

**UNIVERSITATEA „POLITEHNICA” DIN TIMIȘOARA
FACULTATEA DE MECANICĂ**

Ing. Mihai VOINESCU

TEZĂ DE DOCTORAT

**CONTRIBUȚII LA CREȘTEREA PERFORMANȚELOR
PROTEZELOR TRANSTIBIALE
(REZUMAT)**

Conducător științific

Prof.dr.ing. Arjana DAVIDESCU

CUPRINSUL TEZEI

| | |
|---|----|
| 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 PROTEZĂ TRANSTIBIALĂ..... | 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 |

REZUMAT

Teza de doctorat cuprinde 268 pagini, din care prima parte (stadiul actual al cunoașterii în domeniu și elemente de teorie) este extinsă pe 55 de pagini, iar partea a doua (contribuții proprii) acoperă 158 de pagini. Teza conține și un număr de cinci anexe, extinse pe 27 de pagini în care sunt prezentate modele cinematice simple pentru analiza deplasării bipede (anexa 1, anexa 2), noțiuni teoretice suplimentare referitoare la particularitățile modelării musculo-scheletale cu ajutorul pachetului software utilizat pentru analizele prezentate în teză – AnyBody (anexa 3), noțiuni suplimentare referitoare la metoda dinamicii inverse (anexa 4) și denumirile utilizate pentru termenii de specialitate din limba engleză (anexa 5).

Prima parte, cu o extindere de 55 de pagini, este reprezentată de două capitole:

În *capitolul 1* „Stadiul actual în dezvoltarea protezelor transtibiale” este prezentată motivația alegerii subiectului tezei și actualitatea acestuia la nivelul mondial. 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. În finalul capitolului 1, în subcapitolul 1.4, sunt prezentate concluziile pe baza studiului literaturii de specialitate din domeniu și *obiectivele tezei de doctorat*. Principalul obiectiv este determinarea caracteristicilor unei proteze care să permită creșterea confortului persoanelor cu amputație prin reducerea consumului de energie necesar pentru pășire.

În *capitolul 2*, intitulat „Modele pentru ansamblul pelvis-picioare”, este prezentată structura anatomică a membrului inferior uman și modul în care se poate face studiul cinematic al acestuia. Studiul anatomic este abordat din punct de vedere al osteologiei (studiul scheletului), ortologiei (studiul articulațiilor și a ligamentelor) și miofuncțional (studiul tendoanelor și al mușchilor). Sunt evidențiate principalele proprietăți caracteristice mușchilor, măsurabile în momentul actual și restricțiile de mișcare ale membrului inferior uman. Sunt prezentate aspecte generale ale modelării membrului inferior și structura modelului musculo-scheletal utilizat pentru analiză.

Partea a doua a tezei, cu o extindere de 158 de pagini, contribuțiile proprii ale autorului, este reprezentată de patru capitole:

În *capitolul 3*, intitulat „Modelarea mersului uman prin dinamică inversă”, sunt prezentate protocoalele experimentale utilizate de autor pentru prelevarea semnalelor necesare efectuării unei analize prin dinamică inversă (subcapitolul 3.1). Determinările experimentale au fost făcute în cadrul a două laboratoare pentru analiza deplasării: Laboratorul pentru analiza mersului din cadrul Facultății de sport a Universității din Porto, Portugalia și Laboratoarele de inginerie medicală ale Universității ”Politehnica” din Timișoara (Platforma de Implantologie, Protezare Inteligentă și Recuperare Biomecanică). În continuare sunt prezentați algoritmi concepuți de autor pe baza acestor determinări experimentale. Astfel, în subcapitolul 3.2, sunt prezentați algoritmi pentru sincronizarea semnalului ce descrie pozițiile reperelor atașate corpului subiecților cu semnalul ce descrie reacțiunile din partea solului. În subcapitolul 3.3 sunt prezentate metodele utilizate pentru determinarea poziției centrului de presiune (poziția centrului de aplicare al reacțiunilor din partea solului). În subcapitolul 3.5, este prezentat principiul de funcționare al aplicației concepute de autor pentru a determina erorile de poziție și observațiile acestuia asupra metodelor prin care acestea pot fi diminuate.

În finalul capitolului 3, subcapitolul 3.6 sunt descrise modificările aduse de autor la modelul inițial pentru analiza mersului (GaitUniMiami) conceput de AnyBody Technology și metoda utilizată de acesta pentru analiza prin dinamică inversă. Capitolul 3 se încheie cu prezentarea momentelor articulare la nivelul gleznei, genunchiului și șoldului și a forțelor generate de mușchii din model. De asemenea, sunt comparate date electromiografice (obținute din arhivele Societății internaționale de biomecanică) cu activitățile musculare obținute de autor. Concluzia finală a acestui capitol este că modelarea mersului persoanelor fără dizabilități a fost făcută cu suficientă acuratețe, iar datele obținute pot fi utilizate în scopul comparației pentru depistarea anomaliilor prezente în cazul mersului pacienților cu amputație transtibială.

În capitolul 4, intitulat „Modelarea mersului pacienților cu amputație transtibială”, sunt prezentate modelele concepute de autor pentru studiul mersului pacienților cu amputație transtibială. Sunt prezentate două metode prin care se poate face modelarea (modelare prin controlul automat al gleznei și modelare prin eliminarea mușchilor), principiile de bază și limitările acestora.

Modelarea prin controlul automat al gleznei este prezentată în subcapitolul 4.1. În acest subcapitol este evidențiat faptul că doar momentele articulare obținute prin metodă sunt valide, intensitatea activității musculare obținută fiind similară cu cea corespunzătoare persoanelor fără dizabilități. Acest aspect se datorează musculaturii cu origine pe femur și inserție pe laba piciorului, musculatură care rămâne activă și ajută la echilibrarea corpului, chiar dacă mușchii cu origine pe tibie sunt inactivi.

Modelarea prin eliminarea mușchilor este prezentată în subcapitolul 4.2 și este metoda cu care s-au obținut (prin simulare) rezultate apropiate de realitate. Principiile după care s-a făcut modelarea sunt următoarele:

- Au fost eliminați mușchii cu origine pe femur și inserție pe laba piciorului și mușchiul Gastrocnemius.

- S-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 recalculat, 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 finalul capitolului 4 sunt prezentate datele obținute cu ajutorul modelului obținut prin metoda eliminării mușchilor:

- Au fost determinate activitățile mușchilor de pe coapsă atât pentru persoane cu amputație transtibială, cât și pentru persoane fără dizabilități, s-au cuantificat diferențele dintre șirurile de valori, după care au fost comparate cu date electromiografice din literatura de specialitate și s-a ajuns la concluzia că activitățile musculare obținute prin simulare sunt proporționale cu cele din literatura de specialitate, iar modelul utilizează un mecanism

compensatoriu (în lipsa gambei) similar cu cel descris (în numeroase lucrări din literatura de specialitate) pentru persoanele cu amputație transtibială.

- Au fost determinate forțele generate de mușchii din model (pentru persoanele cu amputație) și s-au făcut observații asupra diferențelor, la nivelul coapsei, față de forțele generate de modelul intact corespunzător persoanelor fără dizabilități. Principala diferență remarcată a fost reprezentată de forțele crescute la nivelul mușchilor poziționați pe partea dorsală a femurului (în cazul pacienților cu amputație), consecință a lipsei de echilibru datorată eliminării musculaturii ce asigură flexia plantară.

- Au fost determinate forțele de reacțiune la nivelul contactului dintre tijă și cupa protezei, valorile obținute fiind similare cu cele prezentate în literatura de specialitate.

- S-a cuantificat consumul de energie necesar musculaturii coapsei pentru propulsie, pe durata contactului cu solul (etapa de sprijin a mersului), un aspect deosebit de important dacă se urmărește creșterea confortului persoanelor cu dizabilități.

În *capitolul 5*, intitulat „Aplicații ale modelelor musculo-scheletale obținute”, sunt prezentate studii în care au fost utilizate modelele musculo-scheletale concepute de autor și descrise în capitolele anterioare. S-a urmărit studierea diverselor aspecte funcționale și de performanță pentru protezarea membrului inferior. Accentul a fost pus pe studierea unor mișcări corespunzătoare unor activități uzuale ale persoanelor cu amputație transtibială.

Astfel, în subcapitolul 5.1 este prezentat un studiu al forțelor ce acționează la nivelul contactului bont-proteză pentru diferite poziții de lucru. Au fost evidențiate mișcările în spațiul activ al membrelor superioare pentru care valorile maxime ale activității musculare sunt ridicate și au fost prezentate rezultatele ce privesc solicitările protezei pentru aceste mișcări, mai precis, faptul că solicitările cresc simțitor la prinderea laterală a unui.

În subcapitolul 5.2 este prezentat un studiu asupra influenței înălțimii tocului pantofilor asupra activității musculare în timpul mersului pentru cazul persoanelor cu amputație transtibială. 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 neapărat creșterea performanțelor acestuia din punct de vedere al energiei înmagazinate și eliberate de elementele active.

În subcapitolul 5.3 sunt studiate forțele interioare ce acționează asupra articulațiilor în timpul mersului. Acest studiu este rezultatul studierii mersului a zece subiecți. Datele obținute arată că forțele interioare (reacțiunile articulare) au valori maxime de până la de patru ori greutatea corporală, aspect confirmat de alte studii din literatura de specialitate. În finalul subcapitolului este prezentat rolul pe care îl are musculatura ce asigură flexia plantară și forțele generate de aceasta pentru pășire.

În subcapitolul 5.4 este prezentat un studiu al influenței valorilor momentului articular la nivelul gleznei asupra musculaturii coapsei. Scopul final al studiului a fost determinarea caracteristicilor unei proteze transtibiale care să permită reducerea efortului depus pentru pășire. Rezultatele studiului demonstrează că, în lipsa musculaturii ce asigură flexia plantară, utilizarea unei proteze care ar genera un moment „articular” egal cu momentul articular al gleznei intacte ar duce la suprasolicitarea musculaturii membrului rezidual. Din aceste considerente s-a determinat o valoare a momentului articular pentru care efortul depus să fie minim, iar activitatea musculară să fie distribuită uniform pentru mușchii coapsei. Concluzia acestui studiu este că, dacă se urmărește creșterea performanțelor protezelor (din punct de

vedere al confortului pacientului), accentul trebuie pus pe reducerea efortului și nu pe creșterea propulsiei.

În *capitolul 6*, intitulat „Proiectarea unui model de proteză transtibială”, sunt prezentate formele uzuale ale elementelor active ale unei proteze transtibiale și avantajele și dezavantajele utilizării fiecărui tip de element activ.

În prima parte a acestui capitol (subcapitolele 6.1, 6.2 și 6.3) sunt prezentate principalele materiale utilizate pentru protezele transtibiale, o sinteză a formelor constructive uzuale, relații de calcul teoretic pentru diferite forme ale elementului activ (pentru predimensionarea acestora) și efectul datorat materialelor constructive și dimensiunilor elementului activ asupra tensiunilor interioare.

În subcapitolul 6.4.2 sunt prezentate formele constructive considerate pentru proteze și modelate cu ajutorul pachetului software SolidWorks și metoda utilizată de autor pentru analiza dinamică a deformației protezelor considerate. Metoda propusă de autor permite distribuirea reacțiunilor din partea solului astfel încât rezultanta acestora să se deplaseze dinspre călcâi spre vârful protezei pe durata contactului cu solul (etapa de sprijin a pășirii).

În subcapitolele 6.4.3, 6.4.4 și 6.4.5 sunt prezentate analizele cu elemente finite ale formelor constructive considerate și modelate în SolidWorks. Au fost alese trei forme constructive („C” cu profil jos, „C” cu profil înalt și „L”) și trei materiale (un oțel cu proprietăți mecanice deosebite și două materiale plastice) pentru fiecare din cele trei forme. În urma studiilor dinamice, pentru nouă situații distincte (în funcție de material și de forma constructivă) s-au obținut momente „articulare” la nivelul „gleznei” protezelor pentru a permite studierea teoretică a utilizării protezelor.

În subcapitolul 6.5 este prezentat studiul experimental pentru determinarea deformațiilor elastice a două arcuri de tip „C” cu profil înalt, de dimensiuni diferite. Rezultatele au arătat că deformația celor două arcuri este apropiată de cea determinată teoretic (prin calculul cu ajutorul formulelor și prin analiza cu elemente finite), eroarea maximă fiind sub 10%.

În finalul capitolului 6, în subcapitolul 6.6 sunt prezentate rezultatele obținute în urma aplicării momentelor „articulare” ale celor trei tipuri de proteze considerate (determinate prin metoda elementului finit) asupra gleznei modelului pentru analiza deplasării persoanelor cu amputație transtibială obținut prin eliminarea mușchilor. Este prezentat faptul că, în urma aplicării momentului „articular” al protezei „C” cu profil jos se depune efortul minim. Sunt prezentate și principalele avantaje ale protezei „C” cu profil jos: stabilitate scăzută atunci când se apasă cu toată greutatea corporală pe tija protezei și cantitatea mai mare de material necesară pentru construcția protezei (comparativ cu celelalte două variante considerate).

Teza se încheie cu capitolul 7, intitulat „Concluzii. Contribuții originale și direcții viitoare de cercetare”, extins pe patru pagini, în care sunt prezentate punctual contribuțiile originale ale autorului tezei. Dintre acestea, cele mai importante sunt:

- 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 reacțiunilor 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 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 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.
- Modelarea mersului pacienților cu amputație transtibială prin eliminarea mușchilor.
- Studiul posibilității reducerii efortului depus de pacienții cu amputație transtibială, pornind de la aspectele teoretice ale unei probleme de dinamică inversă și demonstrarea 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. Concluzia acestui studiu este că, dacă se urmărește creșterea performanțelor protezelor, accentul trebuie pus pe reducerea efortului pacientului și nu pe creșterea propulsiei.
- 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.
- Optimizarea constructivă a elementelor active ale protezei prin analiză cu elemente finite și analiză musculo-scheletală și evidențierea formei constructive pentru care efortul depus de persoana cu amputație transtibială este minim.

Rezultatele cercetărilor experimentale și cele ale simulărilor care au reprezentat fundamentele elaborării acestei teze au constituit subiectul următoarelor lucrări:

- 1 lucrare acceptată spre publicare într-o revistă indexată **ISI** :
 - **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.
- 2 lucrări în cadrul unor conferințe în circuitul **ISI**:
 - **M. Voinescu**, A. Davidescu, A. Veronica. *Ergonomical study regarding working in standing and seated postures*, Proceedings of The 20th International DAAM Symposium "Intelligent Manufacturing & Automation" , Vienna, 2009, pp. 109-110.
 - **M. Voinescu** et al. *Comparative study between normal and transtibial gait*, Proceedings of 21th International DAAAM Symposium "Intelligent manufacturing & Automation: Focus on Interdisciplinary Solutions" , Zadar, 2010, pp. 140-144.
- 2 lucrări în cadrul unor conferințe internaționale organizate în străinătate:
 - **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.
 - **M. Voinescu** et al. *The use of muscle recruitment algorithms to better assess problems for children with gait deficiency*, Proceedings of 6Th International Conference on Technology and Medical Sciences , Porto, Portugalia, 2010, pp. 285-288.
- 2 lucrări în cadrul unor conferințe internaționale organizate în România:

- **M. Voinescu** et al. Automatic synchronization for gait data using Matlab, Proceedings of Applied Computing Conference 2010 , Timișoara, 2010, pp. 39-44.
- **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.
- 1 lucrare publicată într-o revistă de specialitate din România:
 - **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.