tocului de dimensiune implicită, specificat de majoritatea producătorilor de proteze ca fiind 1 cm și a unui toc de 3 cm. Rezultatele obținute relevă că, dacă aliniamentul protezei este corect, activitatea mușchilor coapsei membrului rezidual este similară pentru ambele situații considerate. Micile diferențe ale activităților musculare sunt legate de menținerea echilibrului. Concluzia acestui studiu este că, atunci când se urmărește conceperea unei proteze care să permită reglarea unghiului dintre proteză și sol, este importantă creșterea stabilității dispozitivului și nu a raportului dintre energia înmagazinată și eliberată de acesta.
- S-au studiat forțele interioare ce acționează asupra articulațiilor corpului uman, în cazul persoanelor fără dizabilități. Acest studiu este bazat pe zece seturi de date obținute experimental de autor. Rezultatele obținute arată că, dacă se utilizează un model musculo-scheletal complet, forțele de reacțiune articulare au valori de până la de patru ori greutatea corporală. Datele din literatura de specialitate au confirmat valorile obținute de autor. Forțele de reacțiune articulară sunt deosebit de importante atunci când se studiază protezarea de membru inferior - o proteză concepută doar în scopul creșterii propulsiei poate duce la suprasolicitata articulațiilor membrului rezidual. Concluziile acestui studiu sunt că, în lipsa musculaturii ce asigură flexia plantară, proteza trebuie să fie concepută ținându-se cont doar de valoarea momentului articular la nivelul gleznei intacte și de reacțiunile nete. O restaurare completă nu este posibilă în lipsa mușchilor cu origine pe femur și inserție pe laba piciorului.
- S-a studiat posibilitatea reducerii efortului depus de pacienții cu amputație transtibială, pornind de la aspectele teoretice ale unei probleme de dinamică inversă. În acest studiu s-a urmărit determinarea efectului valorilor momentului articular la nivelul „gleznei” protezei asupra musculaturii coapsei membrului rezidual. S-a demonstrat că, în lipsa musculaturii ce asigură flexia plantară, utilizarea unei proteze ce ar genera un moment „articular” egal cu momentul articular al gleznei intacte ar duce la suprasolicitarea musculaturii membrului rezidual. Rezultatele obținute arată că, proteza trebuie să genereze un moment articular cu valoare numerică maximă de aproximativ  $0,085 \cdot \text{greutatea corporală}$  (pentru mers). Concluzia acestui studiu este că, dacă se urmărește creșterea performanțelor protezelor, accentul trebuie pus pe reducerea efortului pacientului și nu pe creșterea propulsiei (tendința actuală).

Rezultatele obținute au fost diseminate în trei lucrări științifice [184], [185], [179].

În capitolul 6, „Proiectarea unui model de proteză transtibială”, autorul a adus următoarele contribuții originale:

- O sinteză a formelor constructive uzuale pentru protezele transtibiale și o prezentare, a principalelor restricții de care trebuie să se țină cont atunci când se urmărește conceperea unei proteze.

- O sinteză bibliografică a principalelor materiale utilizate în momentul actual pentru construcția protezelor. Sunt prezentate atât materiale cu proprietăți mecanice deosebite, cât și materiale uzuale.
- O prezentare originală a etapelor pășirii (pe durata contactului dintre picior și sol) și o explicație al felului în care reacțiunile din partea solului acționează asupra tălpii piciorului uman. Această prezentare este deosebit de importantă atunci când se urmărește obținerea unui dispozitiv care să se deformeze asemănător cu mișcarea piciorului intact.
- Calculul teoretic pentru diferite forme ale elementului activ, în mare parte rezultatul calculului efectuate de autorul prezentei teze. Formulele permit dimensionarea elementului activ în funcție de deplasarea dorită a capătului liber al lamelei și de valorile reacțiunilor din partea solului.
- O metodă pentru analiza dinamică a deformației modelelor de proteze, concepută de autor, ce permite studierea comportamentului protezei pe durata contactului cu solul. Reacțiunile din partea solului au fost distribuite pe talpa protezei astfel încât rezultanta acestora să se deplaseze dinspre călcâi spre vârful acesteia.
- O analiză cu elemente finite, conform cu metoda concepută de autor, a deformației modelelor de proteze concepute prin calcul teoretic. Pentru studiu s-au considerat trei forme constructive și trei materiale pentru fiecare model constructiv. S-a efectuat un studiu static structural al comportamentului fiecărui arc principal al protezei, atunci când asupra tălpii protezei acționează forțele de reacțiune din partea solului. S-a efectuat un studiu dinamic al comportamentului fiecărei forme constructive, atunci când asupra tălpii protezei acționează forțele de reacțiune din partea solului (rezultanta acestora se deplasează dinspre călcâi spre vârf). S-a studiat stabilitatea protezei, atunci când axa tijeii acesteia este perpendiculară pe sol iar asupra tijeii apasă greutatea corporală a pacientului. În urma studiilor dinamice, pentru cele nouă situații considerate, s-a observat că toate modelele de proteze se deformează similar cu piciorul uman intact. S-au obținut momentele „articulare” ale „gleznelor” protezelor pentru a permite studierea teoretică a activității musculaturii membrului rezidual în cazul utilizării acestor dispozitive. În urma acestui studiu s-a ales forma constructivă pentru care s-a obținut cea mai mică activitate musculară, iar efortul depus a fost minim. Concluzia este că diferențele datorate utilizării diferitelor materiale (din punct de vedere al efortului depus de pacient) sunt minime. Practic, singurul factor semnificativ este forma elementului activ al protezei. Momentul „articular” la nivelul conexiunii dintre tijă și proteză depinde direct de forma constructivă a acesteia.
- Un studiu experimental pentru verificarea calculului teoretic. Au fost construite două arcuri lamelare de formă geometrică complexă și s-a studiat deformația acestora. S-a observat că valorile obținute experimental sunt similare cu cele determinate prin calcul teoretic și cu cele obținute prin analiza cu elemente finite.

În concluzie, se poate spune că obiectivele stabilite inițial au fost pe deplin îndeplinite, mai precis obținerea unui model musculo-scheletal echivalent membrului rezidual al pacienților cu amputație transtibială și determinarea factorilor ce duc la creșterea performanțelor protezelor transtibiale. S-a evidențiat o formă constructivă simplă ce permite reducerea efortului depus de pacient. Teza de față prezintă, practic, o metodă prin care se poate utiliza modelarea musculo-scheletală și metoda elementelor finite pentru a îmbunătăți simțitor calitatea protezelor. Principalul

avantaj al metodei prezentate este faptul că aceasta permite studiul influenței utilizării unui model de proteză, asupra musculaturii scheletice, încă din stadiul conceptual. Modelul musculo-scheletal, conceput pentru studierea deplasării pacienților cu amputație transtibială, permite obținerea unor activități musculare similare cu cele prezentate în literatura de specialitate curentă. Acest model poate fi îmbunătățit prin introducerea unei conexiuni elastice între tijă și bont (lucru care a fost imposibil cu versiunea de AnyBody utilizată). Următorul pas logic este testarea unor prototipuri de proteză direct pe pacienți și studierea activității musculare rezultate în urma pășirii. Este evident că și răspunsul subiectiv al acestora, în urma utilizării dispozitivelor, trebuie să fie luat în considerare. O viitoare direcție de cercetare este studierea, cu ajutorul metodei descrise, a unor activități mai intense (alergat, sărituri, etc). De asemenea, o altă direcție de cercetare este studierea posibilității utilizării unor arcuri cu secțiune variabilă, în scopul reducerii cantității de material necesară pentru obținerea unui model final (comercial).

## BIBLIOGRAFIE

- [1] D. Amarantini, L. Martin. *A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions*, Journal of Biomechanics, vol. 37, pp. 1393-1401, 2004.
- [2] M. Andersen, M. Damsgaard, J. Rasmussen. *Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 12, no. 4, pp. 371-384, 2009.
- [3] F. Anderson, M. Pandy. *Dynamic optimization of human walking*, Journal of Biomechanical Engineering, vol. 123, pp. 381-390, 2001.
- [4] Anybody Technology, *AnyBody Tutorials*, Danemarca, 2007.
- [5] Anybody Technology, *AnyScript Reference Manual*, Danemarca, 2007.
- [6] AnyBody Technology, The AnyBody Modelling System, <http://www.anybodytech.com/>, accesat 2012.
- [7] O. Arikan, D. Forsyth, J. O'Brien. *Motion synthesis from annotations*, ACM Transactions on Graphics (SIGGRAPH), vol. 22, no. 3, pp. 402-408, 2003.
- [8] ASM International, *ASM Handbook, Volume 1 Properties and Selection: Irons, Steels, and High Performance Alloys*, ISBN 0-87170-377-7 (Vol. 1), 1990.
- [9] ASM International, *ASM Handbook, Volume 2 Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials*, ISBN 0-87170-378-5 (Vol. 2), 1990.
- [10] ASRO, *Eurocod 3: Proiectarea structurilor de otel*, Standard de proiectare, SR EN 1993-1-1, 1993.
- [11] S. Au, M. Berniker, H. Herr. *Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits*, Neural Networks, vol. 21, no. 654 - 666, 2008.
- [12] S. Ausejo et al. *Robust human motion reconstruction in the presence of missing markers and the absence of markers for some body segments*, Proceedings of Digital Human Modeling for Design and Engineering Congerence , Lyon, Franta, 2006.
- [13] C. Baciú, *Aparatul locomotor*, Editura medicala, București, România, 1981.
- [14] A. Bagley, H. Skinner. *Progress in gait analysis in amputees: a special review*, Critical reviews in Physical and Rehabilitation Medicine, vol. 5, pp. 101-120, 1991.
- [15] P. Balcarek, et al. *Anatomy of Lateral Patellar Instability*, American Journal of Sports Medicine, vol. 39, pp. 1756-1761, Aug. 2011.
- [16] K. Baldwin. *Biomechanical properties of overloaded fast-twitch skeletal muscle*, Journal of Applied Physiology, vol. 52, pp. 467-472, 1982.
- [17] K. Baldwin. *Effects of altered loading states on muscle plasticity: what have we learned from rodents?*, Jorunal of Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 28, pp. 101-106, 1996.
- [18] M. Balekics, C. Cristuinea, *Organe de masini si mecanisme vol I Calculul Arcurilor Indrumar de proiectare*, Institutul politehnic "Traian Vuia", Timișoara, România, 1985.

- [19] H. Bateni, S. Olney. *Effect of the Weight of Prosthetic Components on the Gait of Transtibial Amputees*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 16, pp. 113-120, 2004.
- [20] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann. *Hip joint loading during walking and running measured in two patients*, Journal of Biomechanics, vol. 26, no. 8, pp. 969-990, 1993.
- [21] B. van Bolhuis, C. Gielen. *A comparison of models explaining muscle activation patterns for isometric contractions*, Biological Cybernetics, vol. 81, pp. 249-261, 1999.
- [22] G. Bolstad, A. Ersland. *Energy metabolism, in different human skeletal muscles during voluntary isometric contraction*, European Journal of Applied Physiology, vol. 38, pp. 171-179, 1978.
- [23] R. Brand, et al. *Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient*, Journal of Arthroplasty, vol. 9, no. 1, pp. 45-51, 1994.
- [24] K. Bryant, J. Bryant, *Niagara Foot Pilot Study in Thailand*, Niagara Prosthetics & Orthotics Intl. Ltd. Field Trial 2002.
- [25] C3D.ORG, *The Basic C3D Structure*, 2011, <http://www.c3d.org/HTML/default.htm>.
- [26] M. Carpenter, C. Hunter, D. Rheaume, *Testing and Analysis of Low Cost Prosthetic Feet*, Worcester Polytechnic Institute, Worcester, Anglia, 2008.
- [27] K. Carroll, J. Edelstein, *Prosthetics and patient management: a comprehensive clinical approach*, Slack Incorporated, SUA, ISBN 1-55642-671-2, 2006.
- [28] P. Cavanagh. *A technique for averaging center of pressure paths from a force platform*, Journal of Biomechanics, vol. 11, no. 1, pp. 487-491, 1978.
- [29] H. Centomo et al. *Muscle adaptation patterns of children with a trans-tibial amputation during walking*, Clinical Biomechanics, vol. 22, pp. 457-463, 2007.
- [30] M. Chiu, M. Wang. *The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking*, Gait and Posture, vol. 25, no. 3, pp. 385-392, Mar. 2007.
- [31] S. Chwastiak, J. Barr, R. Didchenko. *High strength carbon fibers from mesophase pitch*, Carbon, vol. 17, no. 1, pp. 49-53, 1979.
- [32] E. Clancy N. Hogan. *Relating agonist-antagonist electromyograms to joint torque during isometric, quasi-isotonic, nonfatiguing contractions*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 44, pp. 1024-1028, 1997.
- [33] C-Motion, 3D Biomechanics Research Software - Visual3D, <http://www.c-motion.com/>, accesat 2012.
- [34] J. Coleman et al. *Small but strong: A review of the mechanical properties of carbon nanotube-polymer composites*, Carbon, vol. 44, pp. 1624-1652, 2006.
- [35] College Park, *Venture Foot*, Technical Manual, Fraser, SUA, 2003.
- [36] CONTEMPLAS GmbH, Motion Analysis Software, <http://www.contemplas.com/index.aspx>, accesat 2012.
- [37] R. Cook, *Finite element modeling for stress analysis*, Wiley and sons, ISBN-13: 978-0471107743, 1995.
- [38] J. Cooper. *Artificial Foot*, US Patent nr. 4721510, 26 Ian. 1988.
- [39] R. Coupland. *Assistance for victims of anti-personnel mines: needs, constraints and strategy*, Geneva: International Committee of the Red Cross, pp. 1-30, 1997.

- [40] N. Cress et al. *Functional training: muscle structure, function and performance in older women*, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, vol. 24, pp. 4-10, 1996.
- [41] R. Crowninshield, R. Brand. *A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion*, Journal of Biomechanics, vol. 14, pp. 793-801, 1981.
- [42] E. Culham, M. Peat, E. Newell. *Below-knee amputation: a comparison of the effect of the SACH foot and the single axis foot on electromyographic patterns during locomotion*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 10, no. 1, pp. 15-22, 1986.
- [43] C. Curtze et al. *Comparative roll-over analysis of prosthetic feet*, Journal of Biomechanics, vol. 42, no. 11, pp. 1746-1753, 2009.
- [44] J. Czerniecki, A. Gitter. *Gait analysis in the amputee: Has it helped the amputee or contributed to the development of improved prosthetic components?*, Gait and Posture, vol. 4, pp. 258-268, 1996.
- [45] J. Czerniecki, A. Gitter. *Insights into amputee running*, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 71, pp. 209-218, 1992.
- [46] B. Dale. *From Land Mines to Lawn Mowers Prosthetic Rehabilitation Proceeds One foot at a Time*, The Washington Diplomat, Aug. 2001.
- [47] D. David. *Prosthetic Foot with Adjustable Heel Height*, U.S. Patent nr. B2 7862622, 4 Ian. 2011.
- [48] A. Davidescu, C. Sticlaru, *Metoda elementului finit in mecatronica. Aplicatii in Ansys Workbench*. Editura Politehnica Timișoara, România, ISBN 9780606-554-274-7, 2011.
- [49] A. Davidescu, *Controlul statistic al proceselor aplicatii in Matlab*, Editura Politehnica, Timișoara, România, ISBN 978-973-625-553-3, 2007.
- [50] S. Delp, J. Loan. *A software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures*, Computers in Biology and Medicine, vol. 25, pp. 21-34, 1995.
- [51] S. Delp, P. Loan, et al. *An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 37, no. 8, pp. 757-767, 1990.
- [52] J. Denavit, R. Hartenberg. *A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices*, Transactions of American Society of Mechanical Engineers (ASME) Journal, vol. 23, pp. 215-211, 1955.
- [53] P. Deurenberg, et al. *The assessment of the body composition in the elderly by densitometry, anthropometry and bioelectrical impedance*, Basic life sciences, vol. 55, pp. 391-393, 1990.
- [54] P. Deurenberg, P. Weststrate, C. Seidell. *Body mass index as a measure of body fatness: age -and sex- specific prediction formulas*, British Journal of Nutrition, vol. 65, pp. 105-114, 1990.
- [55] P. Deurenberg. *Universal cut-off BMI points for obesity are not appropriate*, British Journal of Nutrition, vol. 85, pp. 135-136, 2001.
- [56] O. Djamo, *Anatomie*, Editura Fundatiei România de Maine, București, România, 2007.
- [57] C. Dogan. *Angularly adjustable reversible prosthetic device*, U.S. Patent nr. B1 6402790, 11 Iun. 2002.
- [58] P. Dolan et al. *The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities*, Journal of Biomechanics, vol. 26, pp. 513-522, 1993.

- [59] G. Dragoi, Anatomia generala a sistemelor corpului omenesc, Editura Universitatii, Craiova, România, 2003.
- [60] D. Drăgulescu, Modelarea în Biomecanică, București, România: Editura didactică și pedagogică, ISBN 973-30-1725-6, 2005.
- [61] DuPont, *Delrin acetal resin*, Design Guide - Module III, H-57472 (95-1).
- [62] DuPont, *Delrin*, Supplier literature, L-10464, E.I. 2003.
- [63] DuPont, *Kevlar Aramid Fiber*, Technical Guide, H-77848 4, 2000.
- [64] DuPont, *Minlon and Zytel nylon resins*, Design Information - Module II, H-56843, 2001.
- [65] DuPont, *Zytel*, Product guide and properties, H-53B23-2, 2003.
- [62] P. Ephraim, et al. *Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 86, pp. 1910-1919, 2005.
- [67] R. Ethier, C. Simmons, *Introductory Biomechanics - From Cells to Organisms*, Cambridge University Press, Toronto, Canada, ISBN-13 0-521-84112-7, 2007.
- [68] N. Faur, Elemente finite. Fundamente, Editura Politehnica, Timișoara, România, 2007.
- [69] D. Font et al. *Development of a Virtual Humanoid Model Using the Denavit-Hartenberg Parameters as a Base for Visual Feedback Applications*, Advances in Automation and Robotics, Lecture Notes in Electrical Engineering, vol. 122, no. 1, pp. 639-646, 2012.
- [70] D. Frankenfield et al. *Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition*, Journal of Nutrition, vol. 17, pp. 26-30, 2001.
- [71] T. Fukunaga et al. *Muscle architecture and function in humans*, Journal of Biomechanics, vol. 30, pp. 457-463, 1997.
- [72] M. Geil. *Energy loss and stiffness properties of dynamic elastic response prosthetic feet*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 13, no. 3, pp. 70-73, 2001.
- [73] J. Goh et al. *Biomechanical evaluation of SACH and uniaxial feet*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 8, pp. 147-154, 1984.
- [74] H. Gray, *Anatomy of the Human Body*, LEA & FEBIGER, 20<sup>th</sup> Edition, New York, Philadelphia, 1918.
- [75] B. Hafner et al. *Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?*, Clinical Biomechanics, vol. 17, pp. 325-344, 2002.
- [76] A. Hansen et al. *The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses*, Journal of Biomechanics, vol. 37, pp. 1467-1474, 2004.
- [77] A. Hansen, D. Childress, E. Knox. *Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 24, no. 3, pp. 202-215, 2000.
- [78] A. Hansen, D. Childress. *Effects of shoe heel height on biologic roll-over characteristics during walking*, Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 41, pp. 547-554, 2004.
- [79] A. Hansen, D. Childress. *Investigations of roll-over shape: implications for design, alignment, and evaluation of ankle-foot prostheses and orthoses*, Journal of Disability and Rehabilitation, vol. 32, no. 26, pp. 2201-2209, 2010.

- [80] A. Hansen, H. Childress, S. Dudley. *Effects of Shoe Heel Height on the Roll-Over Shapes of Prosthetic Ankle-Foot Systems: Implications for Heel-Height-Adjustable Components.*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 21, no. 1, pp. 48-64, 2009.
- [81] A. Hansen, M. Sam, D. Childress. *The effective foot length ratio: a potential tool for characterization and evaluation of prosthetic feet*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 16, no. 2, pp. 41-45, 2004.
- [82] R. Happee. *Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movement*, Journal of Biomechanics, vol. 27, no. 7, pp. 953-960, 1994.
- [83] E. Hardt, W. Mann. *A Five-body - Three Dimensional Dynamic Analysis of Walking*, Journal of Biomechanics, vol. 13, pp. 455-457, 1980.
- [84] M. Harris, B. Piggot. *Compression strength of carbon, glass and Kevlar-49 fibre reinforced polyester resins*, Journal of Materials Science, vol. 10, no. 10, pp. 2523-2538, 1980.
- [85] K. Hata et al. *Water-assisted highly efficient synthesis of impurity-free single-walled carbon nanotubes*, Science, vol. 306, no. 5700, pp. 1362-1364, 2004.
- [86] H. Haung, T. Kuiken, R. Lipschutz. *A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography*, Biomedical Engineering IEEE Transactions on, vol. 56, no. 1, pp. 65-73, 2009.
- [87] D. Hawkins, P. Mole. *Modeling Energy Expenditure with Isometric, Concentric and Eccentric Muscle Action at the Knee*, Annals of Biomedical Engineering, vol. 25, pp. 822-830, 1997.
- [88] G. Heidrun. *System and Method for Motion-Controlled Foot Unit*, US Patent nr. B2 7431737, 7 Oct. 2008.
- [89] A. Hill. *The Heat of Shorthening and the Dynamic Constants of Muscle*, Proceedings of the Royal Society of London, vol. 126, pp. 136-195, Oct. 1938.
- [90] K. Horsman, M. Dirk, *The Twente lower extremity model*, University of Twente, Twente, Olanda, 2007.
- [91] A. Hrenikoff. *Solution of problems in elasticity by the framework method*, Journal of Applied Mechanics, pp. 169-157, 1941.
- [92] M. Hsu et al. *Physiological Comparisons of Physically Active Persons with Transtibial Amputation Using Static and Dynamic Prostheses versus Persons with Nonpathological Gait during Multiple-Speed Walking*, Journal of Prosthetics, vol. 12, no. 2, pp. 60-67, 2000.
- [93] M. Hsu et al. *Physiological measurements of walking and running in people with transtibial amputations with 3 different prostheses*, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, vol. 29, no. 9, pp. 526-533, 1999.
- [94] H. Huisman, *Prostheses, Kinetic patterns of the lower extremity joints of unilateral transtibial amputees during the stance phase of walking and running on daily life or dedicated sports*, Faculty of Health, Medicine and Life Sciences, Maastricht, Olanda, 2010.
- [95] E. Isakov, O. Keren, O. Benjuya. *Trans-tibial amputee gait: time-distance parameters and EMG activity*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 24, pp. 216-220, 2000.
- [96] ISO, *Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods*, International standard, 10328 2006.
- [97] L. Jeffrey. *Prosthetic Foot Having Shock Absorption*, U.S. Patent nr. 6602295, 5 Aug. 2003.



- [98] S. Jung, K. Wohn. *Tracking and motion estimation of the articulated object: a hierarchical Kalman filter approach*, Real-Time Imaging, vol. 3, no. 6, pp. 415-432, Dec. 1997.
- [99] U. Kersting et al. *An individualized musculoskeletal model for the analysis of amputee running*, Proceedings of XXVIII International Symposium of Biomechanics in Sports, Marquette, Michigan, SUA, 2010, pp. 142-144.
- [100] L. Knut, L. Magnus. *Lower extremity leg amputation: an advantage in running?*, Sports Technology, vol. 1, no. 4-5, pp. 229-234, 2008.
- [101] B. Koopman, H. Grootenboer, H. de Jongh. *An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking*, Journal of Biomechanics, vol. 28, no. 11, pp. 1369-1376, 1995.
- [102] I. Kovac, V. Medved, L. Ostojic. *Ground Reaction Force Analysis in Traumatic Transtibial Amputee's Gait*, Collegium Antropologicum, vol. 33, no. 2, pp. 107-114, 2009.
- [103] F. Kovacs, C. Rădulescu, Roboti Industriali, Universitatea Tehnică, Timișoara, România, 1992.
- [104] S. Kumar, T. Helminiak. *Compressive Strength of High-Performance Fibers*, Sample Journal, vol. 26, no. 2, pp. 51-57, 1990.
- [105] V. Kyriazis. *Gait analysis techniques*, Journal of Orthopaedics and Traumatology, vol. 1, pp. 1-6, 2001.
- [106] A. Laghi. *Prosthetic Foot With Medial/Lateral Stabilization*, U.S. Patent nr. 6793683, 21 Sept. 2004.
- [107] B. Lateur, M. Giaconi, K. Questad. *Footwear and posture: compensatory strategies for heel height*, American Journal of Physiology and Medical Rehabilitation, vol. 70, pp. 246-254, 1991.
- [108] A. Leardini. *Musculoskeletal-modelling-based design of a novel ankle prosthesis*, Theoretical Issues in Ergonomics Science, vol. 6, no. 3, pp. 335-341, 2005.
- [109] J. Lehmann et al. *Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex Foot and Seattle Foot Versus Standard SACH foot*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 74, no. 11, pp. 1225-1231, 1993.
- [110] A. de Leluardiere et al. *Validation and influence of anthropometric and kinematic models of obese teenagers in vertical jump performance and mechanical internal energy expenditure*, Gait & Posture, vol. 23, no. 2, pp. 149-158, Feb. 2006.
- [111] F. Lidan, J. Xiaohong, W. Rencheng. *Modeling and simulation of muscle forces on trans-tibial amputee to study the effect of prosthetic alignment*, Clinical Biomechanics, vol. 22, pp. 1125-1131, 2007.
- [112] R. Lieber, B. Ljung, J. Friden. *Intraoperative sarcomere length measurements reveal differential design of the human wrist extensor muscles*, Journal of Experimental Biology, vol. 200, pp. 19-25, 1997.
- [113] LifeModeler, Inc. LifeModeler, <http://www.lifemodeler.com/products/lifemod>, accesat 2012.
- [114] D. Lloyd, T. Besier. *An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo*, Journal of Biomechanics, vol. 36, pp. 765-776, 2003.
- [115] T. Lu et al. *Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study*, Journal of Biomechanics, vol. 30, pp. 1101-1106, 1997.
- [116] T. Lu, J. O'Connor. *Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints*, Journal of Biomechanics, vol. 32, pp. 129-134, 1999.

- [117] P. Macfarlane et al. *Gait Comparisons for Below-Knee Amputees Using a Flex-Foot(TM) Versus a Conventional Prosthetic Foot*, Journal of Prosthetics, vol. 3, no. 4, pp. 150-161, 1991.
- [118] P. Macfarlane et al. *Transfemoral Amputee Physiological Requirements: Comparisons Between SACH Foot Walking and Flex-Foot Walking*, Journal of Prosthetics, vol. 9, no. 4, pp. 138-143, 1997.
- [119] V. Margonato et al. *Maximal isometric force and muscle cross-sectional area of the forearm in fencers*, Journal of Sports Sciences, vol. 12, no. 6, pp. 567-572, Dec. 1994.
- [120] P. Martin. *Jointless artificial foot*, U.S. Patent nr. 5897594, 27 Apr. 1999.
- [121] K. Massey, *Effects of UV Light and Weather on Plastics and Elastomers (2nd Edition)*, New York, SUA, ISBN 978-0-8155-1525-8, 2007.
- [122] D. Mathews, D. Burgess, E. Boone. *The All-Terrain Foot*, American Academy of Orthotists & Prosthetists, Journal of Prosthetics & Orthotics, vol. 5, no. 1, pp. 29-30, 1993.
- [123] M. Mlnus, S. Kumar. *The processing, properties, and structure of carbon fibers*, Journal of the Minerals, Metals and Materials society, vol. 57, no. 2, pp. 52-58, 2005.
- [124] Mobility India, *SATHI*, Prosthetics manual, <http://www.mobility-india.org/download/sathimanual.pdf>, accesat 2009.
- [125] G. Mogan, S. Butinariu, *Analiza cu elemente finite in inginerie. Aplicatii practice in Catia*. Editura Universitatii Transilvania din Braşov, România, ISBN 978-973-598-159-4, 2007.
- [126] I. Moirenfeld et al. *Isokinetic strength and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 23, no. 3, pp. 221-225, 2000.
- [127] K. Naito et al. *Tensile properties of ultrahigh strength PAN-based, ultrahigh modulus pitch-based and high ductility pitch-based carbon fibers*, Carbon, vol. 46, pp. 189-195, 2008.
- [128] M. Nakashima, Y. Motegi. *Development of a Full-Body Musculoskeletal Simulator for Swimming*, Proceedings of 2007 International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics (ISCSB2007) , 2007, pp. 59-60.
- [129] J. Newell, A. Puzianowski, L. Schmidt. *The Influence of E-Beam Radiation on the Tensile and Compressive Strengths of Kevlar-29*, High Performance Polymers, vol. 14, no. 2, pp. 133-143, 2002.
- [130] L. Nolan, A. Lees. *The Functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 24, no. 2, pp. 117-125, Aug. 2000.
- [131] V. Novacu, *Bazele teoretice ale fizicii*, Vol I, Editura Tehnică, Bucureşti, România, 1990.
- [132] Ossur, *Elation*, User's Manual, IFU0141, Rev. 7, 2011.
- [133] Ossur, *Modular III* , Technical Information, TM 0020 EN Rev 1 2007.
- [134] E. Otten. *Inverse and forward dynamics: models of multi-body systems*, Philosophical Transactions of The Royal Society, Biological Sciences, vol. 358, pp. 1493-1500, Aug. 2003.
- [135] Otto Bock, *Adapters*, [http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob\\_com\\_en/hs.xsl/1775.html](http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/1775.html), accesat 2012.
- [136] M. Pandy, T. Andriacchi. *Muscle and Joint Function in Human Locomotion*, Biomedical Engineering, vol. 12, pp. 401-433, 2010.

- [137] V. Papilian, Anatomia omului. Vol I Aparatul locomotor, Editura BIC ALL, Editia a XI-a, București, România, ISBN 973-571-468-X, 2003.
- [138] G. Peltz et al. *The Role of Fat Mass Index in Determining Obesity*, American Journal of Human Biology, vol. 22, pp. 639-647, 2010.
- [139] J. Perry, S. Shanfield. *Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet*, Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 30, no. 1, pp. 137-143, 1993.
- [140] V. Phillips. *Foot prosthesis having curved forefoot*, US Patent nr. 5976191, 2 Noi. 1999.
- [141] V. Phillips. *Prosthetic device incorporating low ankle design*, US Patent nr. 6254643, 3 Iul. 2001.
- [142] V. Phillips. *Prosthetic foot incorporating adjustable bladder*, US Patent nr. 5509938, 23 Apr. 1996.
- [143] R. van der Ploeg, H. Oosterhuis, J. Reuvekamp. *Measuring muscle strength*, Journal of Neurology, vol. 231, no. 4, pp. 200-203, 1984.
- [144] J. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, John Wiley & Sons, Sussex, Anglia, ISBN 978-0-470-51294-4, 2008.
- [145] C. Powers, S. Rao, J. Perry. *Knee kinetics in trans-tibial amputee gait*, Gait & Posture, vol. 8, no. 1, pp. 1-7, 1998.
- [146] T. Raikova, B. Prilutsky. *Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human led model revealed by analytical and numerical analyses*, Journal of Biomechanics, vol. 34, pp. 1243-1255, 2001.
- [147] J. Rasmussen, M. Damsgaard S. Christensen. *Simulation of tendon energy storage in pedaling*, Proceedings of MEDICON 2001, IX Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing. , Pula, Croatia, 2001.
- [148] J. Rasmussen, M. Damsgaard, M. Voigt. *Muscle recruitment by the min/max criterion - a comparative numerical study*, Journal of Biomechanics, vol. 34, pp. 409-415, 2001.
- [149] B. Reed. *Evaluation of an ultralight below-knee prosthesis*, Orthotics and Prosthetics International, vol. 33, no. 3, p. 45-53, 1979.
- [150] P. Renstrom, G. Grimby, E. Larsson. *Thigh muscle strength in below-knee amputees*, Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine - Supplementum, vol. 9, pp. 163-173, 1983.
- [151] G. Riddle. *Adjustable Ankle Joint For an Artificial Limb*, U.S. Patent nr. 2749557, 15 Apr. 1955.
- [152] D. Rihs, I. Polizzi, *Prosthetic Foot Design*, Rehab Tech - Monash Rehabilitation Technology Research Unit, Caulfield, Australia, 2001.
- [153] T. Robert et al. *Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: Application to balance recovery movements*, Journal of Biomechanics, vol. 40, no. 11, pp. 2450-2456, 2007.
- [154] G. Robertson, et al., *Research Methods in Biomechanics*, ISBN-13: 978-0736039666, 2004.
- [155] J. Roland. *Prosthetic foot with an adjustable ankle and method*, U.S. Patent nr. A1 /0041321, 23 Feb. 2006.
- [156] H. Sadeghi, A. Allard, M. Duhaime. *Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait*, American Journal of Physiology and Medical Rehabilitation, vol. 80, pp. 25-32, 2001.
- [157] M. Sam et al. *The 'Shape&Roll' Prosthetic Foot: I. Design and Development of Appropriate Technology for Low-Income Countries*, Medicine, Conflict and Survival , vol. 20, no. 4, pp. 294-306, 2010.

- [158] J. Sanders, H. Daly, M. Burgess. *Clinical measurement of normal and shear stresses on a trans-tibial stump: characteristics of wave-form shapes during walking*, Prosthetics and Orthotics International, vol. 17, pp. 38-48.
- [159] D. Sanderson, P. Martin. *Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking*, Gait and Posture, vol. 6, pp. 126-136, 1997.
- [160] G. Sawicki, T. Roberts. *Isometric force production requires asymmetric muscle-tendon length trajectory*, Proceedings of 32nd Annual meeting of American Society of Biomechanics, Penn State University, 2009.
- [161] T. Schmalz, S. Blumentritt, C. Reimers. *Selective thigh muscle atrophy in trans-tibial amputees: an ultrasonographic study*, Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, vol. 121, pp. 307-312, 2001.
- [162] D. Sharon, M. Van de Panne. *Synthesis of controllers for stylized planar bipedal walking*, Proceedings of International conference on Robotics and Automation (ICRA), 2005, pp. 18-22.
- [163] R. Shephard, K. Sidney. *Exercise and aging*, Exercise and Sport Science Reviews, vol. 6, pp. 1-57, 1978.
- [164] A. Silverman et al. *Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds*, Gait & Posture, vol. 28, pp. 602-609, 2008.
- [165] S. Silverman, *The Effects of Restricted Ankle Range of Motion on Human Walking: An Application to Transtibial Amputee Gait Patterns*, Oregon State University, Oregon, SUA, 2011.
- [166] Simbios NIH Center for Biomedical Computation, OpenSim Project Overview, <https://simtk.org/home/opensim/>, accesat 2012.
- [167] M. Solomonow et al. *The EMG - force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy*, Electromyography and clinical neurophysiology, vol. 30, pp. 141-152, 1990.
- [168] J. Taylor, P. Walker. *Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities*, Journal of Biomechanics, vol. 34, no. 7, pp. 839-848, 2001.
- [169] S. Teoh. *Effect of saline solution on creep fracture of Delrin*, Biomaterials, vol. 14, no. 2, pp. 132-136, 1993.
- [170] J. Thomas, C. Valenti. *Experience with Endoflex: A Monolithic Thermoplastic Prosthesis for Below-Knee Amputees*, American Academy of Orthotists & Prosthetists, Journal of Prosthetics & Orthotics, vol. 3, no. 1, pp. 44-50, 1990.
- [171] M. Toth-Taşcău, Elemente de robotică, Editura Politehnica, Timișoara, România, ISBN 978-973-625-364-5, 2008.
- [172] M. Turner, et al. *Stiffness and deflection analysis of complex structures*, Journal of Aeronautical Society, vol. 23, pp. 805-823, 1956.
- [173] C. Turner. *Bone Strength: Current Concepts*, Annals of the New York Academy of Sciences, vol. 1068, pp. 429-446, Apr. 2006.
- [174] C. Vaughan, B. Davis, J. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*, 2nd Edition, Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa, 1999.
- [175] C. Vaughan, *International Society of Biomechanics - Kistler Force Plate Formulae*, [isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf](http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf).
- [176] J. Ventura, G. Klute, R. Richard. *The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking*, Gait and Posture, vol. 33, pp. 220-226, Jan. 2011.

- [177] D. Vickers, C. Palk, A. McIntosh, K. Beatty. *Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis*, Gait and Posture, vol. 27, pp. 518-529, 2008.
- [178] VICON, Vicon BodyBuilder, <http://www.vicon.com/products/bodybuilder.html>, accesat 2012.
- [179] **M. Voinescu** et al. *A study of moments acting on the tibia during gait in the active elderly population*, Proceedings of 29th Annual Conference of the International Society of Biomechanics in Sports , Porto, Portugalia, 2011, pp. 578-575.
- [180] **M. Voinescu** et al. Automatic synchronization for gait data using Matlab, Proceedings of Applied Computing Conference 2010 , Timișoara, 2010, pp. 39-44.
- [181] **M. Voinescu** et al. *Comparative study between normal and transtibial gait*, Proceedings of 21 th International DAAAM Symposium "Intelligent manufacturing & Automation: Focus on Interdisciplinary Solutions" , Zadar, 2010, pp. 140-144.
- [182] **M. Voinescu** et al. *Estimation of the forces generated by the thigh muscles for transtibial amputee gait*, Journal of Biomechanics, 2012, doi:10.1016/j.jbiomech.2012.01.010.
- [183] **M. Voinescu** et al. *The use of muscle recruitment algorithms to better ases problems for children with gait deficiency*, Proceedings of 6Th International Conference on Technology and Medical Sciences , Porto, Portugalia, 2010, pp. 285-288.
- [184] **M. Voinescu**, A. Davidescu, A. Veronica. *Ergonomical study regarding working in standing and seated postures*, Proceedings of The 20th International DAAM Symposium "Inteligent Manufacturing & Automation" , Vienna, 2009, pp. 109-110.
- [185] **M. Voinescu**, A. Davidescu. *The influence of shoe heel height on the Muscular Activity of the Thigh during Walking*, Proceedings of 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering - EHB , Iasi, România, 2011, pp. 163-166.
- [186] **M. Voinescu**, A. Davidescu, C. Faur. *Prosthetic designs for lower limb amputees*, Revista de ortopedie si traumatologie, vol. 15, no. 3, pp. 55-60, 2009.
- [187] E. Wagner. *Molded SACH Foot*, US Patent nr. 3833941, 10 Sept. 1974.
- [188] S. Walker, G. Schrodt. *I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the rhesus monkey and the human*, The anatomical record, vol. 178, pp. 63-81, 1974.
- [189] T. Wehner et al. *Internal loads in the human tibia during gait*, Clinical Biomechanics, vol. 24, pp. 299-302, 2009.
- [190] H. White. *Bilateral kinematic and kinetic data of two prosthetic designs: a case study*, Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 12, no. 4, pp. 120-124, 2000.
- [191] C. Winston et al. *Gait Analysis of low-cost flexible-shank transtibial prostheses*, Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 14, no. 3, pp. 370-377, Sep. 2006.
- [192] D. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons, ISBN 978-0-470-39818-0, 2009.
- [193] D. Winter, S. Sienko. *Biomechanics of Below-Knee Amputee Gait*, Journal of Biomechanics, vol. 21, pp. 361-367, 1988.

- [194] D. Winter, *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*, University of Waterloo Press, Ontario, Canada, ISBN 978-0-888-98105-9, 1991.
- [195] D. Winter. *Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects*, Human Movement Science, vol. 3, no. 1-2, pp. 51-76, Mar. 1984.
- [196] D. Winter. *Predicting muscle forces in gait using EMG signals and musculotendon kinematics*, Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 4, no. 2, pp. 217-231, 1992.
- [197] K. Yamane, Y. Nakamura. *Dynamics filter - concept and implementation of on-line generator for human figures*, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2000, pp. 688-695.
- [198] J. Yang. *Fabrication and Characterization of Soluble Multi-Walled Carbon Nanotubes Reinforced P(MMA-co-EMA) Composites*, Macromolecular Materials and Engineering, vol. 289, no. 9, pp. 828-832, 2004.
- [199] S. Zahedi, et al, *Holy grail of Prosthetic Foot design – Elite Foot*, Innovation Centre, Basingstoke, Anglia.
- [200] F. Zajac, R. Neptune, S. Kautz. *Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations*, Gait & Posture, vol. 16, pp. 215-232, 2002.
- [201] F. Zajac, R. Neptune, S. Kautz. *Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications*, Gait & Posture, vol. 17, pp. 1-17, 2003.
- [202] F. Zajac. *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control*, Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 17, no. 4, pp. 359-411, 1989.
- [203] Q. Zhang, Y. Liang, S. Warner. *Partial Carbonization of Aramid Fibers*, Journal of Polymer Science Part B - Polymer Physics, vol. 32, no. 13, pp. 2207-2220, 1994.
- [204] U. Zielke, K. Huttinger, W. Hoffman. *Surface-oxidized carbon fibers: I. Surface structure and chemistry*, Carbon, vol. 34, no. 8, pp. 983-998, 1996.
- [205] O. Zienkiewicz, R. Taylor, *The finite element method set*, Butterworth Heinemann, ISBN-13: 978-075664318, 2005.
- [206] T. Ziolo, R. Zdero, T. Bryant, *The NPO Fatigue Tester: The Design & Development of a New Device for Testing Prosthetic Feet*, Human Mobility Research Centre Ontario, Canada, 2001.
- [207] R. Zmitrewicz, R. Neptune, K. Sasaki. *Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: A theoretical study*, Journal of Biomechanics, vol. 40, pp. 1824-1831, 2007.

# ANEXA 1

## Model cinematic redus pentru membrul inferior uman

Anexa 1 prezintă un model cinematic redus pentru membrul inferior uman. Acest model a fost conceput de către autor și este similar cu alte modele din literatura de specialitate [144], [110], [69]. Structura modelului este simplificată și nu permite analiza tuturor mișcărilor posibile la nivelul membrului inferior. Pentru studiul cinematic al membrului inferior uman s-a considerat că acesta are o structură cinematică simplificată, similară cu a unui robot cu șase grade de libertate. Modelare s-a făcut utilizând convenția Denavit-Hartenberg.

Orice corp este perfect precizat în spațiul tridimensional dacă se poate indica, printr-o matrice de tip general  $G$ , poziția originii și cosinusurile directe ale versorilor sistemului de coordonate atașat corpului respectiv. Dacă acest corp este supus unei modificări de poziție, aceasta implică realizarea unei succesiuni de transformări care constă cel puțin dintr-o translație sau o rotație, conform legilor mișcării generale ale rigidului. Este deci, necesar să se stabilească matricele ce exprimă aceste două transformări simple și care, înmulțite cu matricea generală ce caracterizează poziția anterioară a corpului, să permită exprimarea noii sale poziții.

Astfel, între reperele atașate elementelor  $i-1$  și  $i$ , legătura este asigurată printr-o matrice de transfer notată  ${}^{i-1}T_i$  ce conține translațiile și rotațiile. Matricea generală de transfer,  $G_i$  conține poziția originii corpului  $i$  și cosinusurile directe ale versorilor sistemului de coordonate al corpului  $i$ .

$$G_i = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot \dots \cdot {}^{i-1}T_i \quad (A1.1)$$

Pentru determinarea matricei  $G_i$  se calculează produsele matricelor de transfer de la dreapta spre stânga, astfel încât poziția ultimului corp din lanțul cinematic va fi cunoscută, pe rând, față de toate elementele de la stânga sa până la cel considerat drept bază.

Pentru determinarea matricelor de transfer  $[T_i]$  (ecuațiile A1.2) se scrie tabelul de variabile articulare (tabelul A1.1) (în concordanță cu figura A1.1 și forma generală a matricelor descrisă în ecuația 2.1 din subcapitolul 2.1).

unde  $f$  este lungimea femurului;  $t$  este lungimea tibiei;  $p$  este lungimea cumulată tarsus + metatarsus;  $d$  este lungimea cumulată a falangelor;  $b$  este jumătate din lățimea bazinului.

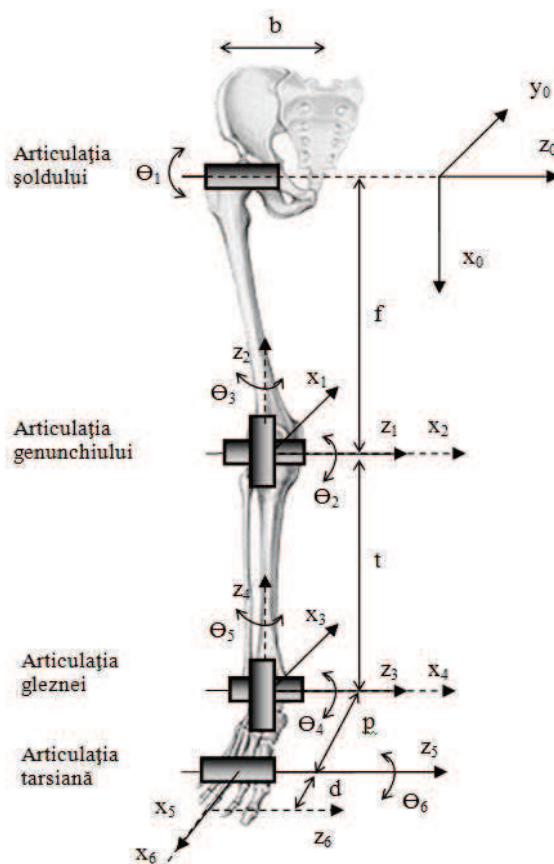


Fig.A1.1. Model cinematic pentru membrul inferior

Tabelul A1.1. Variabile articulare

Articulația	$q_i$	$\alpha_i$	$l_i$	$d_i$
1	$\theta_1$	$0^\circ$	$f$	$-b/2$
2	$\theta_2$	$90^\circ$	$0$	$0$
3	$\theta_3$	$-90^\circ$	$t$	$0$
4	$\theta_4$	$0^\circ$	$p$	$0$
5	$\theta_5$	$90^\circ$	$0$	$0$
6	$\theta_6$	$-90^\circ$	$d$	$0$

Convenția de notare folosită este:  $c_i = \cos(q_i)$ ;  $s_i = \sin(q_i)$ ;  $c_{ij} = \cos(q_i + q_j)$ ;  $s_{ij} = \sin(q_i + q_j)$ .

$$\begin{aligned}
 {}^0T_1 &= \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & c_1 f \\ s_1 & c_1 & 0 & q_1 f \\ 0 & 0 & 1 & -b \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^1T_2 &= \begin{bmatrix} s_2 & 0 & c_2 f & 0 \\ s_2 & 0 & -c_2 f & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^2T_3 &= \begin{bmatrix} c_3 & 0 & -s_3 & c_3 t \\ s_3 & 0 & c_3 & q_3 t \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^3T_4 &= \begin{bmatrix} c_4 & -s_4 & 0 & c_4 p \\ s_4 & c_4 & 0 & q_4 p \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^4T_5 &= \begin{bmatrix} c_5 & 0 & s_5 p & 0 \\ s_5 & 0 & -c_5 p & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^5T_6 &= \begin{bmatrix} c_6 & 0 & -s_6 & c_6 d \\ s_6 & 0 & c_6 & q_6 d \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{A1.2}$$

Modelul cinematic direct se obține din matricea generală, care exprimă poziția și orientarea efectorului final în raport cu sistemul de referință fix. Matricea generală  ${}^0G_6$  se obține prin înmulțirea de la dreapta spre stânga a matricelor de transfer :

$${}^0G_6 = G^1 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 {}^4T_5 {}^5T_6 \tag{A1.3}$$

Poziția sistemului de referință atașat efectorului final  $S'$  se obține prin aplicarea unei transformări de rotație generale,  $R_g$ , a sistemului de referință corespunzător centrului pelvisului. Utilizând scrierea la forma generală a matricei (ecuația 2.12), se obține:

$$R_g = {}^0G_6 = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{A1.4}$$

Se obțin:

$$\begin{aligned}
 n_x &= c_6 c_5 c_3 c_4 c_1 s_2 - c_6 c_5 c_3 c_4 s_1 s_2 - c_6 c_5 s_4 c_1 c_2 - c_6 c_5 s_4 s_1 c_2 - c_6 s_5 c_3 s_4 c_1 s_2 + \\
 &\quad c_6 s_5 c_3 s_4 s_1 s_2 - c_6 s_5 c_4 s_1 c_2 - s_6 s_3 c_1 s_2 + s_6 s_3 s_1 s_2 \\
 n_y &= c_6 c_5 c_3 c_4 s_1 s_2 + c_6 c_5 c_3 c_4 c_1 s_2 - c_6 c_5 s_4 s_1 c_2 + c_6 c_5 s_4 c_1 c_2 - c_6 s_5 c_3 s_4 s_1 s_2 - \\
 &\quad c_6 c_3 s_4 c_1 s_2 - c_6 s_5 c_4 s_1 c_2 + c_6 s_5 c_4 c_1 c_2 + s_6 s_3 s_1 s_2 - s_6 s_3 c_1 c_2 \\
 n_z &= c_6 s_3 c_4 c_5 - c_6 s_3 s_4 s_5 + c_3 s_6
 \end{aligned}$$



$$\begin{aligned}
o_x &= -s_5c_3c_4c_1s_2 + s_5c_3c_4s_1s_2 + s_5s_4c_1c_2 + s_5s_4s_1c_2 - c_5c_3s_4c_1s_2 + \\
&\quad c_5c_3s_4s_1s_2 - c_5c_4c_1c_2 - c_5c_4s_1c_2 \\
o_y &= -s_5c_3c_4s_1s_2 - s_5c_3c_4c_1s_2 + s_5s_4s_1c_2 - s_5s_4c_1c_2 - c_5c_3s_4s_1s_2 - c_5c_3s_4c_1s_2 \\
&\quad - c_5c_4s_1c_2 + c_5c_4c_1c_2 \\
o_z &= -s_3(c_4c_5 + s_4c_5) \\
a_x &= -s_6c_5c_3c_4c_1s_2 + s_6c_5c_3c_4s_1s_2 + s_6c_5s_4c_1c_2 + s_6c_5s_4s_1c_2 + s_6s_5c_3s_4c_1s_2 \\
&\quad - s_6s_5c_3s_4s_1s_2 \\
a_y &= -s_6c_5c_3c_4s_1s_2 - s_6c_5c_3c_4c_1s_2 + s_6c_5s_4s_1c_2 - s_6c_5s_4c_1c_2 + s_6s_5c_3s_4s_1s_2 + \\
&\quad s_6s_5c_3s_4c_1s_2 + s_6s_5c_4s_1c_2 - s_6s_5c_4c_1c_2 - s_3c_6s_1s_2 - s_3c_6c_1s_2 \\
a_z &= -s_6s_3c_4c_5 + s_6s_3s_4s_5 + c_3c_6 \\
p_x &= d(c_6c_5c_3c_4c_1s_2 - c_6c_5c_3c_4s_1s_2 - c_6c_5s_4c_1c_2 - c_6c_5s_4s_1c_2 - c_6s_5c_3s_4c_1s_2 \\
&\quad + c_6s_5c_3s_4s_1s_2 - c_6s_5c_4c_1c_2 - c_6s_5c_4s_1c_2 - s_3s_6c_1s_2 + s_3s_6s_1s_2) + \\
&\quad p(c_3c_4c_1s_2 - c_3c_4s_1s_2 - s_4c_1c_2 - s_4s_1c_2) + t(c_3c_1s_2 - c_3s_1s_2) + fc_1 \\
p_y &= d(c_6c_5c_3c_4s_1s_2 + c_6c_5c_3c_4c_1s_2 - c_6c_5s_4s_1c_2 + c_6c_5s_4c_1c_2 - c_6s_5c_3s_4s_1s_2 - \\
&\quad c_6s_5c_3s_4c_1s_2 - c_6s_5c_4s_1c_2 + c_6s_5c_4c_1c_2 - s_3s_6s_1s_2 - s_3s_6c_1c_2) + \\
&\quad p(c_3c_4s_1s_2 + c_3c_4c_1s_2 - s_4s_1c_2 + s_4c_1c_2) + t(c_3s_1s_2 + c_3c_1s_2) + fs_1 \\
p_z &= d(c_6s_3c_4c_5 - c_6s_3s_4s_5 + c_3s_6) + ps_3c_4 + ts_3 - b \tag{A1.5}
\end{aligned}$$

Modelul cinematic prezentat este util dac se dorete studiul micrii la nivelul articulaiei genunchiului i gleznei. Modelul este limitat, la nivelul articulației șoldului la o singură mișcare de rotație. Acesta poate fi folosit pentru determinarea aproximativă a poziției scheletului în timpul reproducerii traiectoriei corpului uman, înregistrată experimental. Se poate măsura diametrul elementelor structurale ale piciorului : coapsa, gamba i laba piciorului, i estima anatomic poziția reală a oaselor. Ulterior, se poate preciza poziția aparatelor de înregistrare folosite în experiment (reperele externe), raportată la sistemele de coordonate atașate elementelor din lanțul cinematic. După aceste determinări, devine posibilă trecerea sistemelor de coordonate prin pozițiile determinate experimental i stabilirea exactă a poziției scheletului. Prin adăugarea de noi cuple cinematice (conform cu mobilitatea articulațiilor membrului inferior uman - v. subcapitolul 2.2.4) se poate rafina acuratețea rezultatelor astfel obținute.

## ANEXA 2

### Model cinematic pentru membrul inferior uman folosind repere externe

O variantă propusă de Vaughan et. al. (1999) [174] se bazează pe măsurarea dimensiunilor antropometrice ale subiectului. Tehnica de modelare este personalizată pentru fiecare individ în parte, necesită un timp redus pentru efectuarea măsurărilor antropometrice și prezintă o acuratețe rezonabilă. Parametrii care trebuie mășurați sunt următorii :

- Lățimea bazinului (asis)
- Lungimea coapsei
- Circumferința coapsei la jumătate din lungimea sa
- Diametrul genunchiului
- Lungimea gambei
- Circumferința gambei
- Lățimea articulației gleznei (malleous)
- Distanța dintre sol și articulația gleznei (înălțimea gleznei), atunci când piciorul este perpendicular pe sol
- Lățimea piciorului la nivelul articulației oaselor metatarsiene cu falangele
- Lungimea labei piciorului de la călcâi la vârful degetului mare

Masele segmentelor modelului (coapsă, gambă, laba piciorului) se determină proporțional, în funcție de greutatea corporală, ținând cont de ecuații obținute din studii pe cadavre umane. Expresiile folosite pentru determinarea maselor sunt prezentate în tabelul A2.1 (constantele utilizate în formule au fost obținute prin studiul cadavrelor umane [174]):

Elementele componente ale piciorului uman sunt reduse la o formă geometrică simplă, după cum urmează : Cilindrii pentru coapsă și gambă; piramidă cu baza orientată spre partea dorsală a călcâiului pentru laba piciorului. Folosind aceste reduceri, pot fi calculate momentele de inerție pentru corpurile rigide. De exemplu, pentru cilindru momentul de inerție față de axa de rotație situată în planul sagital și la  $\frac{1}{2}$  din diametrul cilindrului va fi :

$$I_z = \frac{1}{2\pi} (\text{Masa cilindrului})(\text{Circumferința cilindrului})^2 \quad (\text{A2.1})$$

Tabelul A2.1. Relații pentru calculul maselor segmentelor membrului inferior

Masa calculată	Relație de calcul
<i>Masa coapsei</i>	$(0,1032)(\text{masa corporală totală})+(12,76)(\text{lungimea coapsei})(\text{circumferința coapsei})^2+(-1,023)$ (A2.2)
<i>Masa gambei</i>	$(0,0226)(\text{masa corporală totală})+(31,33)(\text{lungimea gambei})(\text{circumferința gambei})^2+(0,016)$ (A2.3)
<i>Masa labei piciorului</i>	$(0,0083)*(\text{masa corporală totală})+(254.5)(\text{lățimea articulației gleznei})(\text{înălțimea gleznei})(\text{lungimea labei piciorului})+(-0,065)$ (A2.4)

După măsurarea parametrilor și identificarea maselor și momentelor de inerție, se poate trece la stabilirea poziției scheletului pe durata mișcării studiate. Pentru aceasta, este necesar ca poziția fiecărui element component al lanțului cinematic să fie bine definită în spațiu. Va fi nevoie, deci, de un minim de trei marcaje necoliniare pentru fiecare element de interes. Pozițiile reperelor se aleg pe elemente anatomice relativ fixe, pentru a elimina, pe cât posibil erorile datorate mișcărilor relative dintre piele și oase.

Astfel, pentru laba piciorului au fost utilizate: un reper pe exteriorul articulației gleznei, 3, un alt reper pe călcâi, 2, și un ultim reper, 1, la nivelul articulației dintre falanga 2 și metatarsianul corespunzător (vârful piciorului). Centrul sistemului ortonormat atașat corpului rigid se alege în reperul atașat pe exteriorul articulației gleznei. Axele sistemului se aleg după cum urmează (figura A2.1) [174]:

- Axa  $O_x$  se alege cu originea în reperul din dreptul articulației gleznei și pe direcție paralelă cu dreapta ce unește reperul călcâi și reperul vârful piciorului.
- Axa  $O_y$  se alege cu originea în reperul din dreptul articulației gleznei și perpendiculară pe planul format de cele trei repere.
- Axa  $O_z$  se alege perpendiculară pe axa  $O_x$  și axa  $O_y$ .

După definirea axelor sistemului este posibilă estimarea centrului articulației gleznei, după cum urmează [174]:

$$P_x \text{Glezna} = P_x \text{Reper3} + 0,016 * (\text{lungimea labei piciorului}) * \vec{Ox} \text{Glezna} \quad (\text{A2.5})$$

$$P_y \text{Glezna} = P_y \text{Reper3} + 0,392 * (\text{lățimea articulației gleznei}) * \vec{Oy} \text{Glezna} \quad (\text{A2.6})$$

$$P_z \text{Glezna} = P_z \text{Reper3} + 0,478 * (\text{înălțimea gleznei}) * \vec{Oz} \text{Glezna} \quad (\text{A2.7})$$

Pentru gambă, reperele se aleg după cum urmează: un prim reper, 3, identic cu reperul 3 folosit pentru laba piciorului, un reper 4, situat pe partea laterală a gambei, la aproximativ  $\frac{1}{4}$  din lungimea acesteia, pe direcția dintre epicondilul femural extern și reperul 3 și un reper 5, situat pe partea laterală a articulației genunchiului, pe epicondilul femural extern (lateral). Centrul sistemului ortonormat, atașat corpului rigid se alege în reperul 5. Axa  $O_x$  se alege perpendiculară pe planul determinat de cele 3 repere. Axa  $O_y$  se alege paralelă cu dreapta care unește reperele 5 și 3. Axa  $O_z$  este perpendiculară cu axele  $O_x$  și  $O_y$ , formând sistemul  $Oxyz$  triortogonal drept (figura A2.2) [174].

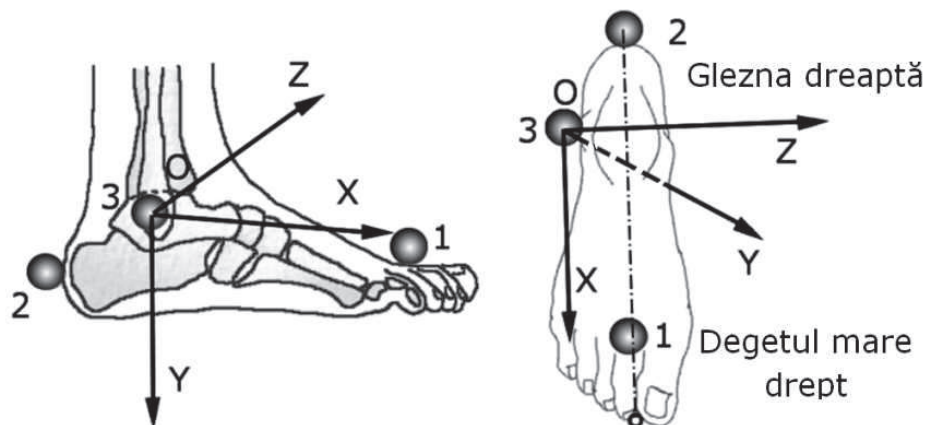


Fig.A2.1. Reperele folosite pentru definirea poziției în spațiu a labei piciorului uman

După definirea axelor sistemului este posibilă estimarea centrului articulației genunchiului, după cum urmează [174]:

$$P_x \text{Genunchi} = P_x \text{Reper5} \quad (\text{A2.8})$$

$$P_y \text{Genunchi} = P_y \text{Reper5} \quad (\text{A2.9})$$

$$P_z \text{Genunchi} = P_z \text{Reper5} + 0,500 * (\text{diametru genunchi}) * \vec{Oz} \text{ Gleznă} \quad (\text{A2.10})$$

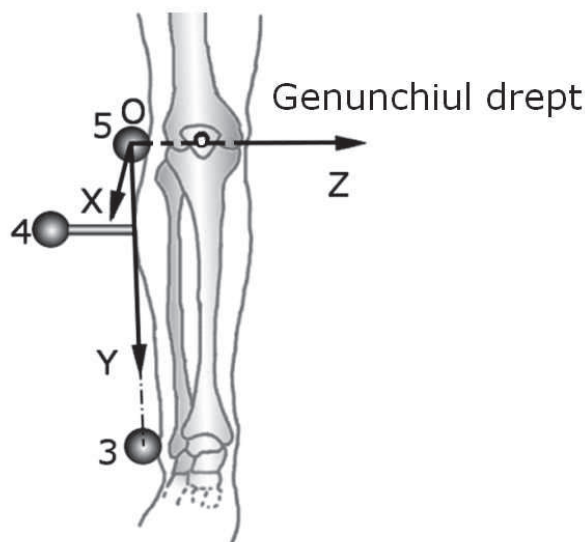


Fig.A2.2. Reperetele folosite pentru definirea poziției în spațiu a gambei piciorului uman

În cazul pelvisului, cele 3 repere se aleg: în dreptul protuberanțelor simțite prin palpate la nivelul osului iliac (spinul iliac), acestea fiind numerotate 7, respectiv 14; și un reper, 15, poziționat la contactul dintre osul sacral și prima vertebră de jos în sus a șirei spinării. Sistemul de coordonate atașat pelvisului se definește cu originea în reperul 15. Axa Oz este aleasă perpendiculară pe planul determinat de cele 3 puncte. Axa Oy se alege pe dreapta care unește reperul 7 și 14, iar axa Ox completează sistemul fiind perpendiculară pe axele Oy și Oz (figura A2.3) [174]. Trebuie precizat că Vaughan et. al. [174] au descris un model care folosește 15 repere, dar, în cazul de față, descrierea s-a făcut doar pentru piciorul drept, în vederea ilustrării principiului. În mod normal, numerotarea reperelor se va face pentru a facilita continuitatea, reperul 14 devenind 8 și reperul 15 devenind 9.

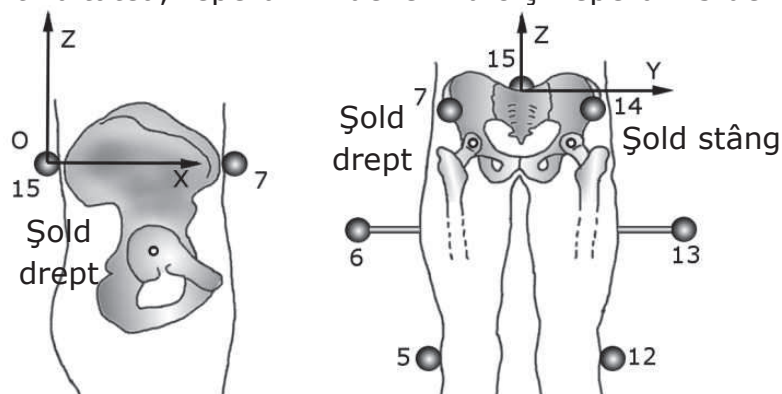


Fig.A2.3. Reperetele folosite pentru definirea poziției în spațiu a pelvisului uman

După definirea axelor sistemului este posibilă estimarea centrului articulației șoldului, după cum urmează [174]:

$$P_x \text{Sold} = P_x \text{Reper15} + 0,598 * (\text{lățimea bazinului}) * \vec{Ox} \text{Pelvis} \quad (\text{A2.11})$$

$$P_y \text{Sold} = P_y \text{Reper15} \mp 0,344 * (\text{lățimea bazinului}) * \vec{Oy} \text{Pelvis} \quad (\text{A2.12})$$

$$P_zSold = PzReper15 - 0,290 * (\text{lățimea bazinului}) * \vec{OzPelvis} \quad (A2.13)$$

Având pozițiile reperelor determinate experimental și coordonatele centrelor articulațiilor, se poate trece la modelarea cinematică a ansamblului pelvis-picioare. Se calculează pozițiile centrelor de greutate și se poziționează sisteme de coordonate adecvate în acestea. Alegerea orientării sistemelor de referință cu originea în centrele de greutate se face convenabil, Vaughan et. al. sugerând configurația din figura A2.4 [174]:

Pentru determinarea poziției centrelor de greutate se vor avea în vedere următoarele ecuații, unde  $PCălcâi$  este poziția reperului 2 și  $PVârf$  este poziția reperului 1 (figura A.1) [174]:

$$P_{greutateCoapsă}_{xyz} = P_{Sold}_{xyz} + 0,39 * (P_{Genunchi}_{xyz} - P_{Sold}_{xyz}) \quad (A2.14)$$

$$P_{greutateGambă}_{xyz} = P_{Genunchi}_{xyz} + 0,42 * (P_{gleznă}_{xyz} - P_{Genunchi}_{xyz}) \quad (A2.15)$$

$$P_{greutatePicior}_{xyz} = PCălcâi_{xyz} + 0,44 * (PVârf_{xyz} - PCălcâi_{xyz}) \quad (A2.16)$$

Practic, centrul de greutate al coapsei se va afla pe axa ce unește centrul articulației șoldului cu centrul articulației genunchiului, la 39% din lungimea axei, pornind de la centrul coapsei înspre centrul genunchiului.

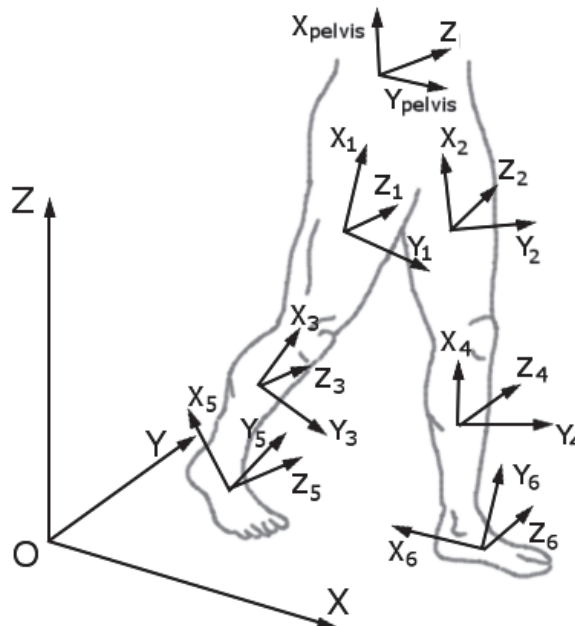


Fig.A2.4. Sisteme de referință în centrele de greutate corespunzătoare segmentelor anatomice

Pozițiile centrelor de greutate ale gambei și piciorului se vor determina în mod similar, pe axele corespunzătoare. Pentru determinarea vitezelor și accelerațiilor centrelor de greutate se pot utiliza ecuații generale, în formă simplă, ținând cont de deplasarea acestor centre odată cu deplasarea pozițiilor reperelor considerate și de durata de timp  $\Delta t$  dintre citirile succesive considerate. Aproximativ, cu diferențe finite, se poate spune că [174]:

$$\text{Viteza } \dot{x}_n = \frac{x_{n+1} - x_{n-1}}{2\Delta t} \quad (A2.17)$$

$$\text{Accelerația } \ddot{x}_n = \frac{x_{n+1} - 2x_n + x_{n-1}}{(\Delta t)^2} \quad (A2.18)$$

unde  $x$  reprezintă coordonatele punctului pentru care se determină viteza și accelerația la momentul  $n$  a intervalului de timp, iar  $\Delta t$  este intervalul de timp dintre două momente succesive. Calitatea valorilor astfel obținute este influențată de  $\Delta t$ .

Este posibilă obținerea unghiurilor anatomice la nivelul articulațiilor prezente în model (şold, genunchi, gleznă). Aceste unghiuri se definesc ca fiind unghiurile dintre axele sistemelor de referință ale segmentelor distal și proximal aferente. Spre exemplu, în cazul articulației genunchiului, unghiurile vor fi definite de rotația relativă dintre coapsă și gambă (în figura A2.4 rotația relativă dintre Z1 și Z3 corespunde mișcării de flexie/extensie). Astfel se poate determina rotația internă și externă, flexia și extensia, cât și adducția și abducția la nivelul fiecărei articulații în parte.

Prin calcularea unghiurilor lui Euler, dintre sistemele de referință atașate centrelor de greutate ale rigidelor corespunzătoare segmentelor anatomice și sistemul de referință global, devine posibilă estimarea vitezelor unghiulare [174]:

$$\begin{aligned}\omega_x^i &= \dot{\phi} \sin \theta \sin \psi + \dot{\theta} \cos \psi \\ \omega_y^i &= \dot{\phi} \sin \theta \cos \psi - \dot{\theta} \sin \psi \\ \omega_z^i &= \dot{\phi} \cos \theta + \dot{\psi}\end{aligned}\tag{A2.19}$$

unde  $\omega_j^i$  reprezintă viteza unghiulară în jurul axei j a sistemului de coordonate atașat corpului. Vitezele unghiulare ale corpurilor rigide se determină față de sistemul de coordonate atașat fiecărui corp rigid în parte.

Pentru accelerațiile unghiulare [174]:

$$\begin{aligned}\dot{\omega}_x^i &= \ddot{\phi} \sin \theta \sin \psi + \dot{\phi} \dot{\theta} \cos \theta \sin \psi + \dot{\phi} \dot{\psi} \sin \theta \cos \psi + \ddot{\theta} \cos \psi - \dot{\psi} \dot{\theta} \sin \psi \\ \dot{\omega}_y^i &= \ddot{\phi} \sin \theta \cos \psi + \dot{\phi} \dot{\theta} \cos \theta \cos \psi - \dot{\phi} \dot{\psi} \sin \theta \sin \psi - \ddot{\theta} \sin \psi - \dot{\psi} \dot{\theta} \cos \psi \\ \dot{\omega}_z^i &= \ddot{\phi} \cos \theta - \dot{\phi} \dot{\theta} \sin \theta + \ddot{\psi}\end{aligned}\tag{A2.20}$$

unde  $\dot{\omega}_j^i$  reprezintă accelerația unghiulară în jurul axei j a sistemului de coordonate atașat corpului. Accelerațiile unghiulare ale corpurilor rigide se determină față de sistemul de coordonate atașat fiecărui corp rigid în parte.

Modelul prezentat este o soluție relativ ușor de implementat și care poate să ofere rezultate adecvate. Cu toate acestea, există posibilitatea generării unor traiectorii eronate ale corpurilor considerate. Dacă se studiază principiul de calcul prezentat mai sus, se poate observa că pozițiile articulațiilor se determină pentru fiecare moment de timp în parte. Ca urmare a acestui fapt, la două momente de timp succesive vor fi obținute lungimi ale oaselor diferite. Dacă aparatura utilizată pentru prelevarea pozițiilor reperelor este performantă, diferențele de lungime a oaselor dintre cadre sunt aproape inexistente. Chiar și în acest caz vor apărea erori cauzate de mișcarea relativă dintre tegument și țesutul atașat oaselor. Din nefericire, eliminarea acestor erori din setul de date este imposibilă.

Se poate în schimb evalua traiectoria aproximativă pentru centrele articulațiilor modelului considerând lungimea oaselor ca fiind fixă. Fixarea lungimilor oaselor se poate face printr-o metodă simplă de impunere a distanței dintre articulații la valori prestabilite. Limitarea se poate face prin utilizarea unui sistem cinematic adecvat, similar cu cel descris în Anexa 1 care să permită doar mișcări realizabile de anatomia prestabilă. Se vor defini, deci, sisteme de coordonate atașate corpurilor rigide, pentru fiecare reper în parte. Pasul următor va fi trecerea corpurilor rigide ale lanțului cinematic prin poziții pentru care coordonatele reperelor sunt cele mai apropiate de ceea ce s-a obținut experimental. Astfel se va obține o foarte bună aproximare a traiectoriilor reale. Acuratețea datelor de ieșire va fi determinată de valoarea permisă pentru erorile cinematice.

## ANEXA 3

### Particularități legate de modelarea musculo-scheletală cu ajutorul software-ului AnyBody

#### Segmente (Elementele lanțului cinematic)

Fiecărui *segment* îi pot fi atribuite următoarele caracteristici, conform cu posibilitățile pachetului software utilizat [5]:

- $r0$  este poziția inițială și este o coordonată spațială. Este reprezentată printr-un vector cu trei elemente.
- $rDot0$  este viteza inițială reprezentată printr-un vector cu trei elemente, corespunzătoare vitezelor pe cele trei axe.
- $Axes0$  este orientarea spațială inițială și este reprezentată ca o matrice de transformare rotațională.
- $omega0$  este viteza unghiulară inițială reprezentată ca un vector cu trei elemente corespunzătoare vitezelor unghiulare în jurul celor trei axe.
- $Mass$  este masa totală a segmentului.
- $Jii$  este un vector care conține momentele de inerție axiale.
- $Jij$  este un vector care conține momentele de inerție centrifugale.
- $sCoM$  reprezintă poziția relativă a centrului masei corpului față de sistemul de coordonate atașat corpului rigid (segmentului). Prin convenție, centrul masei corpului este în coincidență cu sistemul de coordonate atașat, iar momentele de inerție sunt considerate simetrice față de acesta.
- $JaboutCoMOnOff$  are valorile {On, Off} și permite schimbarea centrului de masă pentru corpul rigid. Acesta activează sau dezactivează variabila  $sCoM$ .

Se observă, deci, că este posibilă definirea proprietăților mecanice pentru orice corp introdus în model. Acest lucru facilitează modelarea, spre exemplu, a unei proteze cu anumite caracteristici de masă și inerție determinate cu ajutorul unui software adecvat (ex. SolidWorks).

#### Driveri (funcții pentru controlul mișării)

Driverii se clasifică în raport cu funcțiile utilizate pentru control în: driver *simplu*, driver *polinomial*, driver *cu interpolare*, driver *Fourier*.

- *Controlul simplu* al mișcării se face folosind funcția *AnyKinEqSimpleDriver*, aceasta realizează mișcare cu accelerație constantă. Mărimea cinematică controlată de driver (*AnyKinMeasure*) este specificată (obligatoriu) în funcție de dorințele utilizatorului. Este necesară specificarea vitezelor coordonatelor conduse pe durata mișcării, aceste valori fiind descrise în vectorul *DriverVel*. Se poate specifica un control selectiv al uneia sau mai multor coordonate, prin adăugarea opțiunii *MeasureOrganizer* (spre exemplu, se dorește doar controlul

coordonatelor de pe axa Z a sistemului atașat - MeasureOrganizer = {2}). Este necesară specificarea felului în care va fi efectuat controlul (*Reaction.type*={On/Off}), în acest sens există două variante:

1. mișcarea se realizează cu ajutorul mușchilor (Off)
2. mișcarea va fi realizată fără ajutorul mușchilor, caz pentru care modelul simulat va fi nevoit să reacționeze la mișcarea introdusă în sistem (spre exemplu modelarea ținerii pe loc a unui corp în mișcare). Se pot specifica, dintr-o variabilă sau dintr-un fișier de tip text, pozițiile succesive prin care va trece corpul controlat. Acest lucru se realizează cu ajutorul variabilei *DriverPos*, care poate fi un vector sau o matrice, în funcție de numărul coordonatelor controlate. Similar, există posibilitatea controlului accelerațiilor folosind variabila *DriverAcc*.

- *Driverul polynomial* asigură controlul mișcării, prin trecerea acesteia printr-o traiectorie descrisă de un polinom. Funcțiile polinomiale sunt definite cu ajutorul unei matrice care conține pe fiecare linie coeficienții polinomiali:.

$$Pos_i = \sum_{j=1}^n PolyCoef_{ij} t^{(j-1)} \quad (A3.1)$$

unde *Pos<sub>i</sub>* reprezintă poziția pe coordonata *i*, *PolyCoef* este matricea care conține coeficienții, iar *t* reprezintă timpul pentru care este descrisă mișcarea.

- *Driverul cu interpolare* este un mijloc de control, prin interpolare, al mișcării. Se generează o curbă prin interpolarea de valori în șirul de valori citite din fișier sau dintr-o variabilă internă. Acesta permite selecția strategiei de interpolare (*Piecewise*, *Bezier*, *B-spline*). *Piecewise* este o strategie de determinare a punctelor adiționale prin unirea câte două puncte succesive print segmente de dreaptă și alegerea punctelor adiționale de pe segmente astfel obținute. *Bezier* folosește formulele utilizate de Pierre Bézier în anii '60 pentru design-ul de automobile. Această strategie permite aproximarea unor curbe parametrizate care să realizeze estimarea vitezei în raport cu timpul. *B-Spline* folosește curbe spline pentru a estima traiectoria mișcării. Strategia permite diminuarea simțitoare a erorilor de interpolare, chiar și pentru cazul folosirii unor funcții polinomiale de ordin 4 (folosită ca valoare implicită). Este posibilă citirea datelor legate de timp dintr-o variabilă internă de tip vector (*T*). Se poate forța continuarea simulării pentru cazul în care numărul de puncte citite pentru interpolare nu este cel specificat (*FileErrorContinueOnOff*).

- *Driverul Fourier* folosește mai multe serii de tip Fourier pentru a controlul mișcării. Seria poate să fie de formele:

$$Pos_i = \sum A_j \cos(w_j t + B_j) \quad (A3.2)$$

$$Pos_i = \sum A_j \sin(w_j t + B_j) \quad (A3.3)$$

$$Pos_i = \sum [A_j \cos(w_j t) + B_j \sin(w_j t)] \quad (A3.4)$$



unde  $Pos_i$  reprezintă un vector de poziție pentru coordonata  $i$ ;  $A$  și  $B$  sunt matrice ale coeficienților unghiulari ai amplitudinii și fazei;  $w_j$  reprezintă frecvențele. Toți acești parametri trebuie definiți în mod obligatoriu.

## Modele musculare

*AnyMuscleModel* este un model simplificat pentru mușchii umani. Acesta necesită ca date de intrare doar forțele izometrice caracteristice fiecărui mușchi ( $F_0$ ). Forța dezvoltată de acest model muscular este independentă de lungimea mușchiului și de viteza de contracție. Din cauza acestor limitări, modelul este util doar pentru situațiile în care vitezele de contracție sunt mici și variațiile unghiulare dintre membrele modelului sunt reduse. Acest model s-a dovedit eficient pentru modelarea mersului uman, sau în situații care implică o poziție statică (lucrul de pe scaun sau din picioare).

*AnyMuscleModel2ELin* este un model de mușchi bazat pe presupunerea că forța musculară dezvoltată este proporțională cu lungimea elementului contractil, în momentul considerat, și cu viteza de contracție. Forța maximă dezvoltată scade pe măsură ce mușchiul se contractă sau atunci când viteza de contracție scade. Elementele de tip tendon ale acestui model sunt elemente elastice liniare. Putem spune, deci, că acest model se apropie de structura biologică, prin prezența celor două elemente de bază: elementul contractil (mușchiul) și elementul elastic liniar (tendonul). Conform cu anatomia umană, modelul presupune că pe măsură ce mușchiul este alungit, acesta dezvoltă forțe elastice pasive care se opun mișcării și reduc astfel necesitatea generării unei forțe musculare voluntare. Principalul dezavantaj al acestui model este reprezentat de faptul că forța generată poate să devină egală cu zero pentru alungiri mari ale mușchiului. Însă, pentru anatomia umană reală, va exista mereu o forță pasivă, indiferent de alungirea elementului contractil. Parametrii utilizați de acest mușchi sunt următorii:

- $F_0$  – forța musculară maximă pentru poziția izometrică [N]
- $L_{f_{bar}}$  – lungimea fibrei în poziție neutră echivalentă poziției izometrice a mușchiului, pentru care este dezvoltată forța  $F_0$  [m].
- $L_{t_0}$  – lungimea totală a tendoanelor pentru poziția izometrică. În cazul acestui model tendonul este considerat element cu elasticitate liniară.
- $\epsilon_{bar}$  - Raportul dintre lungimea tendonului la acțiunea forței  $F_0$  și lungimea sa în poziție izometrică.
- $V_0$  reprezintă viteza de contracție [m/s]. Pentru acest model forța depinde liniar de viteza de contracție.

Din punct de vedere matematic forța dezvoltată de model va fi:

$$Forța = F_0 \left( 2 \frac{Lt_0}{Lf_{bar}} - 1 \right) \left( 1 - \frac{\dot{L}t_0}{V_0} \right) \quad (A3.5)$$

Din ecuația de mai sus se poate observa că forța dezvoltată de modelul pentru mușchi va fi egală cu zero în cazul în care  $2 \frac{Lt_0}{Lf_{bar}} = 1$  sau  $\frac{\dot{L}t_0}{V_0} = 1$ . Dacă

$\dot{L}t_0$  este negativ, atunci mușchiul se află în faza de contracție, deci valoarea vitezei  $V_0$  trebuie de asemenea să fie negativă. Valorile negative ale forței dezvoltate vor fi întotdeauna considerate egale cu zero.

Pentru exemplificare, se consideră simularea unei mișcări simple de tragere a unui singur segment, articulată la una dintre extremități, se pot studia valorile de ieșire generate de modelul considerat (figura A3.1). Pentru definirea mușchiului din exemplu s-au folosit următoarele valori pentru parametrii prezentați anterior:  $F_0=200$  N,  $L_{f_{bar}}=0,3$  m,  $L_{t_0}=0,5$  m,  $Epsilon_{bar}=0,05$ ,  $V_0=-8$  m/s.

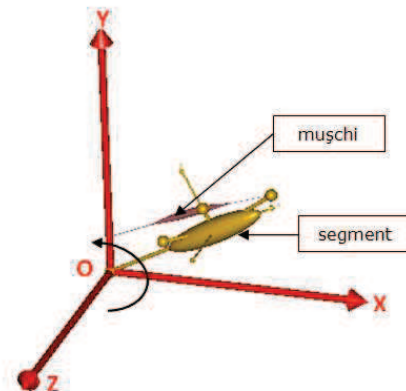


Fig.A3.1. Mușchi modelul AnyMuscleModel2ELin atașat unui segment articulată cilindric în origine

Vizualizarea comportamentului elementului contractil, pentru aceste restricții, se poate face cel mai ușor prin studierea lungimilor caracteristice și a vitezelor de contracție ale acestuia. Acestea sunt:

- $L_{mt}$  – Lungimea totală a elementului mușchi-tendon pe durata de timp considerată [m].  $L_{mt}=L_m+L_t$ .
- $L_m$  – Lungimea elementului contractil [m].
- $L_t$  – Lungimea tendonului [m]. Aceasta poate fi diferită de  $L_{t_0}$  deoarece acesta poate fi întins odată cu generarea de forță în elementul contractil.
- $L_{mtDot}$  – Diferența dintre  $L_{mt}$  la momentul  $t_{i+1}$  și  $L_{mt}$  la momentul  $t_i$  în raport cu diferența dintre  $t_{i+1}$  și  $t_i$ , adică viteza de contracție a mușchiului (element contractil+tendon). Cu alte cuvinte  $L_{mtDot}=(dL_{mt})/dt$  [m/s].
- $L_{mDot}$  – Viteza de contracție a elementului contractil [m/s]. Este definită similar cu  $L_{mtDot}$

Lungimea elementului contractil este situată în intervalul  $[0,33;0,16]$  m (figura A3.2) ceea ce înseamnă că mușchiul ajunge aproape de lungimea la care nu mai poate să genereze forță prin contracție voluntară ( $L_{f_{bar}} = 0,3m = 2 * 0,15$  m). Viteza de contracție este situată în intervalul  $[-0,24;-0,04]$  m/s (figura A3.5) ceea ce semnifică o influență minimă a vitezei de contracție asupra mușchiului ( $V_0=-8$ m/s). Studiul forței dezvoltate de către modelul muscular confirmă observațiile precedente (figura A3.4).

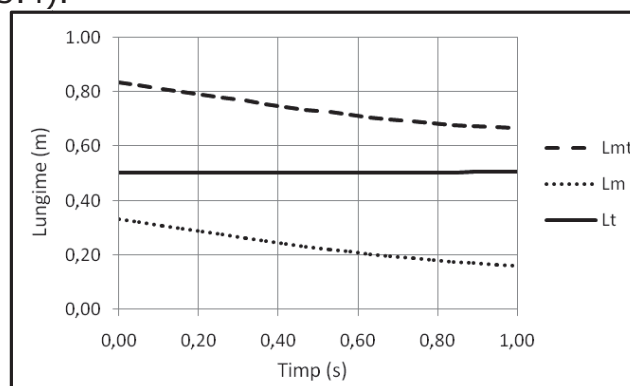


Fig.A3.2. Lungimile elementelor mușchi și tendon pentru modelul de mușchi AnyMuscleModel2ELin pe durata contracției

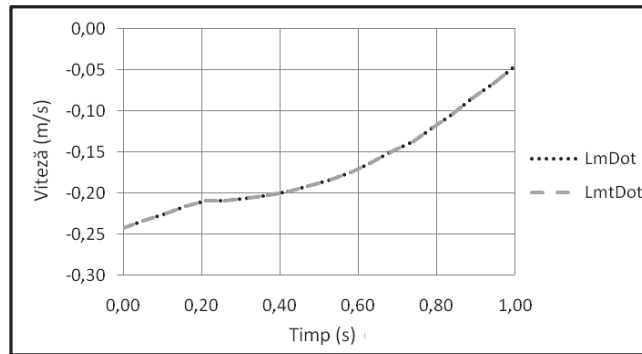


Fig.A3.3. Viteza de contracție pentru elementele mușchi și tendon pentru modelul de mușchi AnyMuscleModel2ELin

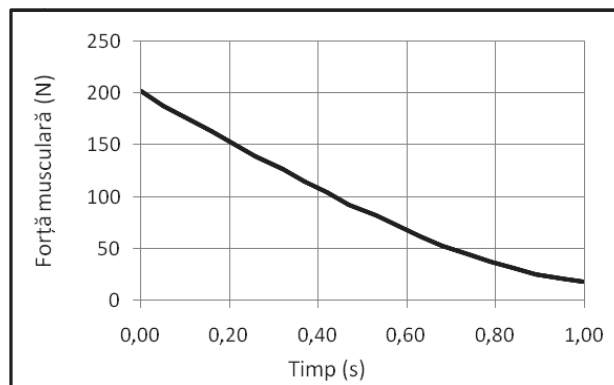


Fig.A3.4. Forța dezvoltată de mușchiul AnyMuscleModel2ELin pe durata contracției

În figura A3.3 se poate observa că, pentru acest tip de element contractil, viteza de contracție a elementului mușchi coincide cu viteza de contracție a elementului tendon. Influența vitezei de contracție asupra modelului muscular poate fi observată mai bine prin schimbarea vitezei de contracție  $V_0$  la o valoare apropiată vitezei inițiale de contracție observată în figura A3.3 pentru  $t_0=0$  s.

În figura A3.5 se observă mai întâi o creștere a forței generate de model din cauza scăderii valorii vitezei de contracție  $LmDot$ , urmată de o descreștere a forței, pe măsură ce mușchiul este alungit. Fenomenul este similar cu ceea ce se întâmplă în cazul unui mușchi real. De asemenea, trebuie remarcat faptul că valorile forței musculare generate, în cazul unei viteze de contracție apropiate de limită, scad simțitor față de cazul inițial.

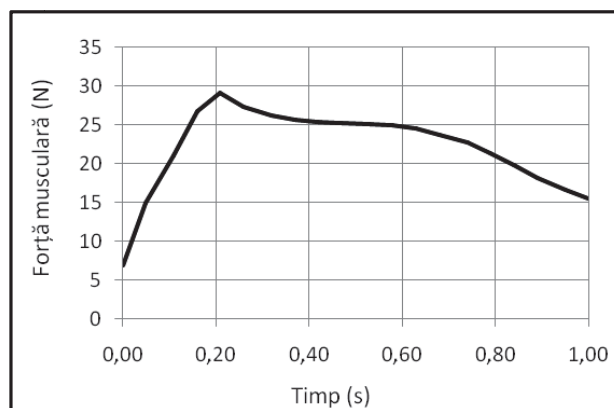


Fig.A3.5. Forța dezvoltată de mușchiul AnyMuscleModel2ELin pe durata contracției pentru  $V=-0,25$  m/s

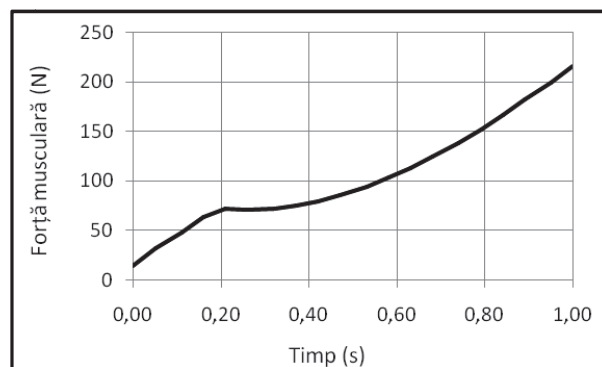


Fig.A3.6. Forța dezvoltată de mușchiul AnyMuscleModel2ELin pe durata contracției pentru  $Lt_0=0,35$  m

Lungimea tendonului afectează în mod direct forța musculară. Pentru exemplificare se reduce lungimea tendonului la valoarea  $Lt_0=0,35$  m. Această modificare va genera un model muscular pentru care elementul contractil  $L_m$  este de o lungime apropiată cu cea a elementului de tip tendon  $L_t$ . Lungimea elementului contractil este calculată în funcție de pozițiile zonelor de inserție ale tendoanelor și de alungirea acestora.

Prin reducerea lungimii tendonului, se generează o alungire suplimentară a elementului contractil, care conduce la creșterea forței musculare (figura A3.6). Acest tip de model de mușchi este capabil să reproducă o mare parte din caracteristicile unui mușchi biologic, dar prezintă dezavantajul lipsei forței pasive de elasticitate, atunci când mușchiul este întins dincolo de lungimea izometrică.

*AnyMuscleModel3E* este cel mai complex model de mușchi disponibil în AnyBody. Modelul ține cont de elasticitatea pasivă din mușchi, de elasticitatea tendonului, de unghiul de penaj și de majoritatea parametrilor caracteristici mușchilor. Acesta este bazat pe modelul muscular de tip Hill.

Vizualizarea comportamentului modelului de mușchi de tip Hill se poate face cel mai ușor prin simularea unei mișcări similare cu cea din figura A3.1 și inversarea direcției de rotație a corpului rigid. Valorile de ieșire generate de AnyScript sunt următoarele:

- $L_{mt}$  – Lungimea totală a elementului mușchi-tendon [m].
- $L_m$  – Lungimea elementului contractil [m].
- $L_t$  – Lungimea tendonului [m].
- $L_{m\dot{}}$  – Viteza de contracție a  $L_m$  [m/s].
- $L_{m\dot{}}$  – Viteza de contracție a  $L_m$  [m/s].
- Activity – Activitatea musculară, calculată înaintea aplicării corecției în funcție de alungirea mușchiului. Este definită ca raportul dintre forța maximă generabilă de modelul de mușchi în starea respectivă și forța generată efectiv. Valorile se află în intervalul [0,1].
- CorrectedActivity – Activitatea musculară, după aplicarea corecției în funcție de alungirea mușchiului.
- $F_m$  – Forța generată de elementul contractil CON [N].
- $F_t$  – Forța generată de elementul tendon SER [N].
- $F_p$  – Forța generată de elementul PAR [N].
- Strength – Forța generată de modelul muscular  $F_t$  [N].
- $F_{t_0}$  – Forța pe care ar genera-o tendonul dacă activitatea musculară ar fi nulă [N].

- PennationAngle – Unghiul de penetrație pe durata mișcării [rad].
- $EPOT_t$  – Energia potențială din elementul tendon, SER [J].
- $EPOT_p$  – Energia potențială din elementul PAR [J].
- $EPOT_{mt}$  – Energia potențială totală din elementul mușchi-tendon [J].
- $P_m$  – Puterea mecanică a elementului contractil CON [J/s=W].
- $P_{mt}$  – Puterea mecanică a elementului mușchi-tendon [W].
- $P_{met}$  – Estimarea metabolismului muscular [W].

În figura A3.7 se pot observa lungimile elementelor componente ale modelului de mușchi AnyMuscleModel3E. Lungimea elementului mușchi-tendon crește aparent liniar pe măsură ce mușchiul se alungește. Lungimea tendonului ( $L_t$ ) se modifică pe măsură de mușchiul este alungit. Diferența dintre lungimea inițială și cea finală la momentul  $t_1=1$  s este de 0,008 m.

În figura A3.8 se observă activitatea musculară pe durata alungirii mușchiului. Forța generată de mușchi se reduce spre finalul mișcării și forțează contracția tendonului. Acest fenomen duce la o alungire și mai mare a mușchiului. Alungirea accentuată a mușchiului duce la o scădere simțitoare a forței pe care acesta o poate genera și, deci, la o creștere a activității musculare, în scopul susținerii corpului de care este atașat tendonul. Pentru a înțelege mai bine comportamentul modelului muscular se poate studia figura A3.9.

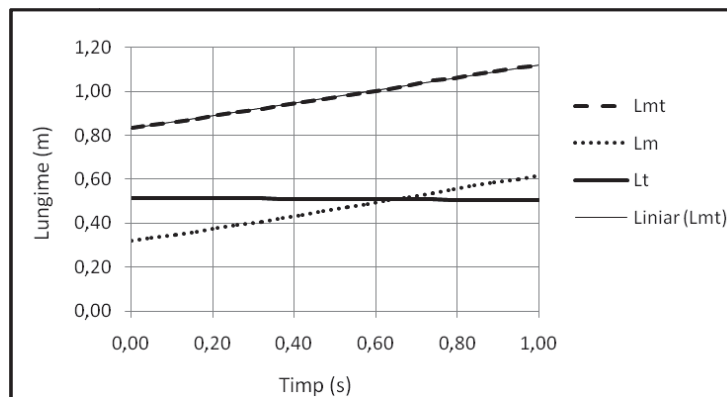


Fig.A3.7. Lungimile elementelor mușchi și tendon pentru modelul de mușchi AnyMuscleModel3E pe durata alungirii

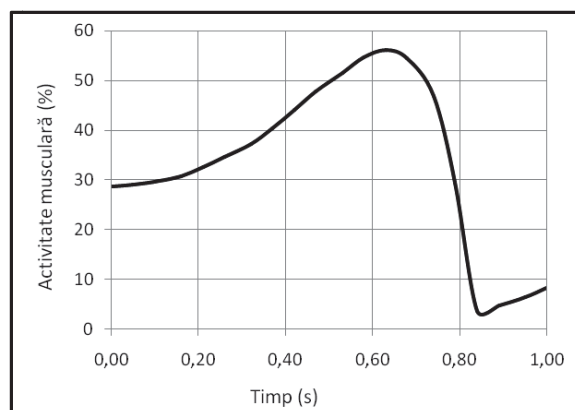


Fig.A3.8. Activitatea musculară pentru modelul de mușchi AnyMuscleModel3E pe durata alungirii

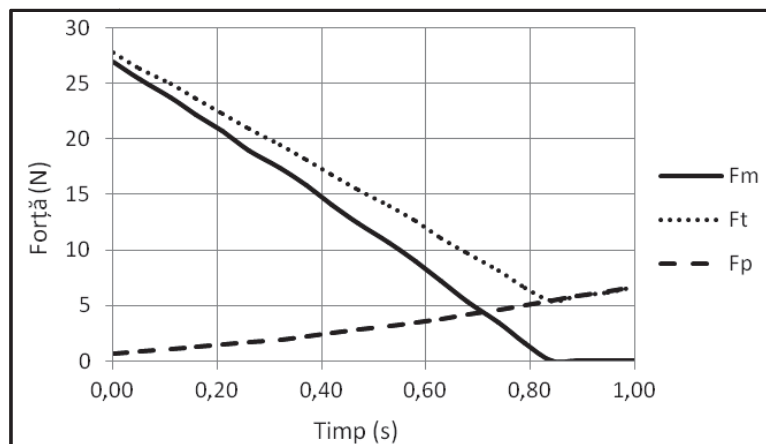


Fig.A3.9. Forța din elementele CON ( $F_m$ ), SER ( $F_t$ ), PAR ( $F_p$ ) pentru modelul de mușchi AnyMuscleModel3E pe durata alungirii

Unghiul de penajie influențează comportamentul modelului și se schimbă pe durata mișcării conform cu figura A3.10. Energia potențială din elementul mușchi-tendon prezintă interes pentru studiile legate de economia energetică a mișcării. Variația energiei potențiale pentru mișcarea de alungire a mușchiului poate fi observată în figura A3.11. Puterea mecanică generată de modelul muscular permite studiarea lucrului mecanic efectuat asupra oaselor corpului de forța generată de model. În figura A3.12 se poate observa puterea elementului contractil ( $P_m$ ) și lucrul mecanic efectuat de puterea elementului mușchi-tendon ( $P_{mt}$ ). Aceasta este negativă deoarece mușchiul se alungește. Mușchii antagoniști au, în general, un comportament de acest tip.

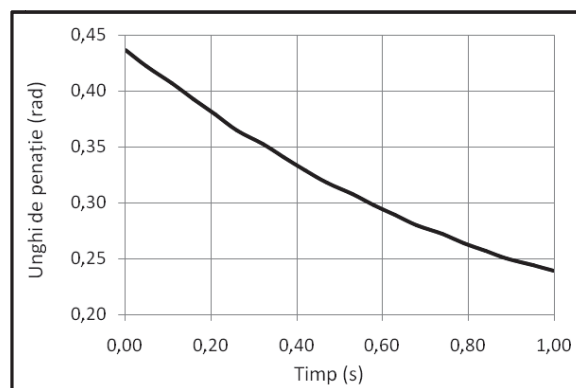


Fig.A3.10. Unghiul de penajie pentru modelul de mușchi AnyMuscleModel3E pe durata alungirii

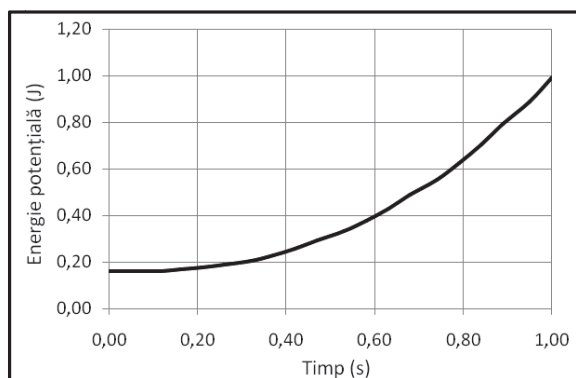


Fig.A3.11. Energia potențială din elementul mușchi-tendon al modelului muscular AnyMuscleModel3E pe durata alungirii

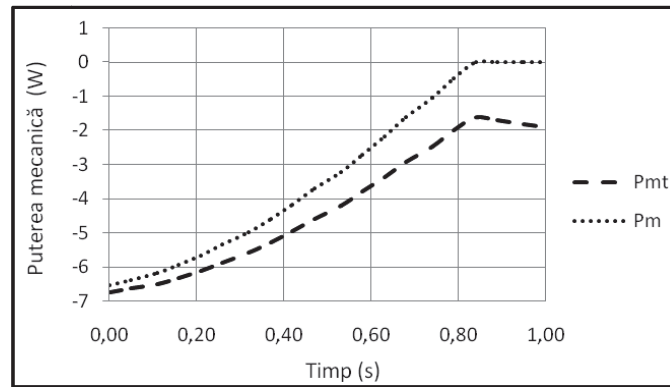


Fig.A3.12. Puterea mecanică generată de modelul muscular AnyMuscleModel3E pe durata alungirii

Costul metabolic pentru efectuarea mișcării de alungire a mușchiului este egal cu  $P_m \cdot (-1.25)$ , conform cu definiția de mai sus. Reprezentarea grafică a costului metabolic în raport cu timpul poate fi observată în figura A3.13.

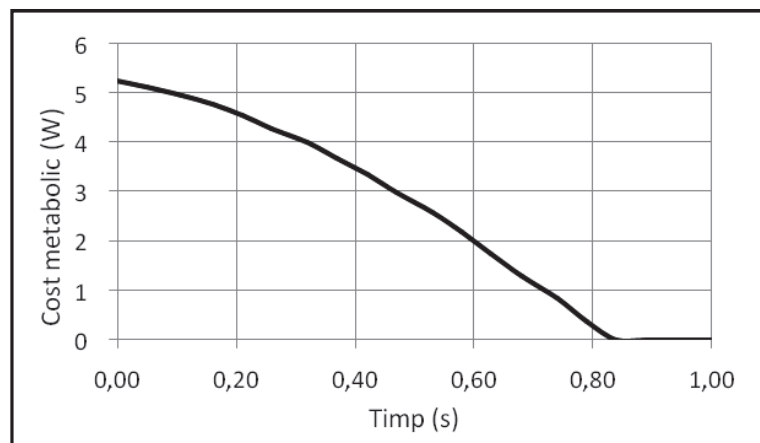


Fig.A3.13. Estimarea costului metabolic pentru modelul muscular AnyMuscleModel3E pe durata alungirii

### Algoritmi pentru selecția mușchilor activi

Selecția mușchilor activi se bazează pe algoritmi de optimizare (pornind de la premisa că mușchii sunt un sistem biologic adaptat pentru a conserva resursele). Criteriul de optimizare este minimizarea activităților musculare în condițiile unei restricții de uniformizare a distribuției forțelor în sistem. Considerând că problema ce trebuie rezolvată este una de dinamică, se poate scrie [148]:

$$\text{Min}(G(F^M)) \quad (\text{A3.6})$$

unde  $G = A_1 + A_2 + \dots + A_n$  (caz particular, pentru exemplificare)

$$C \times f = r, \text{ pentru } f_i^{(M)} \geq 0, i = 1..n^{(M)} \quad (\text{A3.7})$$

unde  $f = \{ F_1, F_2, \dots, F_n, R_1, R_2, \dots, R_n \}$ ;  $C = \{ C_1, C_2, \dots, C_m \}$ ;  $r = \{ F_{E1}, F_{E2}, \dots, F_{Ep} \}$ .  $G$  este o funcție obiectiv ce cuantifică activitatea fiecărui mușchi ( $A_i$ ) și a cărei valoare trebuie să fie minimă;  $F^M$  este o notație pentru a evidenția faptul că  $G$  este funcție de forțele musculare;  $f$  este un vector al forțelor musculare și articulare ( $F_i$ );  $r$  este un vector al forțelor exterioare ce acționează asupra sistemului;  $C$  este matricea

coeficienților ecuațiilor din sistem ( $C_i$ ) (ecuațiile pentru rezolvarea problemei de dinamică);  $n$  este numărul mușchilor din sistem;  $m$  este numărul coeficienților ecuațiilor din sistem;  $p$  este numărul forțelor exterioare ce acționează asupra sistemului ( $F_{Ei}$ ). Valoarea forțelor musculare trebuie să fie strict pozitivă (mușchii sunt capabili doar de contracție voluntară).

Cu alte cuvinte, se determină activitatea musculară minimă (valoarea minimă a funcției  $G$ ) pentru un sistem de ecuații dinamice ce descriu acțiunea a  $n$  forțe musculare necesare echilibrării sistemului, atunci când asupra acestuia acționează un număr de  $p$  forțe exterioare.

Pentru o mai bună înțelegere a formulelor, se poate recurge la studierea figurii A4.2 (din anexa 4). Pentru cazul considerat,  $n$  va fi 3, iar  $f = \{ F_{m1}, F_{m2}, F_{m3} \}$ , coeficienții ecuațiilor din sistem se aleg ținând cont de restricțiile impuse de metoda dinamicii inverse (spre exemplu, pentru cazul considerat, aceștia vor fi deduși din ecuațiile (A4.3), (A4.4), (A4.5)  $\Rightarrow C$ ,  $p$  va fi 2, iar  $r = \{ F_{E1}, F_{E2} \} = \{ GRF_x, GRF_y \}$ . Activitatea musculară va fi egală cu 1 pentru un mușchi ce dezvoltă forța maximă activă și egală cu 0 în cazul în care mușchiul este considerat inactiv (contribuție strict pasivă în ecuațiile de echilibru). Funcția  $G$  a fost prezentată într-o formă simplificată, identică cu cea folosită de algoritmul liniar pentru selecția mușchilor activi. Forma acestei funcții diferă, în funcție de algoritmul utilizat. Pentru a putea evalua activitatea musculară (funcția  $G$ ) se ține cont de constante caracteristice mușchilor, determinate experimental, ce permit determinarea valorii forței maxime pe care un mușchi poate să o dezvolte. Pentru cazul celui mai simplu model de mușchi (*AnyMuscleModel*), constantele caracteristice vor fi egale cu  $F_0$  (forța maximă pe care poate să o dezvolte modelul *AnyMuscleModel*). Complexitatea problemei crește în funcție de modelul musculo-scheletal utilizat și de tipul de mușchi din acesta. Practic, pentru un model de mușchi de tip Hill, forțele dezvoltate de mușchi vor fi determinate ținându-se cont și de forțele pasive ale elementului mușchi-tendon, iar activitatea musculară va fi proporțională doar cu forța activă a mușchiului.

**Algoritmul liniar pentru selecția mușchilor activi** utilizează o ecuație în formă simplificată în scopul rezolvării problemei formulate:

$$G = f_1/N_1 + f_2/N_2 + \dots + f_n/N_n \quad (A3.8)$$

unde  $N_{1..n}$  sunt coeficienți caracteristici, proporționali cu forța musculară maximă ce poate fi dezvoltată de mușchii vizați.

Această ecuație este utilizată de cel mai simplu algoritm pentru determinarea forței musculare. Principalul avantaj al acestui algoritm este că soluția generată va include un număr minim de mușchi activi, necesari pentru a echilibra sistemul. Cu toate acestea, soluția obținută supraestimează activitatea grupelor mari de mușchi și subestimează activitatea celorlalți mușchi. Determinările experimentale au arătat că activitatea musculară reală este diferită față de cea obținută cu ajutorul acestei metode.

**Algoritmul polinomial** se bazează pe o relație cantitativă între forța musculară și durata maximă pentru care poate avea loc contracția sau pe un raport între valoarea forței dezvoltate și un factor sau funcție de normalizare. Ecuația ce caracterizează relația forță-durata contracției are forma [41]:

$$\log T = n \log f + c \quad (A3.9)$$

unde  $T$  este durata maximă pentru care poate avea loc contracția,  $f$  este forța dezvoltată de mușchi în urma contracției,  $n$  și  $c$  sunt constante determinate experimental. Din determinările experimentale (ale altor autori), Crowninshield a dedus că  $n \in [1,4;5]$  (în funcție de activitatea efectuată), cu o valoare medie  $n=3$ . S-a concluzionat că durata maximă este invers proporțională cu forța generată [41].



Crowninshield et al. [41] a dedus că durata maximă a contracției este funcție de intensitatea tensiunii din mușchi ce apare în urma contracției musculare. Prin urmare, dacă se consideră că ligamentele și contactul dintre suprafețele articulare nu influențează valoarea momentului articular  $M$ , se poate spune că poziția studiată va putea fi menținută pentru durata cea mai mare de timp, atunci când:

$$M = \sum_{i=1}^m (\vec{r}_i \times \vec{f}_i) \quad (\text{A3.10})$$

$$u_n = \sqrt[n]{\sum_{i=1}^m \left( \frac{f_i}{A_i} \right)^n} \quad (\text{A3.11})$$

unde  $m$  este numărul mușchilor ce acționează asupra articulației;  $f_i$  este forța generată de mușchiul  $i$ ,  $\vec{r}_i$  este brațul forței  $\vec{f}_i$ ;  $n$  este constanta din ecuația (A3.9);  $A_i$  este aria secțiunii transversale a mușchiului  $i$ ;  $u_n$  este funcția a cărei valoare trebuie să fie minimizată. Minimizarea funcției  $u_n$  implică o distribuție uniformă a activității musculare (pentru mușchii din sistem) și reduce tensiunile din mușchii individuali.

Prin utilizarea ecuațiilor (A3.9), (A3.9), (A3.11), Crowninshield a obținut forțe musculare cu o tendință similară cu cea determinată experimental, prin electromiografie.

Scrisă în forma generală, ecuația polinomială devine [148]:

$$G(f^M) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left( \frac{f_i^M}{N_i} \right)^p \quad (\text{A3.12})$$

unde  $N_i$  sunt funcții (factori) de normalizare ce pot fi estimări ale forței maxime pe care mușchiul poate să o dezvolte, aria secțiunii transversale a mușchiului sau forța instantanee a mușchiului;  $G(f^M)$  este o măsură scalară a sarcinii pe care corpul trebuie să o execute;  $n^{(M)}$  este numărul de mușchi din sistem;  $f_i^M$  este forța musculară dezvoltată de modelul mușchiului;  $p$  este ordinul polinomial.

Algoritmii polinomiali sunt eficienți doar dacă se precizează o limită superioară ce restricționează valoarea forțelor musculare la valori realizabile de către mușchii reali. Aceste restricții pot să ducă la activarea bruscă a mușchilor, pe măsură ce valoarea forței exterioare crește.

Algoritmii polinomiali utilizați de aplicația AnyBody permite utilizarea ecuației (A3.12) și alegerea ordinului polinomului. Pe măsura creșterii ordinului polinomului, modelul tinde să utilizeze majoritatea mușchilor din sistem, în mod egal, pentru preluarea forței exterioare. Cu alte cuvinte, pe măsură ce ordinul polinomial crește, activitatea individuală a mușchilor scade. Valoarea uzuală pentru  $p$  este de trei. O valoare mai mare ca cinci va permite sistemului musculo-scheletal să preia încărcări mari, fără ca acesta să fie suprasolicitat.

Valorile pentru  $p$  utilizate în literatură diferă între autori. Crowninshield a utilizat  $p=3$  și a obținut rezultate bune pentru studiul mersului uman. Happe [82] a folosit o valoare  $p=2$  pentru studiul mișcării corpului uman și a obținut rezultate asemănătoare cu cele determinate experimental. Bolhius [21] a studiat influența valorii  $p$  asupra datelor obținute, folosind un model simplu. Modelul a fost compus din șase grupe de mușchi atașate unui lanț cinematic corespunzător membrului superior uman. Modelul a fost supus la o forță externă, la nivelul articulației mâinii,

cu valoare de 20N. Pentru valoarea  $p=1$ , s-a observat că mușchii care dezvoltă cea mai mare forță sunt cei poziționați optim pentru a efectua mișcarea. Pentru  $p=2$ , activitatea musculară observată a fost apropiată de datele experimentale. Pentru  $p=3$  s-a observat o colaborare crescută între mușchii din model, dar datele experimentale au demonstrat că nivelul de colaborare între mușchi este mai mic decât cel obținut cu ajutorul modelului. Trebuie ținut cont și de faptul că experimentul a presupus ca brațul subiectului să fie suspendat la nivelul cotului cu ajutorul unui dispozitiv. Acest aspect poate influența calitatea datelor experimentale, din cauza poziției nenaturale a brațului.

Se poate concluziona că o valoare  $p=2$  sau  $p=3$  este cea mai bună pentru studiul deplasării umane, din punct de vedere computațional, dacă se folosește acest algoritm.

**Algoritmul pătratic** se bazează pe diminuarea contribuției mușchilor mari la realizarea mișcării studiate. Formula utilizată are o formă similară cu (A3.12) și este, practic un algoritm polinomial pentru care  $p=2$ :

$$G(f^M) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left( \frac{f_i^M}{N_i} \right)^2 \quad (\text{A3.13})$$

Această metodă este utilizată în literatura de specialitate în diverse forme. Activitatea musculară generată va fi, de obicei, apropiată de datele experimentale. Dacă se consideră mușchii ca fiind elemente elastice pasive liniare, capabile să se contracte sau să se dilate, atunci distribuția activităților musculare ar fi pătratică (parabolică). În realitate, mușchii nu satisfac criteriile menționate.

Chiar dacă prezintă avantaje, acest algoritm poate genera activități musculare exagerate atunci când este aplicat unui sistem musculo-scheletal complex supus la forțe exterioare de mare intensitate. Activitățile musculare exagerate ale grupelor mari generează activități scăzute ale celorlalți mușchi din model. Cu toate acestea, se pot obține rezultate plauzibile folosind algoritmul pătratic, cu condiția ca activitatea determinată pentru mușchii din model să nu se apropie de limita superioară.

**Algoritmul min/max** este un algoritm conceput de Rasmussen et al [148] în scopul determinării activității musculare pentru un model musculo-scheletal complex. Soluțiile obținute cu ajutorul acestui algoritm sunt similare cu cele obținute cu un algoritm polinomial, atunci când  $p \rightarrow \infty$ . Acest algoritm distribuie forțele musculare din sistem astfel încât forța maximă obținută de la mușchii individuali are valoarea minimă posibilă. Funcția pentru care se efectuează minimizarea are forma:

$$G(f^M) = \max \left( \frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right), \text{ pentru } i=1..n^{(M)} \quad (\text{A3.14})$$

$$\text{Adică } G(f^M) = \left\{ \max \left( \frac{f_1^{(M)}}{N_1} \right), \max \left( \frac{f_2^{(M)}}{N_2} \right), \dots, \max \left( \frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right) \right\}$$

Forma prezentată nu poate fi derivată, de aceea se utilizează o variabilă  $\beta$  și o funcție  $B(\beta)$ . Se consideră  $B(\beta)=\beta$ . Reformularea ecuației (A3.14) va fi [148]:

Min ( $\beta$ ), considerând că:

$$c \times f = r$$

$$\frac{f_i^{(M)}}{N_i} \leq \beta, \text{ pentru } i=1..n^{(M)} \text{ și } f_i^{(M)} \geq 0 \quad (\text{A3.15})$$

Algoritmul generează rezultate bune (din punct de vedere al solicitării musculaturii) pentru efectuarea de activități ciclice, cum ar fi mersul pe bicicletă, mersul pe jos, etc. Mușchii vor colabora cât mai bine posibil pentru a reduce solicitările, aspect care elimină nevoia restricțiilor datorate valorilor forțelor exterioare aplicate asupra modelului. Principalul dezavantaj al acestui algoritm este legat de rapiditatea cu care mușchii sunt activați sau dezactivați pe durata mișcării studiate (datorită faptului că  $p \rightarrow \infty$ ). Schimbările rapide ale activității musculare se pot produce mai repede decât este posibil în cazul unui mușchi real. Algoritmul poate supraestima activitatea mușchilor care în realitate contribuie mai puțin la mișcare.

**Algoritmi ce utilizează metode compuse** sunt variante ale algoritmilor Min/Max și pătratic ce combină cei doi algoritmi.

**Algoritmul compus pătratico-liniar** este un algoritm cu două restricții: una liniară și una pătratică. Se consideră că modelul va fi supus celor două restricții, iar activitatea musculară generată va tinde la o medie între cele două metode. Cu alte cuvinte, activitatea maximă musculară obținută va avea valori mai mari decât în cazul utilizării algoritmului Pătratic, dar se va manifesta o tendință mai scăzută de colaborare între grupele musculare, datorată funcției liniare care îl restricționează. Acest tip de algoritm se pretează utilizării în cazul simulării unor activități ciclice, dar este relativ nou, iar referințele în literatura de specialitate, legate de utilizarea acestuia, sunt foarte puține.

**Algoritmul compus min/max-pătratic** este o variantă a algoritmului Min/Max concepută în vederea eliminării problemei legate de schimbarea instantanee a nivelului de activitate musculară. În acest caz, funcția utilizată de algoritm are forma [4]:

$$\text{Min} \left( \beta + \varepsilon \sum_{i=1}^n \left( \frac{f_i^{(M)}}{N_j} \right)^2 \right) \quad (\text{A3.16})$$

considerând că, pentru  $i=1..n^{(M)}$ :

$$\frac{f_i^{(M)}}{N_j} \leq \beta$$

$$c \times f = r$$

$$f_i^{(M)} \geq 0$$

unde  $\varepsilon$  este o constantă utilizată pentru a limita influența elementului de gradul doi (pătratic) asupra rezultatelor.

Acest algoritm este capabil să redea comportamentul fiziologic al mușchilor într-un mod apropiat de realitate. Activarea mușchilor se face treptat și prezintă o tendință de creștere sau scădere exponențială. Colaborarea intermusculară este uniformă și nu prezintă tendințe exagerate. Valoarea constantei  $\varepsilon$  depinde de numărul de mușchi din model (dacă  $n \rightarrow \infty$  atunci  $\varepsilon \rightarrow 0$ ). Valoarea constantei  $\beta$  este situată în intervalul  $[0,1]$  pentru activități uzuale (ridicare de obiecte ușoare, deplasare bipedă, etc.).

Principalul dezavantaj al acestui algoritm este faptul că poate genera rezultate eronate atunci când în simulare există sisteme musculo-scheletale independente (modele pentru doi, sau mai mulți subiecți în aceeași simulare). Algoritmul min/max pătratic este o variantă nouă pentru rezolvarea problemei activității musculare, dar este relativ nou, iar referințele în literatura de specialitate, legate de utilizarea acestuia, sunt foarte puține.

## Dimensiuni implicite pentru modelul LegTD

Tabelul A3.1. Lungimile oaselor scheletice [6]

Lungimea coapsei	ThighLength = 0.45579 m
Lungimea gambei	ShankLength = 0.46 m
Lungimea labei piciorului	FootLength = 0.200771 m
Lățimea bazinului	PelvisWidth = 0.16 m
Lungimea capului	HeadHeight = 0.14 m
Lungimea trunchiului	TrunkHeight = 0.620233 m
Lungimea antebrățului	UpperArmLength = 0.340079 m
Lungimea brațului	LowerArmLength = 0.2690167 m

Tabelul A3.2. Masele elementelor lanțului cinematic [6]

Masa segmentului lombar	lumbar = 0.139*MasaCorporală
Masa toracelui	thorax = 0.1894*MasaCorporală
Masa pelvisului	pelvis = 0.142*MasaCorporală
Masa claviculei dreapte	clavicle_r = 0.0133*MasaCorporală
Masa antebrățului drept	upper_arm_r = 0.028*MasaCorporală
Masa brațului drept	lower_arm_r = 0.016*MasaCorporală
Masa mâinii dreapte	hand_r = 0.006*MasaCorporală
Masa claviculei stângi	clavicle_l = 0.0133*MasaCorporală
Masa antebrățului stâng	upper_arm_l = 0.028*MasaCorporală
Masa brațului stâng	lower_arm_l = 0.016*MasaCorporală
Mâna stângă	hand_l = 0.006*MasaCorporală
Masa capului	head = 0.081*MasaCorporală
Masa coapsei dreapte	thigh_r = 0.1*MasaCorporală
Masa gambei dreapte	lower_leg_r = 0.0465*MasaCorporală
Masa labei piciorului drept	foot_r = 0.0145*MasaCorporală
Masa talusului drept	ball_r = 0.000
Masa coapsei stângi	thigh_l = 0.1*MasaCorporală
Masa gambei stângi	lower_leg_l = 0.0465*MasaCorporală
Masa labei piciorului stâng	foot_l = 0.0145*MasaCorporală
Masa talusului stâng	ball_l = 0.000

## ANEXA 4

### Aspecte teoretice ale metodei dinamicii inverse

Metoda presupune ca datele cinematice ale sistemului biomecanic să fie definite în detaliu, iar obiectivul este determinarea valorilor motoare ce produc mișcările sistemului (forțele de reacțiune articulară și momentele articulare). Dinamica inversă se bazează pe utilizarea ecuațiilor „Newton-Euler” sau a unei metode derivate din aceste ecuații. Ecuațiile „Newton-Euler” se bazează pe două premise:

- Forța rezultantă ce acționează asupra centrului de masă este produsul dintre masă și accelerație.

$$\Sigma F = m \times a \quad (A4.1)$$

- Momentul rezultat ce acționează asupra centrului de masă pe axa de rotație este egal cu produsul dintre momentul de inerție al corpului și accelerația unghiulară.

$$\Sigma M = J \times \varepsilon \quad (A4.2)$$

Metoda dinamicii inverse impune de obicei folosirea unor restricții speciale, după cum urmează:

- Se consideră că fiecare element al lanțului cinematic este un corp rigid (segment anatomic individual)
- Elementele lanțului cinematic au masa concentrată în centrul lor de greutate
- Dimensiunile corpurilor rigide sunt constante pe durata deplasării (parametrii antropometrici ai corpurilor rigide sunt considerați constanți)
- Forțele de frecare sunt nule
- Se atașează fiecărui corp un număr de șase ecuații: trei ecuații ce caracterizează accelerațiile liniare și trei ecuații ce caracterizează accelerațiile unghiulare. Se obțin în final  $6 \times n$  ecuații, unde  $n$  este numărul elementelor din lanțul cinematic (dacă se lucrează tridimensional, sau  $4 \times n$  ecuații dacă se lucrează bidimensional).

Winter [194] a propus o metodă simplă pentru studiul prin dinamică inversă a comportamentului lanțurilor cinematice corespunzătoare anatomiei umane. Metoda presupune parcurgerea recursivă a lanțului cinematic de la elementul distal la cel proximal și determinarea forțelor și momentelor articulare, pornind de la elementul asupra căruia acționează forțele exterioare. Această metodă este bazată pe ecuațiile „Newton-Euler” descrise mai sus. Vaughan [174] a folosit o metodă similară cu Winter și a determinat forțele și momentele articulare cunoscând datele de poziție ale subiectului și reacțiunile din partea solului.

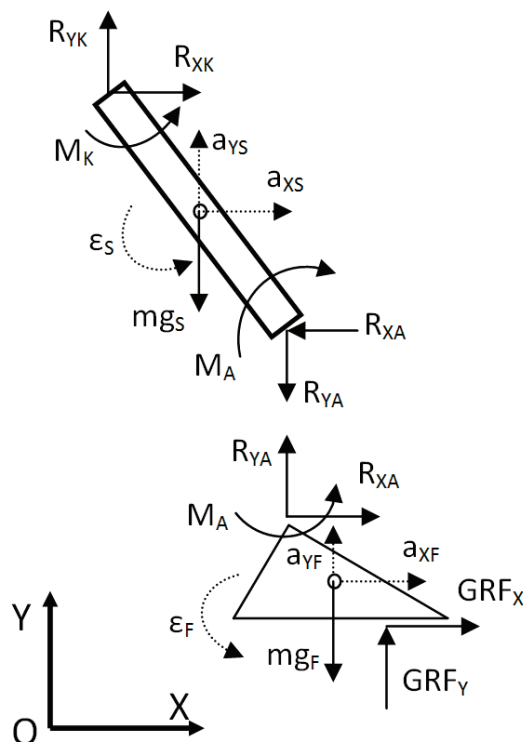


Fig.A4.1. Diagramă pentru studiul dinamicii unui lanț cinematic format din două elemente,  $R$ =forță articulară,  $M$ =moment articular

Pentru exemplificare, se va prezenta, la nivel teoretic, studiul bidimensional prin dinamică inversă a membrului inferior uman. Trebuie să se țină cont că forțele ce acționează asupra fiecărui corp rigid sunt influențate și de conexiunile datorate articulațiilor lanțului cinematic. Se consideră că sistemul este în echilibru, iar forțele articulare din sistem sunt egale și de semn contrar pentru două corpuri aflate în conexiune. Momentele articulare vor fi, de asemenea, egale și de semn contrar pentru două corpuri în conexiune (figura A4.1).

Asupra unui element rigid din lanțul cinematic acționează următoarele forțe:

- Forțe gravitaționale - în centrul de greutate al corpurilor și egale cu masa  $\times g$ . ( $mg_i$ ) în figura A4.1;
- Forțe exterioare - forțe măsurate cu mijloace de măsură specifice ce acționează în centrul de presiune al forței distribuite (în exemplul analizat în figura A4.1, acest tip de forțe este reprezentat de reacțiunile din partea solului -  $GRF_i$ );
- Forțe datorate acțiunii musculaturii și ligamentelor - efectul tuturor structurilor de acest tip ce asigură mișcarea unei articulații este descris de momentul articular (*momentul articular net ce descrie acțiunea forțelor exercitate de mușchi și ligamente*), ( $M_i$  în figura A4.1);
- Reacțiuni articulare - reprezentând rezultantele forțelor ce apar la contactul dintre două corpuri rigide (la nivelul articulațiilor);

Metoda presupune analiza fiecărui element în parte, ținând cont de forțele, momentele și mișcarea acestuia (figura A4.1, Figura A4.3). Metoda discutată este echivalentul aplicării metodei reducerii forțelor pentru fiecare corp rigid în parte (figura A4.2). Pentru ca figura A4.2 să fie completă, este nevoie ca asupra corpului rigid corespunzător labei piciorului să se aplice accelerația unghiulară ( $\epsilon_F$ ) și componentele liniare ale accelerației pe cele două axe ( $a_{XF}$  și  $a_{YF}$ ), similar cu figura A4.1.

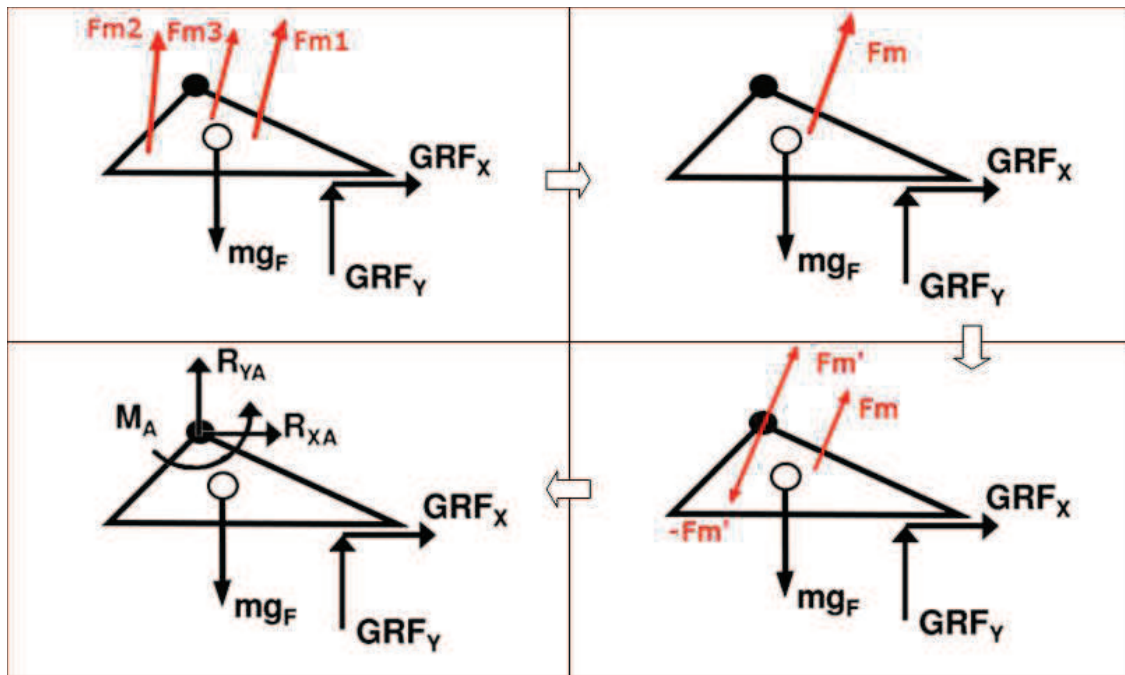


Fig.A4.2. Metoda reducerii forțelor aplicată pentru corpul rigid corespunzător piciorului uman

Pentru fiecare element din lanțul cinematic se cunosc:

- $R_{XD}$ ,  $R_{YD}$  – forțele ce acționează asupra capătului distal (articulației distale) al corpului rigid
- $M_D$  – momentul ce acționează asupra capătului distal (articulației distale) al corpului rigid
- $d_p$  – distanța dintre capătul proximal al corpului rigid și centrul de greutate al acestuia
- $d_D$  – distanța dintre capătul distal al corpului rigid și centrul de greutate al acestuia
- $m$  – masa corpului rigid
- $a_x$ ,  $a_y$  – accelerația liniară a centrului de masă (CM) al corpului rigid
- $\theta$  – unghiul dintre axa corpului rigid și axa orizontală a sistemului de referință global
- $\varepsilon$  – accelerația unghiulară a corpului rigid

Necunoscutele sunt:

- $R_{XP}$ ,  $R_{YP}$  – forțele ce acționează asupra capătului proximal (articulației proximale) al corpului rigid
- $M_p$  – momentul ce acționează asupra capătului proximal (articulației proximale) al corpului rigid

Pentru exemplificare, se va prezenta o diagramă pentru un element din lanțul cinematic ce poate să corespundă tibiei sau femurului (figura A4.3).

Pentru determinarea necunoscutelor se utilizează ecuațiile 3.34 și 3.35, din care rezultă următoarele, ținând cont de figura A4.3:

$$\sum F_x = m \times a_x = R_{XP} + R_{XD} \quad (\text{A4.3})$$

$$\sum F_y = m \times a_y = R_{YP} + R_{YD} - mg \quad (\text{A4.4})$$

$$\sum M = I \times \varepsilon = M_p + M_D - R_{XP} \times d_p \times \sin \theta + R_{YP} \times d_p \times \cos \theta + R_{XD} \times d_D \times \sin \theta - R_{YD} \times d_D \times \cos \theta \quad (\text{A4.5})$$

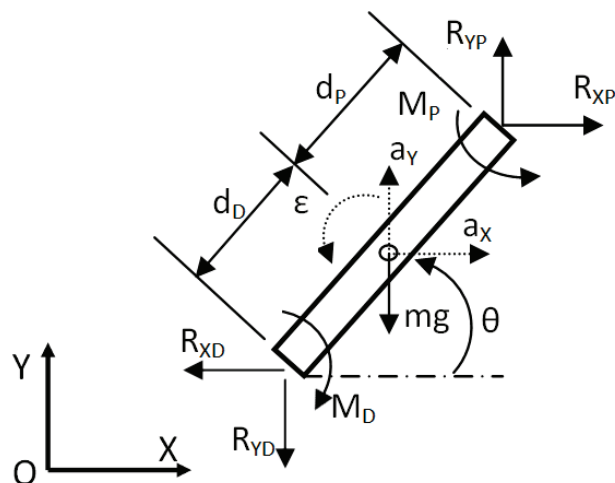


Fig.A4.3. Diagramă pentru studiul dinamicii unui element din lanțul cinematic

Rezolvarea se face prin aplicarea acestor formule pentru fiecare element al lanțului cinematic în parte. Se pornește de la ectorul final (corpul asupra căruia acționează forțele exterioare), și se continuă înspre elementul proximal din lanțul cinematic, până la ultimul element din lanț.



## ANEXA 5

### Termeni de specialitate

Pentru termenii de specialitate din limba engleză s-au utilizat următoarele denumiri:

- Transtibial prosthesis – *Proteză transtibială*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „proteză de gambă”.
- Force platform – *Platformă pentru măsurarea reacțiunilor din partea solului*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „platformă de forță”.
- Center of pressure – *Centrul de aplicare al reacțiunilor din partea solului / Centrul de presiune*.
- Pressure platform – *Platformă pentru măsurarea presiunii*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „platformă de presiune”.
- Stance phase – *Durata contractului cu solul / perioada de sprijin*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „faza de sprijin”, „etapa de sprijin”, „pășirea”.
- Swing phase – *Durata balansului piciorului*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „faza de balans”, „etapa de balans” sau „perioada de pendulare”.
- Heel strike – *Primul contact cu solul*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „contactul inițial” sau „atacul cu călcâiul”.
- Mid stance – *Durata echilibrării / Etapa echilibrării*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „sprijinul mijlociu” sau „mijlocul sprijinului”.
- Push off – *Împingerea*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „sprijinul final”, „sprijinul terminal”, sau „faza impulsiei”.
- Toe-off – *Desprinderea de pe sol / Ultimul contact cu solul*. Întâlnit în literatura de specialitate în limba română și sub denumirea „pre-pendulare”.