

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



# **TEZĂ DE DOCTORAT**

**CONTRIBUȚII LA STUDIUL BIOMECHANIC  
AL MERSULUI UMAN**

**Conducător științific:**

**Prof. univ. dr. ing. DANIELA TARNIȚĂ**

**Doctorand:**

**Drd. ing. Petcu Alin Ionel**

**CRAIOVA**  
**2019**

*CUPRINS*

Capitolul 1. Introducere, structura și obiectivele tezei.....	3
Capitolul 2. Elemente de anatomie și biomecanica mersului uman .....	4
2.3. Elemente de biomecanica mersului uman .....	4
Capitolul 3. Stadiul la zi al cercetărilor privind sistemele de recuperare medicală .....	6
3.1. Introducere .....	6
3.2. Orteza .....	6
3.2.1. Orteze pasive .....	6
3.2.2. Orteze active .....	6
3.3. Dispozitive utilizate pentru transferul de sarcină .....	8
Capitolul 4. Evaluări biomecanice ale articulației genunchiului uman normal, osteoartritic și protezat.....	9
4.1. Introducere .....	9
4.2. Sisteme de achiziții de date.....	9
4.3. Protocolul experimental .....	11
4.4. Etapele colectării și prelucrării datelor experimentale .....	13
4.4.1. Colectarea datelor .....	13
4.4.2. Prelucrarea datelor .....	13
4.5. Rezultate subiecți sănătoși .....	14
4.5.1. Forțele de reacțiune .....	16
4.6. Rezultate pacienți.....	17
4.7. Contribuții proprii.....	18
Capitolul 5. Modelarea matematică a mersului .....	18
5.1. Introducere .....	18
5.2. Definirea matricelor parametrilor cinematici ai originilor sistemelor de axe atașate.....	19
5.4. Determinarea matricelor parametrilor cinematici ai articulațiilor și centrelor de masă ale lanțului cinematic al membrului inferior .....	20
5.5. Determinarea expresiilor analitice ale forțelor de reacțiune cu solul .....	21
5.6. Rezultate numerice .....	22
Capitolul 6. Modelarea virtuală a exoscheletului propus pentru reabilitarea mersului.....	23
6.1. Introducere .....	23
6.2. Modelul virtual.....	23
6.2.1. Cadrul metalic.....	23
6.2.2. Membrele inferioare ale exoscheletului .....	24

6.2.3. Mișcarea articulației șoldului exoscheletului.....	25
6.2.4. Mișcarea articulației genunchiului exoscheletului.....	25
6.2.5. Mișcarea articulației gleznei exoscheletului .....	26
6.3. Analiza cinematică a mecanismului .....	26
6.4. Realizarea prototipului fizic al exoscheletului .....	28
6.5. Evaluări biomecanice ale exoscheletului.....	29
<b>Capitolul 7. Simularea mersului unui manechin virtual, utilizând programul Adams ..</b>	<b>31</b>
7.1. Introducere .....	31
7.2. Construirea modelului multibody al manechinului virtual .....	31
7.3. Rezultate ale simulării mersului pe sol al manechinului.....	32
7.4. Rezultate ale simulării mersului pe sol al ansamblului manechin – exoschelet ....	32
7.5. Rezultate ale simulării mersului pe banda înclinată a ansamblului manechin virtual - exoschelet .....	33
<b>Capitolul 8. Valorificare rezultate, contribuții originale și direcții viitoare de cercetare</b> .....	<b>35</b>
8.1. Valorificare rezultate cercetare .....	35
8.2. Direcții viitoare de cercetare .....	38
<b>Bibliografie .....</b>	<b>38</b>

## **Capitolul 1. Introducere, structura și obiectivele tezei**

**Scopul și obiectivele** acestei teze au ca punct de plecare studiul biomecanic al mersului uman normal și patologic pe sol și pe bandă orizontală și înclinată, dar și necesitatea practică a dezvoltării unui model optimizat de exoschelet pentru recuperarea mișcărilor articulațiilor membrului inferior uman, pornind de la datele culese din literatură de specialitate care pun în evidență o creștere statistică alarmantă a incidenței osteoartritei articulare, o boală cronică majoră care se întâlnește de obicei la persoanele de vârstă medie și înaintată, care conduce adesea la durere intensă, la efecte negative asupra calității vieții, la limitarea mobilității, la creșterea morbidității și, în final, la intervenții chirurgicale de protezare și a efectelor nedorite.

**Obiectivul tezei** constă în studiul biomecanic al mersului uman normal și patologic pe sol și pe banda orizontală și înclinată, cu aplicare în dezvoltarea unui dispozitiv de tip exoschelet pentru recuperarea mișcărilor articulațiilor umane ale membrului inferior. Pornind de la acest scop general, prezenta teză are următoarele obiective specifice:

- Studiul biomecanic al mișcărilor articulațiilor membrului inferior uman pe eșantioane de subiecți sănătoși și pacienți, la mersul pe sol și pe bandă orizontală și înclinată;
- Elaborarea modelului matematic al mersului normal pe sol în vederea obținerii legilor de variație ale forțelor de reacțiune cu solul;
- Realizarea prototipului virtual și a prototipului fizic al exoscheletului utilizat pentru recuperarea mișcărilor articulațiilor membrului inferior uman;
- Calculul cinematic al exoscheletului;
- Simularea numerică a mersului unui manechin virtual independent și, respectiv, a mersului manechinului asistat de exoscheletul propus în teză.

După scurta prezentarea a obiectivelor și a scopului tezei în **Capitolul 1**, în **Capitolul 2** sunt prezentate principalele elemente de anatomie a membrului inferior uman, precum și principalele elemente de biomecanică a articulațiilor membrului inferior uman.

În **Capitolul 3** este prezentat stadiul la zi al cercetărilor în privința analizei biomecanice a mersului uman precum și al dispozitivelor de tipul ortezelor și exoscheletelor utilizate în recuperarea medicală a mișcărilor articulațiilor membrului inferior uman.

**Capitolul 4** prezintă evaluările biomecanice ale articulațiilor membrului inferior atât în cazul subiecților sănătoși cât și în cazul pacienților afectați de osteoartrita genunchiului, înainte și după operația de protezare.

**Capitolul 5** prezintă elaborarea unui model matematic al mișcării umane pe sol în vederea determinării numerice a forțelor de reacțiune cu solul din timpul mersului

În cadrul **Capitolului 6** este prezentată elaborarea modelului virtual al dispozitivului de recuperare de tip exoschelet propus în teza de doctorat în vederea asigurării recuperării mișcărilor de flexie-extensie ale articulațiilor membrului inferior.

**Capitolul 7** este dedicat analizei cinemate și dinamice a mersului uman și al exoscheletului, utilizând sistemul software ADAMS. Capitolul începe cu definirea modelului virtual al manechinului și a proprietăților masice, necesară simulării.

**Capitolul 8** prezintă diseminarea rezultatelor cercetărilor din cadrul tezei de doctorat, contribuțiile originale ale autorului, precum și direcțiile viitoare de cercetare în domeniul de cercetare abordat.

## Capitolul 2. Elemente de anatomie și biomecanica mersului uman

**Articulația șoldului** este o articulație de formă sferoidală cu trei axe de mișcare, cu o mare importantă mișcare și locomoție. Această articulație este formată din acetabulul coxalului și capul femural. Fețele articulare sunt reprezentate de capul femurului și fața semilunară a acetabulului [MS2007], [VP2003], [MP1998].

**Articulația genunchiului** este cea mai complicată articulație din corpul omenesc. La realizarea ei participă trei oase: femurul, patela și tibia. Are o structură biarticulară: articulația tibiofemurală și patelofemurală. Este supusă la forțe mari care apar atât în timpul transmiterii greutății corpului uman din statică, cât și în timpul acțiunii cuplurilor de forță necesare locomoției [MP1998].

**Articulația talocrurală** numită și articulația gleznei, unește cele două oase ale gambei cu talusul și constituie o articulație trohleară tipică. Este o articulație formată de fețele articulare ale epifizelor distale ale tibiei și fibulei cu fețele articulare ale astragalului. Aceasta reprezintă veriga inferioară a lanțului triplei extensii. Asigură orizontalitatea piciorului formând o platformă stabilă, capabilă de transmiterea greutății corpului spre sol. Are un rol important în executarea mersului prin ridicarea călcâiului și împingerea centrului de greutate al corpului înainte în flexia plantară [MS2007], [VP2003], [MP1998].

### 2.3. Elemente de biomecanica mersului uman

Locomoția corpului uman reprezintă orice formă de mers, alergat, săritură, cățărare și este realizată cu ajutorul sistemului osos, articular și a mușchilor. Cel mai simplu mod de locomoție este mersul, care constă în mișcarea succesiv alternativă a membrilor inferioare, acestea având pe rând rol de suport și de propulsie. Caracteristica principală a mersului este sprijinul corpului permanent cu suprafața solului, fie cu un picior, fie cu ambele. Deplasarea succesivă a unui membru față de celălalt reprezintă un ciclu, fiindu-i corespunzătoare perioada de timp dintre cele două contacte cu solul ale călcâiului. În timpul unui ciclu de mers, există două perioade de sprijin unice (fiecare de aproximativ 40% din ciclul de mers) și două perioade scurte de sprijin dublu atunci când centrul de greutate al corpului se află în poziția cea mai joasă. În unele lucrări de specialitate autorii împart ciclul de mers într-un număr de 8 faze – figura 2.10.: contactul inițial, răspuns la încărcare, fază de sprijin mijlociu, faza de sprijin terminală, pendularea, pendularea inițială, pendularea mijlocie, pendularea terminală, [JP 2010] în schimb în alte lucrări autorii împart mersul în doar 7 sau 6 faze [LAL2015].

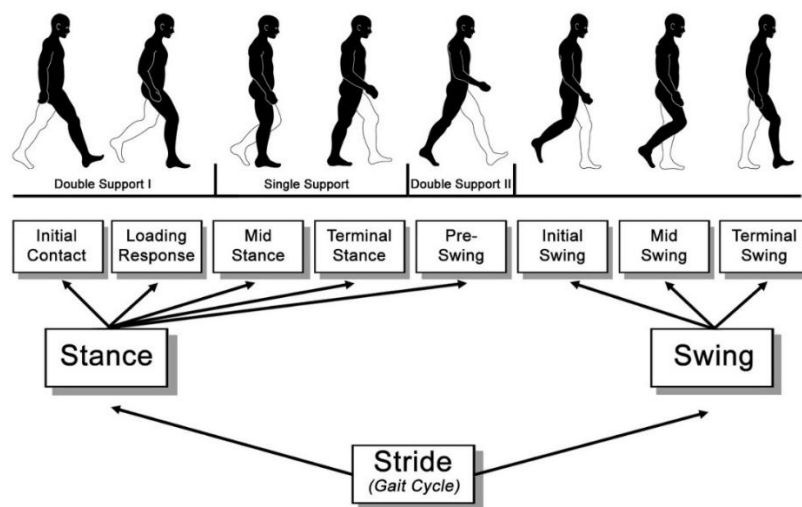
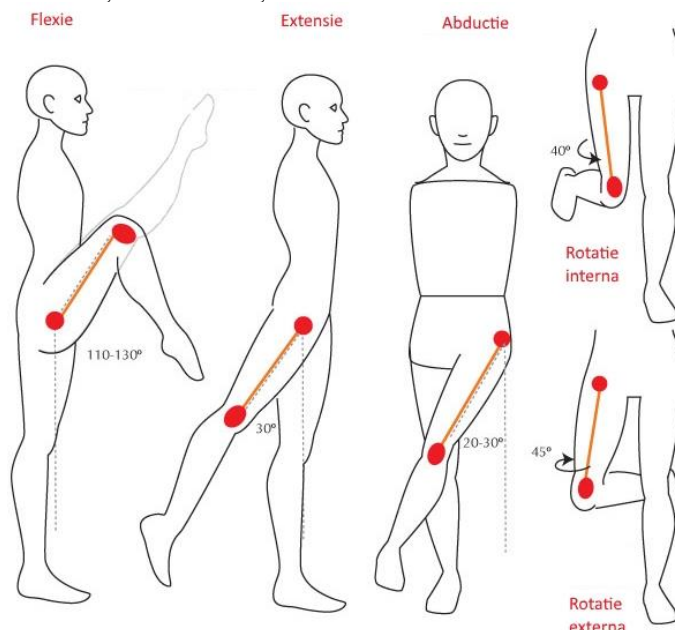


Fig. 2.10. Ciclul de mers cu 8 faze [JP 2010]

### Biomecanica articulației șoldului (coxo-femurală)

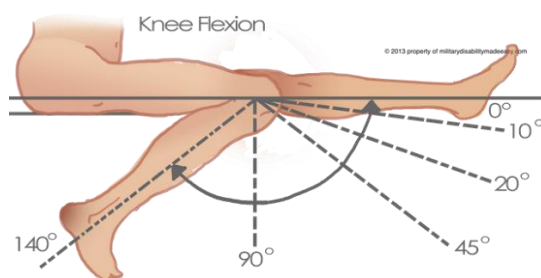
Articulația șoldului reprezintă veriga superioară a lanțului triplei extensii, având un rol important în postura corpului uman. La nivelul articulației se produc următoarele mișcări: mișcarea de flexie-extensie, abducție-adducție, rotație și circumducție. Datorită lungimii femurului și a unghiului de înclinație, mișcările de flexie-extensie și mișcările de abducție-adducție sunt asociate cu mișcări de rotație [VP2003], [MP1998].



**Fig. 2.19.** Mișcările articulației șoldului: flexie-extensie, abducție-adducție, rotație internă-rotație externă [WCLG]

### Biomecanica articulației genunchiului

Articulația genunchiului permite transmiterea greutății corpului uman atât în mișcare cât și în statică. Este o articulație cu un singur ax, cele două mișcări principale, prezentate în figura 2.20., care pot fi executate sunt flexia și extensia. Mișcările secundare care pot fi produse în articulația genunchiului sunt cele de rotație medială și laterală. Deși foarte reduse ca amplitudine, în această articulație se mai pot produce și mișcări de înclinare marginală, medială și laterală.



**Fig. 2.20.** Unghiul maxim realizat în timpul mișcării de flexie-extensie [SKMO]

### Biomecanica articulației gleznei

Articulația gleznei este caracterizată prin următoarele mișcări: flexie-extensie dorsală, abducția, adducția, circumducția, supinația și pronția.

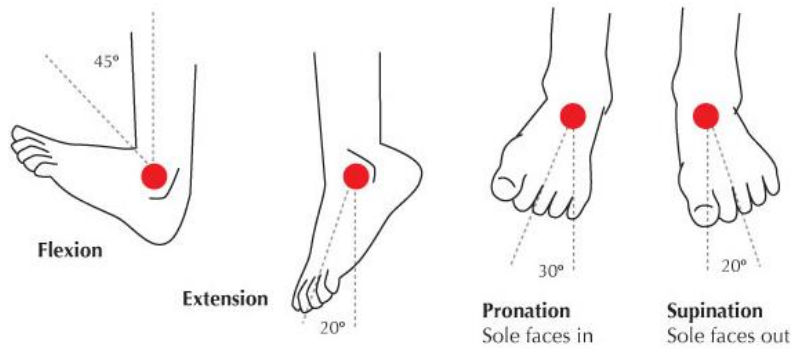


Fig. 2.21. Unghiurile maxime realizate în articulația gleznei [WCLG]

## Capitolul 3. Stadiul la zi al cercetărilor privind sistemele de recuperare medicală

### 3.1. Introducere

În zilele noastre, importanța măsurării și analizării variabilității mersului a crescut și este din ce în ce mai recunoscută și utilizată în biomecanică și în domeniul cercetării clinice. Analiza clinică a mersului constă, de obicei, în măsurarea parametrilor de mers, analiza cinematică, măsurarea cinetică și electromiografia. Spațiul și parametrii temporali ai mersului oferă informații utile pentru diagnosticare și acțiune terapeutică [BRK1989]. În domeniul medical, cunoașterea caracteristicilor mersului, monitorizarea și evaluarea schimbărilor în mersul uman, dezvăluie informații importante despre măsurarea obiectivă cantitativă a parametrilor de mers și despre evoluția și diagnosticarea precoce a diferitelor boli [MDLH2014, SDH2001, SDH2002, SDH2005, WT2012, CF2014].

### 3.2. Orteza

Orteza reprezintă dispozitivul atașat extern unei părți a corpului cu scopul de a preveni apariția unei afecțiuni, de a recupera și corecta după o intervenție chirurgicală, sau pentru a îmbunătăți mișcarea unei părți a corpului. Pe piață există o gamă largă de tipuri de orteze, de la cele din materiale textile utilizate în cazul afecțiunilor ușoare până la cele rigide fabricate din materiale compozite cu acționări electrice sau pneumatice utilizate în recuperarea postoperatorie.

#### 3.2.1. Orteze pasive

O orteză pasivă este dispozitivul aplicat pe un segment al organismului uman cu scopul de a corecta sau a aduce o îmbunătățire funcției pe care o servește sau pentru a reduce simptomele unei boli. Orteza este un dispozitiv aplicabil extern, care acționează ca suport sau asistă sistemul neuromusculoscheletic. Orteze fixe sunt de diferite forme și sunt realizate din diverse materiale. Unele dintre acestea sunt realizate la comandă pentru fiecare utilizator. Altele sunt fabricate pentru un eșantion de pacienți, pe diferite mărimi (mici, medii și mari). Toate au ca scop principal îmbunătățirea funcției locomotorii și reducerea tensiunilor care produc durere sau deformități.

#### 3.2.2. Orteze active

Orteza activă reprezintă dispozitivul portabil ce poate fi atașat pe corp și care poate susține, prelua greutatea și poate impune mișcare zonei corpului unde este atașat. Construcția



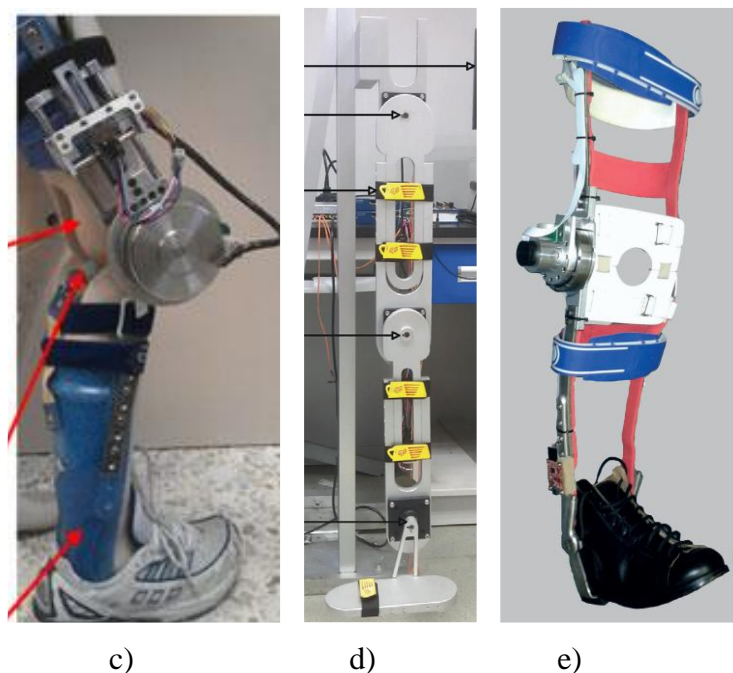
ortezei active este mult mai complexă, pe lângă structura ortezei, aceasta mai are în alcătuire și un sistem de acționare care diferă de la caz la caz.

Aceste dispozitive sunt proiectate pentru a veni în sprijinul persoanelor cu handicap, a persoanelor ce au suferit un atac cerebral sau persoanele ce suferă de leziuni ale unui membru. Pot fi utile în procesul de recuperare și de îmbunătățire a funcțiilor locomotorii.

Prin utilizarea unei orteze active solicitările asupra membrului ortezat scad, iar consumul de energie al pacientului în timpul mișcării poate fi optimizat, acesta fiind util pacienților în special în perioada postoperatorie [TY2009, AMD2008, JMF2011].

### 3.2.2.1. Sistemele de acționare electrice

Utilizarea motoarelor electrice oferă două posibilități de acționare, o acționare directă prezentată în figura 3.7., atunci când axa motorului electric formează o axă comună cu axa de îmbinare și o acționare indirectă prezentată în figura 3.8., prin utilizarea unui sistem de transmisie a puterii. Sistemul de acționare electric este cel mai des utilizat în sisteme ortotice active și sisteme de tip exoskeleton datorită controlului crescut al mișcării, raportului de cuplu ridicat, zgomotului scăzut produs în timpul funcționării și varietății dimensiunilor și modelelor de putere în diferite configurații.

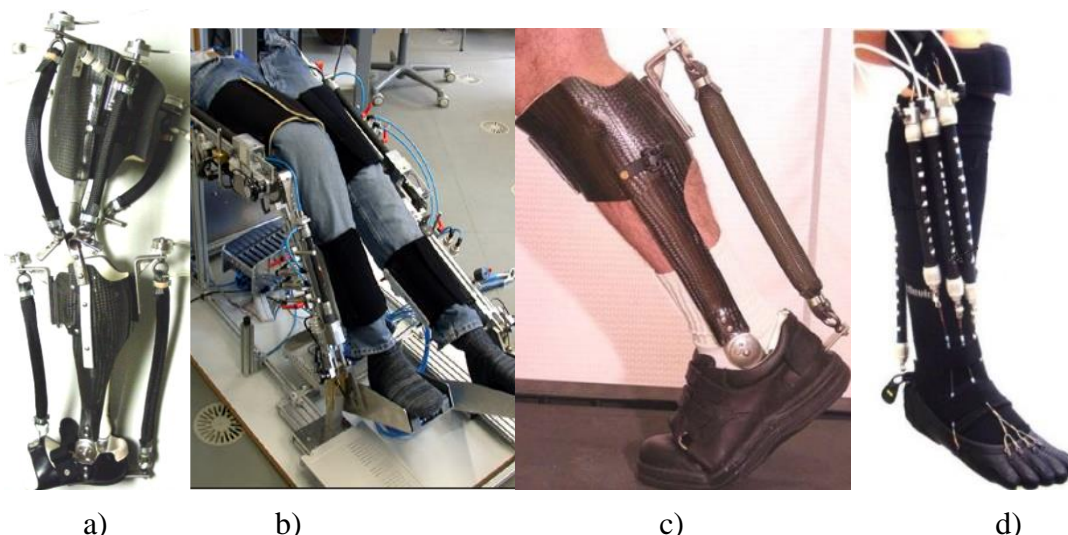


**Fig. 3.7.** c) genunchiul ATLAS [MC2015]; d) robotul de rehabilitare a membrelor inferioare tip 3DOF [WJ2016]; e) Orteză robotică [FL2016].

### 3.2.2.2. Sistemele de acționare pneumatice

Într-un sistem pneumatic de acționare, echipamentul principal este reprezentat de cilindrul pneumatic. Este utilizat în majoritatea aplicațiilor, luând în considerare avantajele precum: cursa pistonului este constantă; datorită caracteristicilor de comprimare a aerului, cilindrul pneumatic poate atenua șocurile; prezintă o siguranță sporită în utilizare datorită construcției sale simple și robuste.

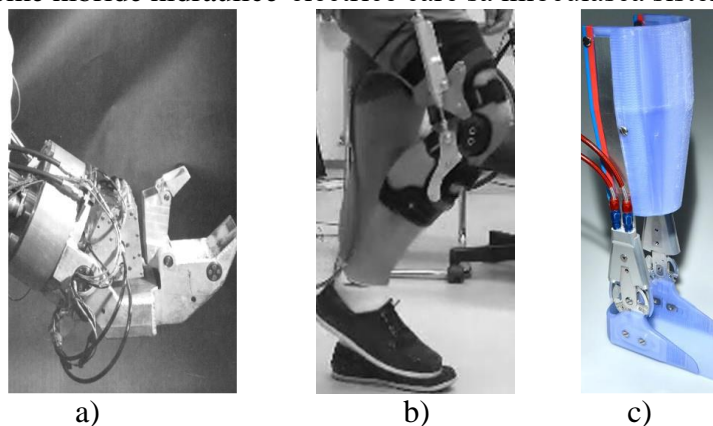




**Fig. 3.9.** a) KAFO [GSS2009]; b) Bio-inspired orthoses [YLP2011]; c) Rehabilitation robot [MK2008]; d) AKAFO [SMC2007].

### 3.2.2.3. Sistemele de acționare hidraulice

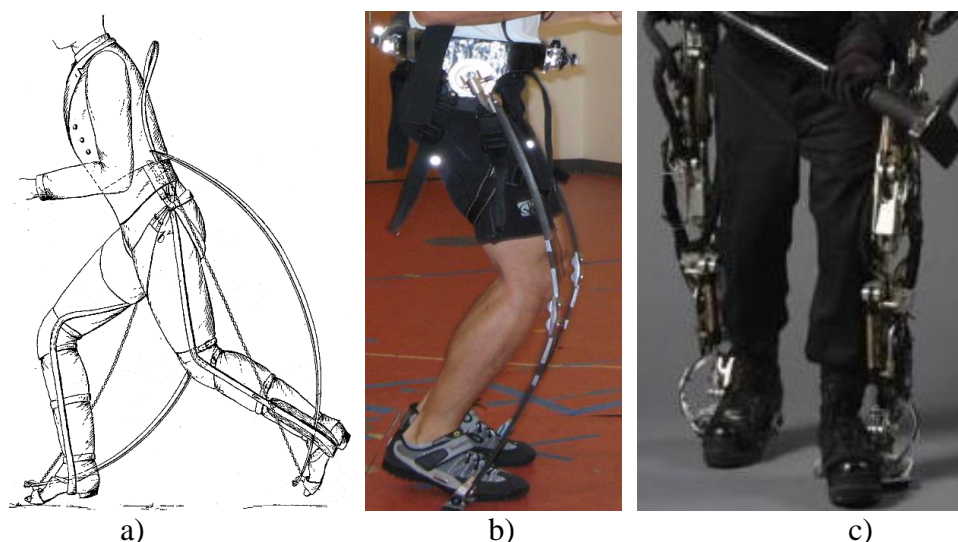
Sistemul de acționare hidraulică este utilizat în special pentru a acționa ortezele care efectuează funcția de transfer de sarcină, prezentate în figurile 3.10. Acest sistem de acționare este recomandat pentru utilizarea în sisteme grele datorită cuplului ridicat, dar el prezintă și dezavantajul dat de greutatea mare a echipamentului, ceea ce poate face ca sistemul să fie greu de purtat. Pentru a reduce greutatea și consumul de energie, dar pentru a menține performanța, s-au dezvoltat sisteme hibride hidraulice-electrice care să înlocuiască sistemul hidraulic clasic.



**Fig. 3.10.** a) Orteza Hardiman [BJM1971]; b) Orteza KFO [MS2015]; c) Orteza AFO [BCN2014];

### 3.3. Dispozitive utilizate pentru transferul de sarcină

Aceste dispozitive sunt caracterizate prin capacitatea de preluare și de transfer a greutății corporale către sol



**Fig. 3.11.** Sisteme exoschelet utilizate pentru transferul de sarcină: a) Exoschelet brevetat de N. Yagn [YN1890], b) Reinterpretare realizată de MIT Biomechanics Group a exoscheletului brevetat de N. Yagn [AMG2009], c) Exoscheletul Bleex [HK2006]

## Capitolul 4. Evaluări biomecanice ale articulației genunchiului uman normal, osteoartritic și protezat

### 4.1. Introducere

Analiză clinică a mersului constă, de obicei, în măsurarea parametrilor de mers, analiză cinematică, măsurarea cinetică și electromiografia. Parametrii spațiali și parametrii temporali ai mersului oferă informații utile de diagnostic și terapeutic, dacă măsurătorile sunt făcute corect și cu echipamente precise [BEG1989]. În domeniul medical, cunoașterea caracteristicilor mersului, monitorizarea și evaluarea schimbărilor în mersul omului dezvăluie informații importante despre măsurarea cantitativă obiectivă a parametrilor de mers și despre evoluția și diagnosticarea precoce a diferitelor boli [MUR2014, SUT2001, SUT2002, SUT2005, TAO2012, CAS2014].

Un număr mare de studii demonstrează avantajele, acuratețea și valabilitatea senzorilor mobili, cei care pot fi purtați de către subiect, pentru a măsura și analiza diferiți parametri ai mersului uman normal sau patologic. Lucrările de cercetare au studiat subiecții sănătoși [DAN2015, KUN2011, SAL2013] sau au fost efectuate pentru a evalua rezultatul procedurilor chirurgicale [KAN2012, KUR2007] sau pentru identificarea diferențelor cinematice în timpul mersului pentru populațiile de pacienți, cum ar fi pacienții cu osteoartrită [TAR2014/a, ZIJ2008, VAN2008, TAR2013/c, NUT2008, MYL2006, HOR2009, BAM2008], pacienți cu afecțiuni vestibulare [ADK2005], pacienți cu boală Parkinson [JOL2012], pacienți protezați, comparativ cu subiecții sănătoși. Tehnicile obiective de analiză a mersului se bazează pe utilizarea de dispozitive diferite pentru a capta și a măsura informațiile legate de diferiții parametri de mers [TAO2012].

### 4.2. Sisteme de achiziții de date

#### Sistemul de achiziții și prelucrări de date Biometrics

Echipamentul integrat pentru analiza complexă 3D a mișcării umane **Biometrics** [WBIOM] permite culegerea simultană a datelor biomecanice de natură cinematică și dinamică prin intermediul electrogoniometrelor, accelerometrelor, platformelor de forță, senzorilor

EMG, senzilor de presiune de contact și a altor tipuri de senzori sau echipamente ce intră în componența sistemului de achiziție. Pot fi achiziționate simultan, 24 de serii de date biomecanice perfect sincronizate, prin intermediul canalelor de date analogice și digitale.

### Electrogoniometre

Biometrics deține o gamă largă de goniometre și torsionometre, acestea fiind ideale pentru măsurarea rapidă, simplă și precisă a mișcării în mai multe planuri. Extrem de robuști, ușori și flexibili, senzorii pot fi purtați confortabil pe sub haine, fără a împiedica mișcarea reală a articulației.

Seria de goniometre SG prezentată în figura 4.1. (SG65, SG75, SG110, SG110 / A, SG150, SG150 / B) este utilizată pentru măsurarea simultană în două planuri. De exemplu, pentru a măsura mișcarea încheieturii mâinii, un goniometru SG65 este atașat pe suprafața dorsală folosind bandă dublu adezivă. Un capăt al goniometrului se poziționează în dreptul celui de-al treilea metacarpian, iar celălalt capăt, peste linia mediană a antebrațului, cu încheietura mâinii în poziție neutră.

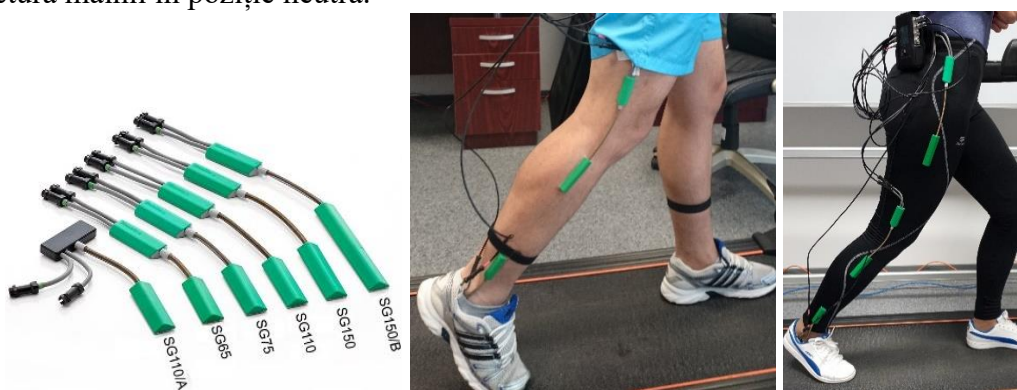


Fig. 4.1. Seria de goniometre SG și goniometre montate pe subiecți

### Platforme de forță

Platformele de forță din familia Biometrics au fost proiectate pentru nevoile utilizatorilor, oferind o precizie înaltă și ușurință de utilizare. Se pot conecta direct prin Bluetooth la sistemele dataLINK și DATAlog pentru captarea datelor experimentale și analiza forței de reacțiune dintr-o gamă largă de aplicații. Acestea sunt utilizate în analiza mersului pentru a măsura valorile forțelor de reacțiune înregistrate la contactul dintre talpă și sol în vederea trasării graficului de variație a forțelor de reacțiune pe parcursul efectuării unui ciclu de mers sau mai multor cicluri de mers consecutive și pentru a determina valorile maxime ale acestora



Fig. 4.2. Subiecți cu electrogoniometre și platforme de forță în timpul testelor experimentale

**DataLOG MWX8 [WBIOM]**

DataLOG MWX8, prezentat în figura 4.3., este un dispozitiv ce încorporează cea mai recentă tehnologie de achiziție de date dezvoltată pentru a satisface nevoile de colectare a datelor și monitorizare portabilă a performanțelor umane, în sport, cercetare medicală, ergonomie industrială și cercetări în învățământ. Este un dispozitiv portabil, ușor, care se poate atașa chiar pe corp, fără a perturba colectarea datelor. Cântărind foarte puțin (129g), DataLOG MWX8 poate fi purtat și pe braț sau picior, față de plasarea tradițională pe centură / talie.



**Fig. 4.3.** Echipamentul DATAlog MWX8

Echipamentul utilizat în timpul testelor este alcătuit din următoarele componente:

- 2 electrogoniometre SG 110 (Biometrics Ltd), cu scopul măsurării unghiurilor de flexie-extensie și eversie-inversie ale articulației gleznei de la membre inferioare;
- 4 electrogoniometre SG 150 (Biometrics Ltd), cu scopul măsurării unghiurilor de flexie-extensie și rotație în planul frontal ale articulației genunchiului și a șoldului de la ambele membre inferioare;
- 6 platforme de forță tip FP 4 (Biometrics Ltd);
- 3 DataLOG (Biometrics Ltd Marea Britanie), 2 pentru cele 6 electrogoniometre, adică 12 canale utilizate, și cel de-al 3-lea - pentru toate platformele de forță, adică 6 canale utilizate.

**4.3. Protocolul experimental**

**Subiecți și pacienți**

Pentru studiu au fost selectate 17 persoane grupate în 2 eșantioane:

- Eșantion de subiecți sănătoși - compus din 14 persoane, dintre care 8 subiecți de sex masculin și 6 subiecți de sex feminin.
- Eșantion de pacienți – compus din 3 subiecți cu afecțiuni de tip osteoartrită genunchiului, dintre care 2 pacienți de sex feminin și 1 pacient de sex masculin.

**Tabel 4.1.** Datele antropometrice ale subiecților

Subiect	Sex	Vârsta [ani]	Greutate [Kg]	Înălțime [cm]	Lungime picior [cm]	Distanța șold- genunchi cm]	Distanța genunchi- glezna [cm]
Subiect 1	M	26	79	185	90	46	44
Subiect 2	F	27	55	168	71	36	35
Subiect 3	M	26	71	179	85	43	42
Subiect 4	F	28	53	165	69	35	34
Subiect 5	M	26	75	182	89	46	43
Subiect 6	F	30	53	162	68	35	33
Subiect 7	M	26	73	178	86	44	42
Subiect 8	M	30	80	181	89	45	44



## Contribuții la studiul biomecanic al mersului uman

<b>Subiect 9</b>	M	26	82	182	90	46	44
<b>Subiect 10</b>	F	27	54	167	70	36	34
<b>Subiect 11</b>	M	26	75	180	86	44	42
<b>Subiect 12</b>	F	26	56	169	71	37	34
<b>Subiect 13</b>	M	26	83	180	87	45	42
<b>Subiect 14</b>	F	26	53	162	68	35	33
<b>Media</b>		26,86	67,29	174,29	79,93	40,93	39
<b>StdDev</b>		1,46	12,50	8,27	9,52	4,83	4,72
<b>Cv [%]</b>		5,44	18,58	4,74	11,91	11,79	12,11

### Eșantionul de pacienți

Au fost selectați 3 pacienți care prezentau afecțiuni ale articulației genunchiului. În timpul culegerii datelor necesare studiului, pacienții se aflau internați la Secția de Ortopedie a Spitalului Județean de Urgențe Craiova în vederea pregătirii pentru o intervenție chirurgicală de protezare la nivelul articulației genunchiului. În tabelul 4.2. sunt prezentate vârsta și datele antropometrice ale pacienților.

**Tabel 4.2.** Datele antropometrice ale pacienților

Pacient	Sex	Vârsta [ani]	Greutate [Kg]	Înălțime [cm]	Lungime picior [cm]	Distanța șold-genunchi [cm]	Distanța genunchi-glezna [cm]
<b>Pacient 1</b>	M	63	77	171	83	42	41
<b>Pacient 2</b>	F	58	72	170	81	42	39
<b>Pacient 4</b>	F	59	73	167	79	40	39
<b>Media</b>		60,00	74,00	169,33	81,00	41,33	39,67
<b>StdDev</b>		2,65	2,65	2,08	2,00	1,15	1,15
<b>Cv</b>		4,41	3,58	1,23	2,47	2,79	2,91

### Testele experimentale

Testele au fost efectuate utilizând sistemul Biometrics.

Subiecții sănătoși au executat 23 de teste diferite de mers pe sol și pe banda mobilă, dintre care, 3 teste de mers pe sol cu viteze diferite și 20 de teste de mers pe banda mobilă cu viteze și înclinări diferite. În tabelul 4.3. sunt prezentate testele parcurse de subiecții sănătoși pe banda de alergat. Testele executate de subiecți s-au desfășurat în Laboratorul de Cercetare în Biomecanică din cadrul Platformei de cercetare a Universității din Craiova, INCESA.

Cele 23 de teste (T) sunt:

- Test 1 (T1) – mers pe sol pe platformele de forță cu o viteză lentă de aproximativ 0,4 m/s;
- Test 2 (T2) – mers pe sol pe platformele de forță cu o viteză normală de aproxim. 0,5 m/s;
- Test 3 (T3) – mers pe sol pe platformele de forță cu o viteză rapidă de aproximativ 0,67 m/s.

**Tabel 4.3.** Testele parcurse de subiecții sănătoși pe banda de alergat

	0°	3°	7°	11°	15°
<b>2,5 km/h</b>	Test 4 (T4)	Test 5 (T5)	Test 6 (T6)	Test 7 (T7)	Test 8 (T8)
<b>5 km/h</b>	Test 9 (T9)	Test 10 (T10)	Test 11 (T11)	Test 12 (T12)	Test 13 (T13)
<b>7,5 km/h</b>	Test 14 (T14)	Test 15 (T15)	Test 16 (T16)	Test 17 (T17)	Test 18 (T18)
<b>10 km/h</b>	Test 19 (T19)	Test 20 (T20)	Test 21 (T32)	Test 22 (T22)	Test 23 (T23)

Din cauza afecțiunii de care sufereau și a durerilor asociate acestei afecțiuni, pacienții suferinzi de osteoartrită avansată nu au putut parcurge toate testele pe banda mobilă. Ei au executat testele T1, T2, T3, T6 și T11 în cadrul Spitalului Județean de Urgență din Craiova, atât înainte de operație, cât și la două luni după operație.

### 4.4. Etapele colectării și prelucrării datelor experimentale

#### 4.4.1. Colectarea datelor

Procesul de colectare a datelor este unul simplu, electrogoniometrele montate pe subiect și platformele de forță transmit prin intermediul cablurilor către DataLog informațiile recepționate, iar DataLOG-ul convertește semnalul primit și îl transmite prin semnal Bluetooth către PC, totul realizându-se în timp real. Schema bloc a procesului de achiziție de date este prezentată în figura 4.8..

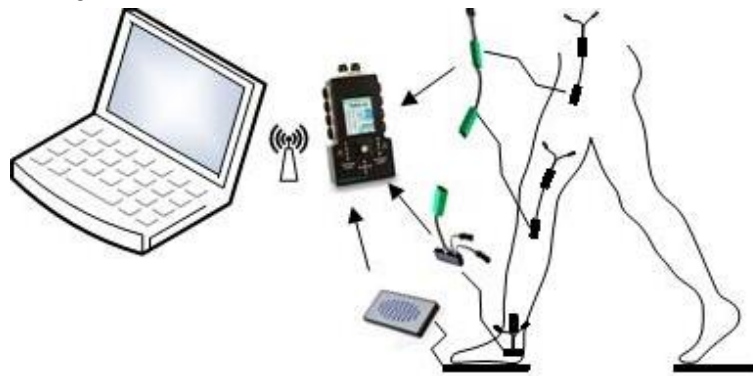


Fig. 4.8. Schema bloc a procesului de achiziție de date

Datele recepționate de PC sunt convertite de software-ul Biometrics DataLOG în diagrame. Un exemplu care reprezintă variațiile unghiului de flexie-extensie și a unghiurilor de rotație în plan frontal pentru articulațiile șoldului, genunchiului și gleznei ale ambelor membre inferioare ale unui subiect sănătos, reprezentate de soft pe baza datelor experimentale culese este prezentat în figurile 4.9..

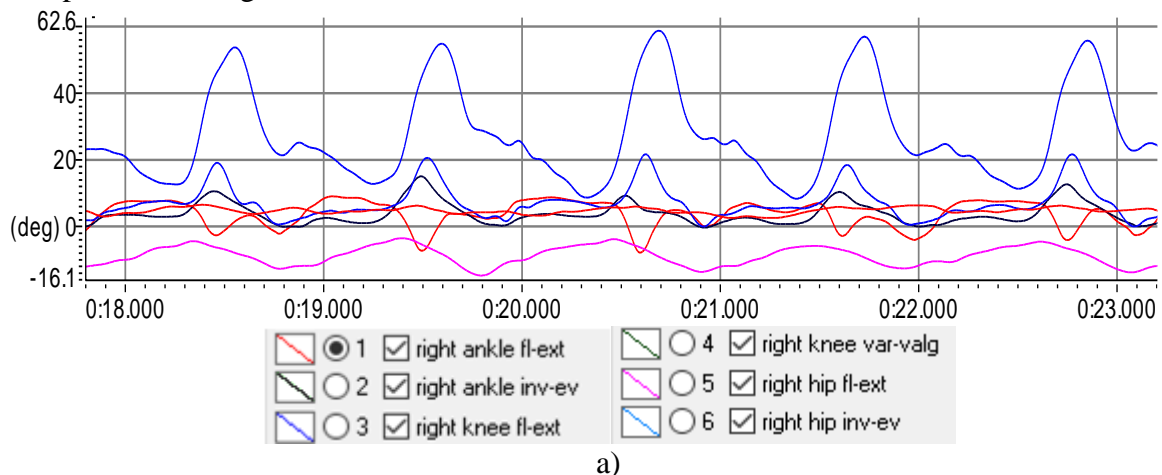
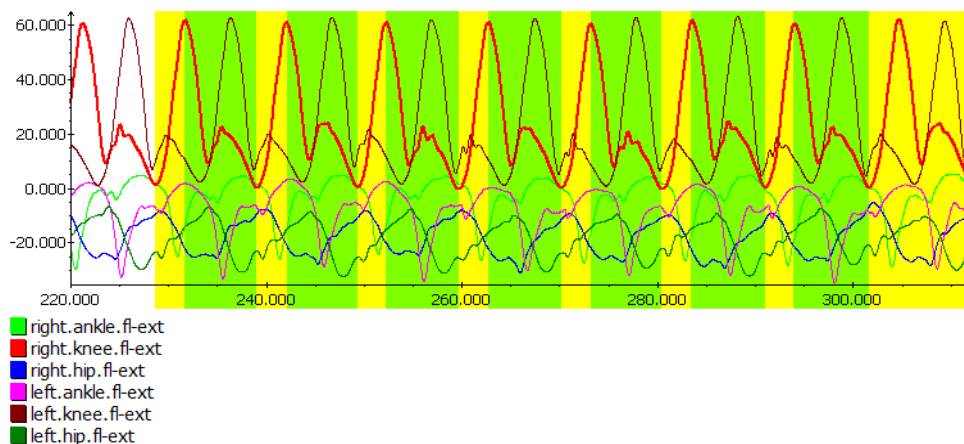


Fig. 4.9. Diagrame ale ciclurilor consecutive ale variației unghiurilor de flexie-extensie în plan sagital și de rotație în plan frontal reprezentate de soft pe baza datelor experimentale culese pentru șold, genunchi și gleznă: a) membrul inferior drept;

#### 4.4.2. Prelucrarea datelor

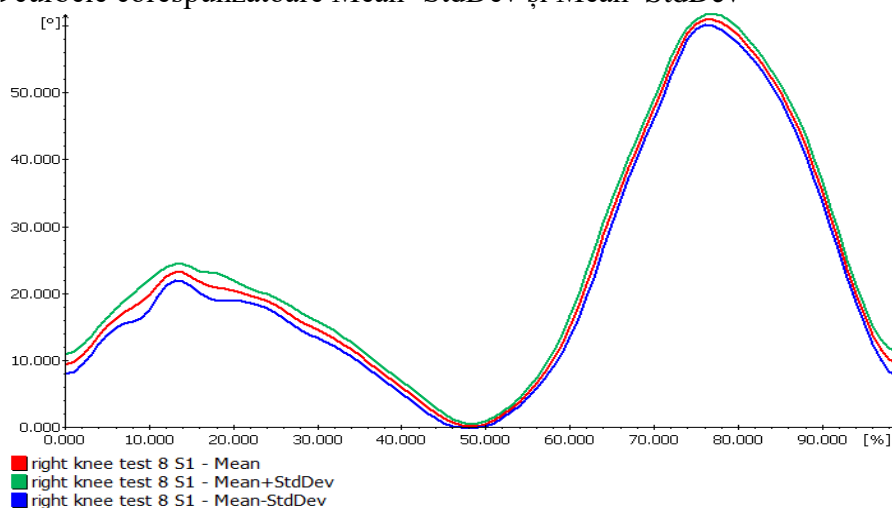
Pentru prelucrarea datelor a fost utilizat software-ul SimiMotion, care permite importarea fișierelor de date experimentale colectate cu sistemul de achiziții și prelucrări de

date Biometrics sub format .txt, precum și prelucrarea acestora. Prelucrarea datelor în SimiMotion are ca rezultat obținerea ciclurilor medii normalizate corespunzătoare fiecărui fișier de date prelucrat.



**Fig. 4.14.** Definirea intervalului utilizat pentru împărțirea în faze

Următoarea etapă a prelucrării datelor culese experimental o reprezintă calcularea ciclului mediu, cu ajutorul comenzii Cut Into Phases din aplicația Project.. Rezultatul obținut este reprezentat de ciclul mediu al ciclurilor consecutive selectate pentru analiza mersului, împreună cu curbele corespunzătoare Mean+StdDev și Mean-StdDev



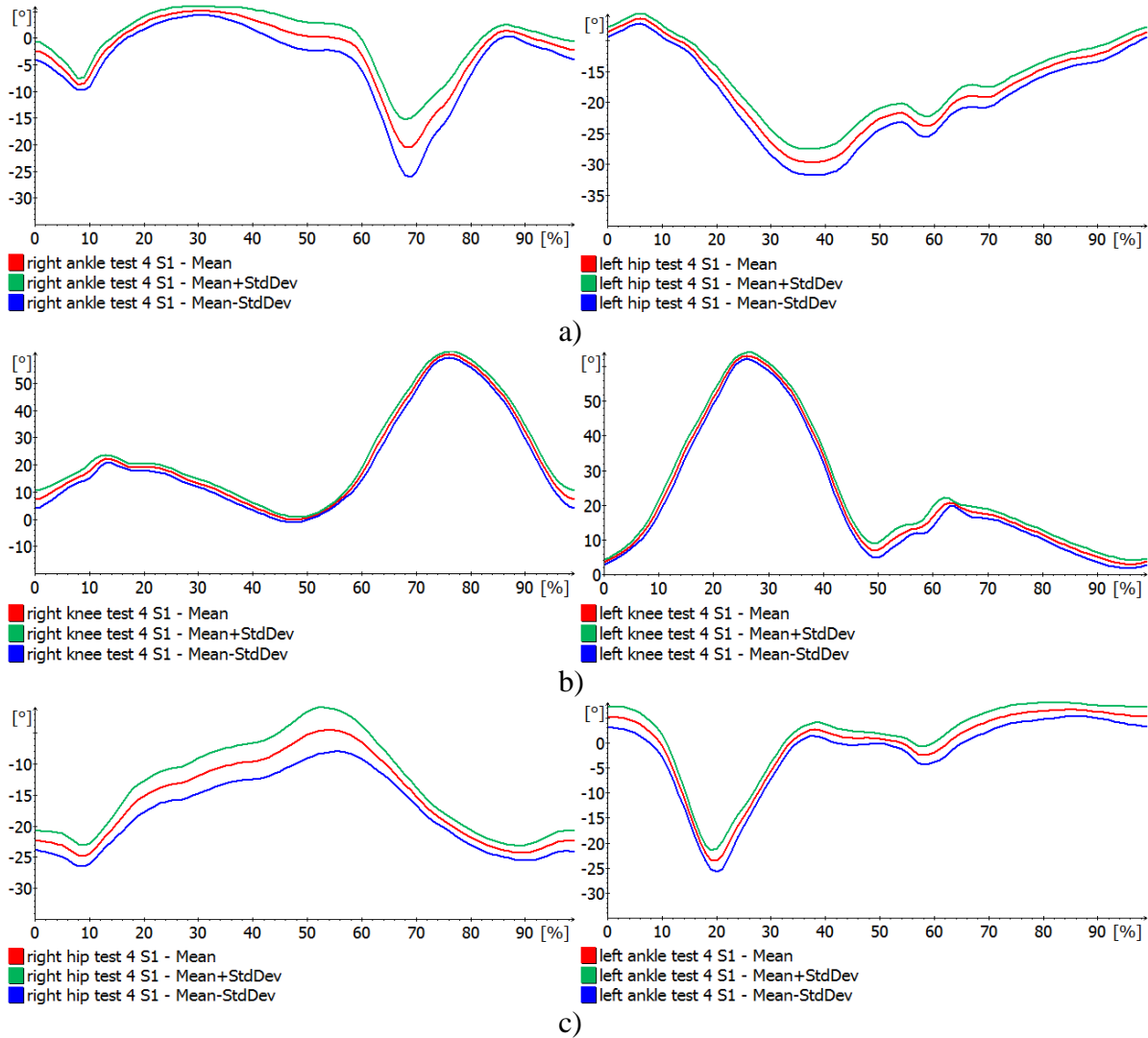
**Fig. 4.14.** Exemplu de diagramă rezultată în SimiMotion pentru Ciclul mediu (mean), Ciclul mediu + StdDev, Ciclul mediu - StdDev.

### 4.5. Rezultate subiecți sănătoși

Prin parcurgerea tuturor etapelor de prelucrare a datelor obținute din măsurătorile efectuate în timpul testelor, au fost obținute ciclurile medii pentru cele șase articulații ale membrilor inferioare pentru toți subiecții sănătoși. În figurile 4.14. – 4.16. sunt prezentate ciclurile medii ale unghiurilor de flexie-extensie ale celor șase articulații ale membrilor inferioare ale subiectului 1 pentru testele T4, T8 și T10. Grafice similare au fost obținute pentru fiecare test executat de fiecare subiect.



## Contribuții la studiul biomecanic al mersului uman

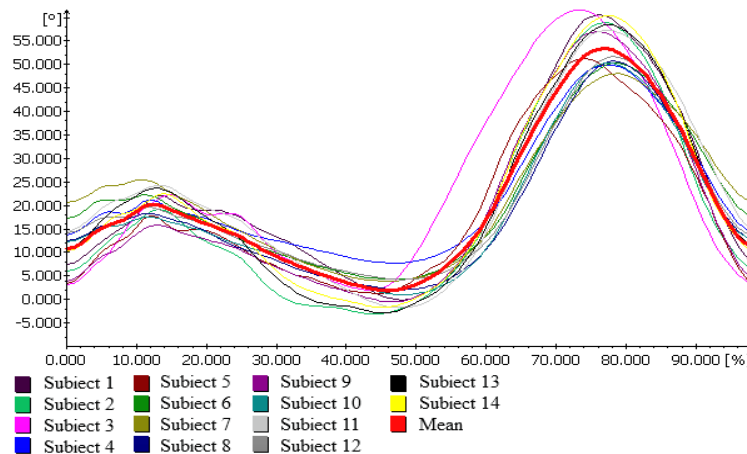


Membrul inferior drept

Membrul inferior stâng

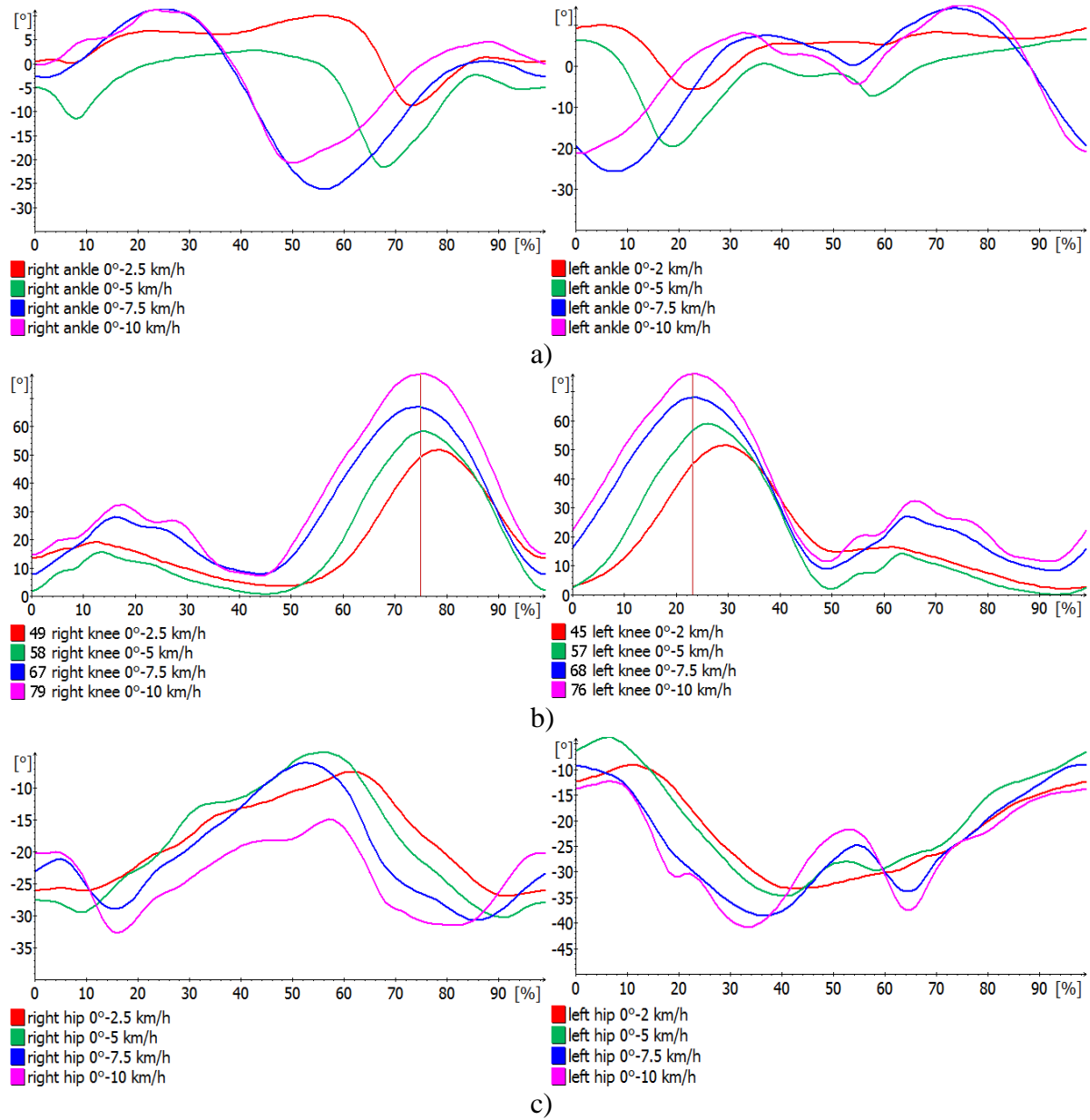
**Fig. 4.14.** Ciclul mediu, Ciclul mediu+StdDev, Ciclul mediu-StdDev pentru articulația a) gleznei, b) genunchiului și c) șoldului pentru membrul inferior drept și stâng – Subiect 1 - test 4

În figura 4.17. este prezentat ciclul mediu pentru testul 4 la nivel de eşantion pentru membrul inferior drept.



**Fig. 4.17.** Ciclurile medii ale fiecărui subiect și ciclul mediu al eşantionului de subiecți sănătoși pentru genunchiul drept, Test 4

În figurile 4.18. – 4.20. sunt prezentate diagramele comparative ale ciclurilor medii ale eșantionului sănătos.



Membrul inferior drept Membrul inferior stâng  
**Fig. 4.18.** Comparație între ciclurile medii experimentale pentru articulația a) gleznei, b) genunchiului și c) șoldului pentru membrul inferior drept și stâng cu înclinare 0° și viteză de la 2.5-10 km/h – eșantion sănătos

#### 4.5.1. Forțele de reacțiune

Simultan cu culegerea datelor corespunzătoare mișcării de flexie-extensie la nivelul celor șase articulații, au fost colectate și date experimentale de la 6 platforme de forță pentru primele 3 teste de mers pe suprafața solului, atât pentru subiecți, cat și pentru pacienți. Grafice ale forțelor de reacțiune experimentale, trasate pe baza datelor experimentale culese de la platformele de forță, corespunzătoare subiecților sănătoși, se regăsesc în figurile 4.25. – 4.28.

În figura 4.25. sunt prezentate curbele forțelor de reacțiune pentru platformele de forță (platformele numărul 1, 3 și 5 – aferente piciorul drept și platformele numărul 2, 4 și 6 aferente

picioarul stâng), pentru subiectul 3 în timpul testului 3. Curbe asemănătoare au fost obținute pentru cele 3 teste pentru toți subiecții.

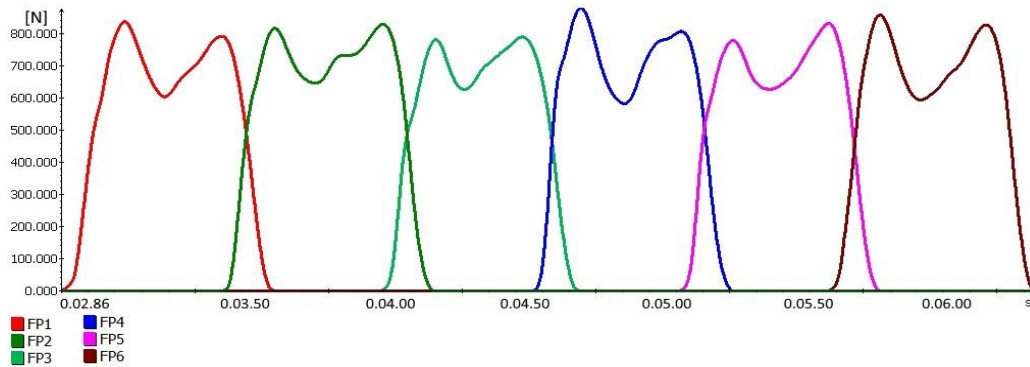
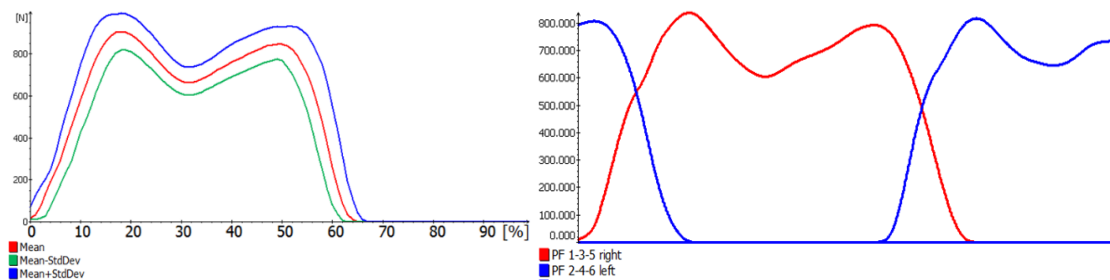


Fig. 4.25. Diagrama forțelor de reacțiune pentru platformele de forță pentru subiectul 3 și testul T3.

Ca și în cazul unghiurilor de flexie-extensie, și pentru forțele de reacțiune au fost determinate, sub formă de diagrame, ciclurile medii și deviațiile standard (+StdDev și -StdDev). Ciclul mediu al forțelor de reacțiune obținute la nivelul eșantionului de 14 subiecți sănătoși pe cele 6 platforme de forță corespunzător testului 1 sunt prezentate în figura 4.26..



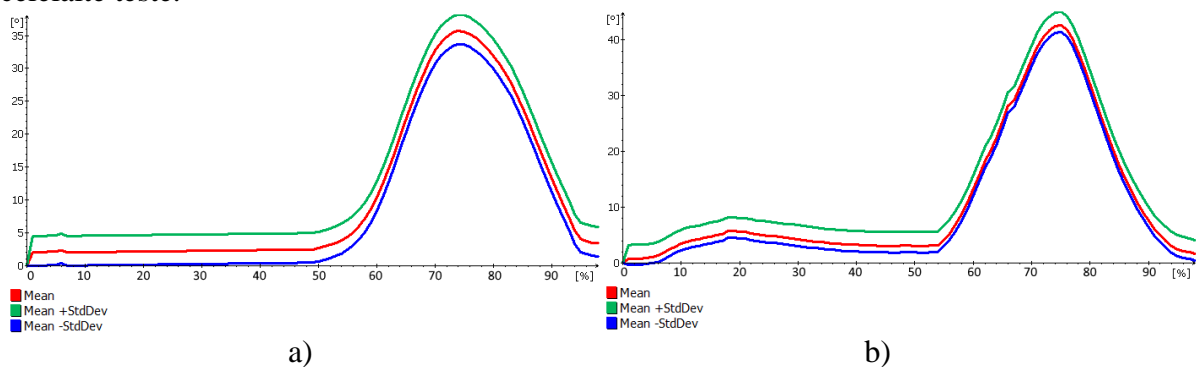
a)

b)

**Fig. 4.26** a) Ciclul mediu, Ciclul mediu +StdDev și Ciclul mediu -StdDev al forțelor de reacțiune determinate experimental pentru piciorul drept, test T3; b) Ciclurile medii ale forțelor de reacțiune experimentale pentru piciorul drept și piciorul stâng test 1

#### 4.6. Rezultate pacienți

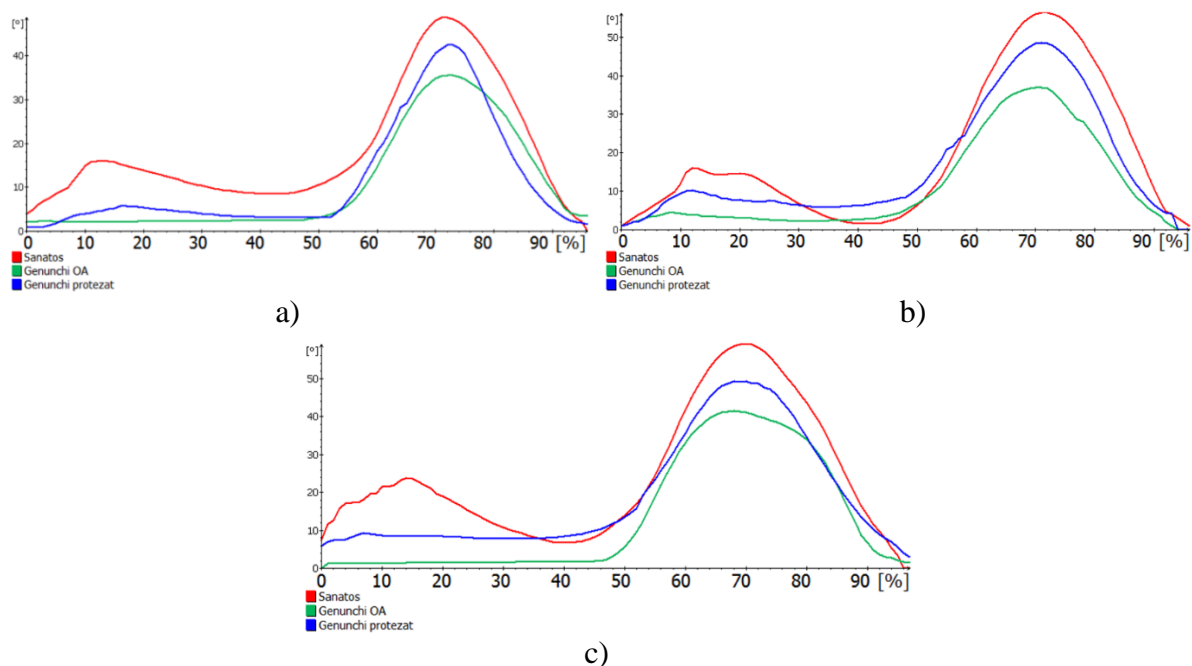
În figurile 4.29. – 4.31. sunt prezentate diagramele rezultatelor obținute în urma efectuării testelor T1, T2 și T3 de către pacienți. Diagrame similare au fost obținute și pentru celelalte teste.



a)

b)

**Fig. 4.29.** Diagrama ciclului mediu, a ciclului mediu +StdDev și a ciclului mediu -StdDev: a) test T1 genunchi drept eșantion pacienți; b) test T1 genunchi drept eșantion pacienți după operație



**Fig. 4.32.** Diagrama de comparație a ciclului mediu a eșantionului de subiecți sănătoși, eșantion pacienți înainte de operație și eșantion pacienți după operație pentru a) test T1; b) test T2 și c) test T3.

### 4.7. Contribuții proprii

1. A fost stabilit protocolul celor 23 teste experimentale.
2. Au fost colectate datele pentru **cele 6 articulații** ale membrilor inferioare și pentru toate cele **23 teste** pentru fiecare din cei **14 subiecți** sănătoși, precum și pentru cele **5 teste** pentru fiecare din cei **3 pacienți** afectați de gonartroză, înainte și, respectiv la 2 luni după operația de protezare. În total, în cadrul studiului, au fost efectuate **322 de teste** de către 14 subiecți sănătoși și **30 teste** de către cei 3 pacienți (înainte și după operație). A fost achiziționat și prelucrat **un număr total de 2472 fișiere de date experimentale pentru subiecți și pacienți**.
3. Datele culese experimental pentru ambele eșantioane au fost normalizate prin utilizarea softului SIMIMotion și au fost obținute diagramele variației unghiului de flexie extensie pentru fiecare articulație.
4. Pentru toate testele au fost obținute și sintetizate tabelar maximele unghiurilor de flexie-extensie pentru articulația genunchiului drept și stâng, pentru ambele eșantioane.
5. Au fost colectate datele experimentale de la platformele de forță, obținându-se în Biometrics, graficele forțelor de reacțiune cu suprafața solului pentru 3 teste de mers pe sol (T1, T2, T3) pentru ambele eșantioane și au fost trasate, **ciclurile medii** ale forțelor de reacțiune cu suprafața solul la nivelul fiecărui participant la teste, precum și la nivelul eșantionului.

## Capitolul 5. Modelarea matematică a mersului

### 5.1. Introducere

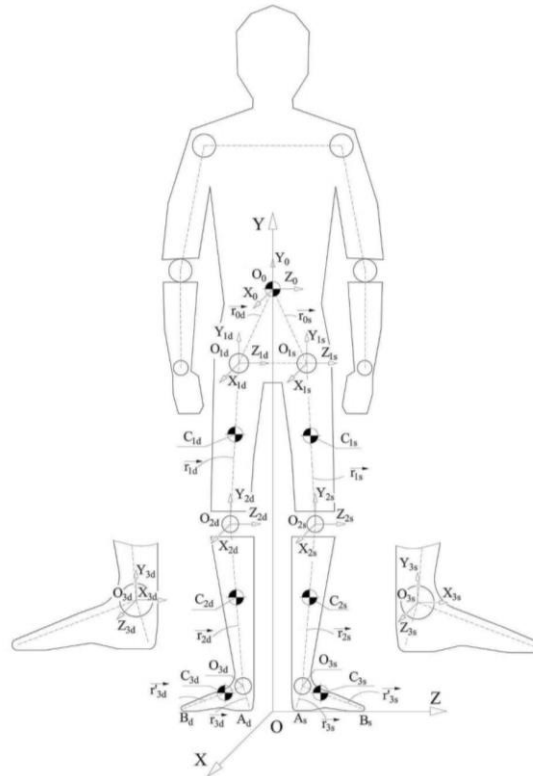
Obiectivul acestui capitol constă în dezvoltarea unui model analitic al mișcării umane pe sol în vederea determinării numerice a forțelor de reacțiune cu solul din timpul mersului.

În vederea atingerii acestui obiectiv, se pornește de la ideea că organismul uman este modelat ca fiind format din mai multe corpuri legate între ele, fiecărui corp atașându-i-se un sistem de referință propriu.

Se pot pune în evidență, astfel, mai multe lanțuri cinematice:

- Două lanțuri cinematice corespunzătoare celor două membre inferioare;
- Două lanțuri cinematice generate de membrele superioare.

În dezvoltarea modelului matematic al mișcării mersului uman, interesează în mod special cele două lanțuri cinematice ale membrilor inferioare, de aceea ele vor fi figurate în schema de bază asociată organismului uman. În figura 5.1 sunt prezentate lanțurile cinematice ale membrilor inferioare umane și sistemele de axe atașate modelului organismului uman.



**Fig. 5.1.** Lanțurile cinematice ale membrilor inferioare umane și sistemele de axe atașate

**5.2. Definirea matricelor parametrilor cinematici ai originilor sistemelor de axe atașate**

Notăm cu  $O_0$ , originea sistemului de referință atașat trunchiului corpului uman, și anume,  $X_0O_0Y_0Z_0$ . Matricea coordonatelor punctului  $O_0$  față de reperul exterior este  $(R_0)$ .

Pe lângă sistemele de referință atașate corpurilor componente, întregul ansamblu este raportat la un sistem de referință exterior considerat fix,  $XOYZ$ .

Legătura dintre corpul  $1_s$  al membrului inferior stâng (simbolizat prin indicele  $s$ ) și corpul  $B$  se consideră că se face în punctul  $O_1$ , care este și originea sistemului de referință atașat corpului  $1_s$ , și anume,  $X_{1s}O_{1s}Y_{1s}Z_{1s}$ .

Matricea coordonatelor punctului  $O_{1s}$  față de reperul exterior este:

$$(R_{1s}) = (R_0) + [S_0](r_{0s}) \tag{1}$$

- în care:

$[S_0]$  este matricea de schimbare de coordonate de la reperul atașat corpului  $B$  la reperul exterior;

$(r_{0s})$  este matricea coordonatelor punctului  $O_{1s}$  față de reperul corpului  $B$ .

Legătura dintre corpul  $1_S$  și corpul  $2_S$  se consideră că se face în punctul  $O_{2S}$ , care este și originea sistemului de referință atașat corpului  $2_S$ , și anume,  $X_{2S} O_{2S} Y_{2S} Z_{2S}$ .

Analog se definesc matricele  $(R_{2s})$  și  $(R_{3s})$

Matricea vitezei punctului  $O_o$  față de reperul exterior este:

$$(V_o) = (\dot{R}_o) \quad (6)$$

Matricea accelerației punctului  $O_o$  este:

$$(a_o) = (\dot{V}_o) = (\ddot{R}_o) \quad (7)$$

Matricea vitezei punctului  $O_{1S}$  față de reperul exterior este:

$$(V_{1s}) = (V_o) + [\omega_o][S_o](r_{os}) \quad (8)$$

În care  $[\omega_o]$  este matricea vitezei unghiulare a corpului B.

Matricea accelerației punctului  $O_{1S}$  față de reperul exterior este:

$$(a_{1s}) = (a_o) + [\varepsilon_o][S_o](r_{os}) + [\omega_o]^2[S_o](r_{os}) \quad (9)$$

cu

$$[\omega_o] = [\dot{S}_o][S_o]^t \quad (10)$$

în care  $[\varepsilon_o] = [\dot{\omega}_o]$  este matricea accelerației unghiulare a corpului B.

Analog se scriu relații similare pentru celelalte origini ale sistemelor de referință atasate

#### 5.4. Determinarea matricelor parametrilor cinematici ai articulațiilor și centrelor de masă ale lanțului cinematic al membrului inferior

În figura 5.2. este prezentată schema prin care sunt definite unghiurile experimentale (așa cum sunt ele definite în sistemul Biometrics) și unghiurile teoretice, utilizate în dezvoltarea modelului matematic al mersului.

Formulele de legătură între unghiurile teoretice și cele experimentale culese de sistemul de achiziții de date biomecanice Biometrics sunt:

$$\varphi_1 = 270^\circ + \varphi_h \quad (38)$$

$$\varphi_2 = \varphi_1 - \varphi_k \quad (39)$$

$$\varphi_3 = \varphi_2 + 90^\circ + \varphi_a \quad (40)$$

$$\varphi_a = \varphi_a' + \varphi_a'' \quad (41)$$

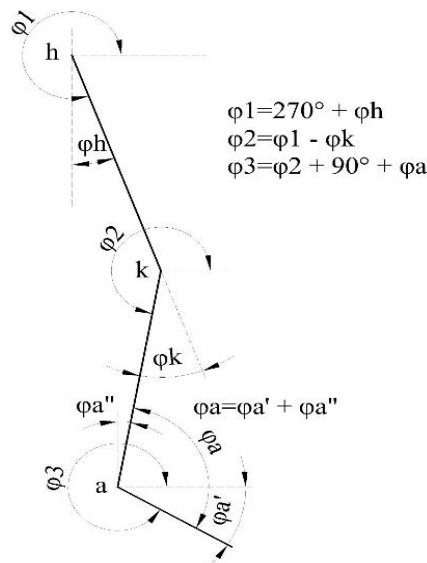


Fig. 5.2. Unghiurile experimentale și teoretice ale articulațiilor membrului inferior

### 5.5. Determinarea expresiilor analitice ale forțelor de reacțiune cu solul

Se încarcă sistemul cu forțele și cuplurile de inerție. Dacă se consideră cazul mișcării plane, forțele și cuplurile de inerție vor fi:

- Pentru trunchi:

$$\vec{F}_{in,o} = -m_o a_{ox} \vec{i} - m_o a_{oy} \vec{j} \quad (74)$$

$$\vec{M}_{in,o} = -J_o \ddot{\phi}_o \vec{k} = 0 \quad (75)$$

în care:

- $m_o$  este masa trunchiului.
- $a_{ox}$ ,  $a_{oy}$  sunt componentele accelerației centrului de masa al trunchiului.
- Pentru lanțul cinematic "S":

$$\vec{F}_{in,is} = -m_{is} a_{cisx} \vec{i} - m_{is} a_{cisy} \vec{j} \quad (76)$$

$$\vec{M}_{in,1s} = -J_{is} \ddot{\phi}_{is} \vec{k} \quad (77)$$

în care:

- $m_{is}$  este masa corpului  $i_s$  ( $i=1,2,3$ );
- $a_{cisx}$ ,  $a_{cisy}$  sunt componentele accelerației centrului de masa al corpului  $i_s$ ;
- $J_{is}$  este momentul de inerție al corpului  $i_s$  față de o axă perpendiculară pe planul mișcării care trece prin centrul de masă al corpului  $i_s$ .

În mod similar se introduc forțele și cuplurile de inerție pentru corpurile cu indice "d". Forțele și cuplurile de inerție acționează în centrele de masă ale corpurilor menționate. Asupra acestor corpuri acționează și greutatea lor.

Reacțiunile cu solul se consideră având componente în planul mișcării:

$$\vec{R}_s = T_s \vec{i} + N_s \vec{j} \quad (82)$$

$$\vec{R}_d = T_d \vec{i} + N_d \vec{j} \quad (83)$$

Contactul cu solul se consideră că se realizează în două puncte A și B (în particular acestea pot fi  $A_s$  și  $B_d$ ). Pentru ușurința calculelor alegem sistemul de referință exterior cu axa  $O_x$  pe sol, deci  $Y_A=Y_B=0$ .

Ecuatiile de mișcare sunt:

$$\begin{cases} T_s + T_d = T \\ N_s + N_d = N \\ X_A N_s + X_B N_d = M \end{cases} \quad (84)$$

în care:

$$T = m_o a_{ox} + \sum_{i=1}^3 m_{is} a_{cisx} + \sum_{i=1}^3 m_{id} a_{cidx} \quad (85)$$

$$N = m_o a_{oy} + \sum_{i=1}^3 m_{is} a_{cisy} + \sum_{i=1}^3 m_{id} a_{cidy} + (m_o + \sum_{i=1}^3 m_{is} + \sum_{i=1}^3 m_{id}) * g \quad (86)$$

$$M = m_o (X_o a_{oy} + X_o g - Y_o a_{ox}) + \sum_{i=1}^3 m_{is} (X_{is} a_{cisy} + X_{is} * g - Y_{is} a_{cisx}) + \sum_{i=1}^3 m_{id} (X_{id} a_{cidy} + X_{id} * g - Y_{id} a_{cidx})$$



$$+ \sum_{i=1}^3 J_{is} \ddot{\phi}_{is} + \sum_{i=1}^3 J_{id} \ddot{\phi}_{id} \quad (87)$$

Reacțiunile normale pe sol sunt date de formulele:

$$N_s = \frac{M - N \cdot X_B}{X_A - X_B} \quad (88)$$

$$N_d = \frac{N \cdot X_A - M}{X_A - X_B} \quad (89)$$

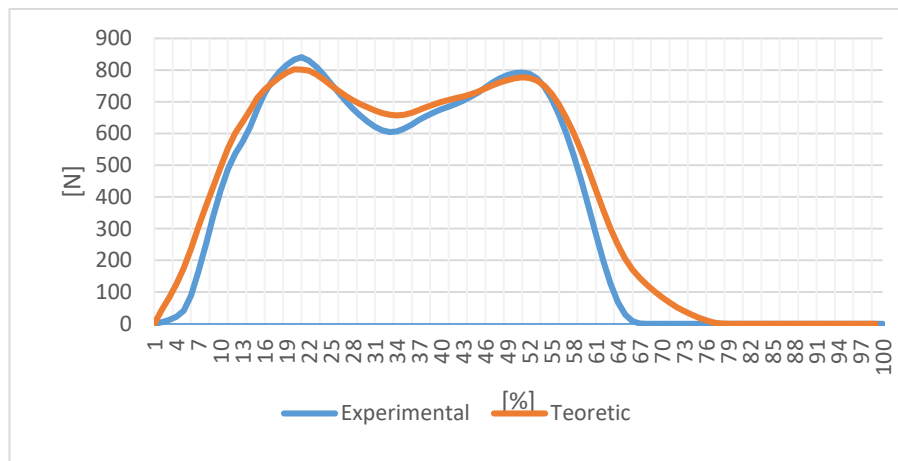
În cazul în care contactul cu solul se realizează cu un singur picior, se consideră că reacțiunea este concentrată numai în punctul A, iar în punctul B reacțiunea este nulă ( $N_d=0$ ) și se obține  $N_s=N$ .

În cazul în care contactul cu solul se realizează cu ambele picioare, la începutul contactului, considerând  $N_s=0$ , se obține  $N_d=N$ , iar la sfârșitul contactului, se considera  $N_d=0$  și se obține  $N_s=N$ .

### 5.6. Rezultate numerice

În urma parcurgerii fiecărei etape a algoritmului de calcul și aplicând relațiile determinate la paragraful 5.4., se obține un șir de valori discrete și, respectiv, o diagramă a forței de reacțiune cu solul corespunzătoare unui ciclu de mers.

În figura 5.5. sunt prezentate, comparativ, graficul forței de reacțiune cu solul rezultată din modelul matematic al mersului ciclului mediu și graficul ciclului mediu la nivel de eșantion, al forței de reacțiune obținută experimental.



**Fig. 5.5.** Compararea diagramei experimentale și teoretice a variației forțelor de reacțiune cu solul

### Contribuții originale

- Dezvoltarea unui model matematic al mersului pe suprafețe plane (pe sol) în vederea determinării numerice a forțelor de reacțiune din timpul mersului.

## Capitolul 6. Modelarea virtuală a exoscheletului propus pentru reabilitarea mersului

### 6.1. Introducere

În dezvoltarea noului dispozitiv s-a pornit de la ideea de reproducere a mișcării membrelor inferioare cât mai apropiată de cea umană și posibilitatea de variație a unghiurilor de flexie-extensie pentru fiecare articulație.

Conceperea dispozitivului a început prin studierea componentelor sistemului osos ale membrelor inferioare, astfel s-a ținut cont de poziția componentelor sistemului osos, de dimensiunile acestora și de mișcările efectuate de membrele inferioare. Dezvoltarea a pornit cu realizarea schițelor pentru fiecare componentă urmată de construcția reperelor astfel ca în final sistemul să parcurgă o serie de teste care să îl valideze în conformitate cu literatura de specialitate. O a doua etapă în dezvoltarea dispozitivului o reprezintă colaborarea cu medicii de specialitate pentru găsirea unei soluții care să îndeplinească nevoile pacienților care au suferit un accident sau care au suferit o intervenție chirurgicală la nivelul membrelor inferioare. În urma discuțiilor au rezultat o serie de idei care au fost implementate în dispozitivul de recuperare. Exoscheletul propus are scopul de a recupera și îmbunătăți mersul în cazul persoanelor ce au afecțiuni ale membrelor inferioare. Afecțiunile pot fi atât la nivelul articulației genunchiului, acesta fiind cazul cel mai des întâlnit, dar și la nivelul articulațiilor șoldului sau gleznei. De aceea dispozitivul propus se poate adapta pentru o recuperare a mișcării articulațiilor ambelor membre inferioare sau doar a unui membru inferior.

### 6.2. Modelul virtual

Modelul virtual este prezentat în figura 6.1.a. Soluția prezentată este una cu un consum redus de energie, pentru acționarea întregului dispozitiv fiind utilizat un singur motor rotativ care antrenează, prin transmisie cu lanțuri, elementul 1 care este fixat pe cadru. Dispozitivul prezintă în structura sa 8 elemente și 10 cuple de rotație.

**6.2.1. Cadrul metalic** este conceput astfel încât să îndeplinească o serie de caracteristici: Construcție simplă; Modularitate; Ergonomie sporită; Siguranță. În figura 6.1.b. este prezentat modelul virtual al cadrului metalic suport pentru brațele exoscheletului.

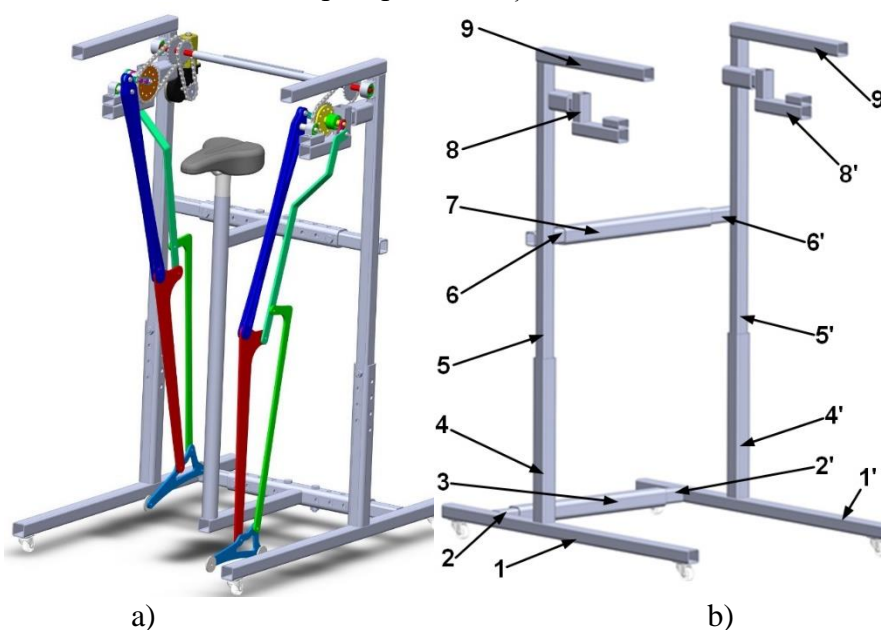
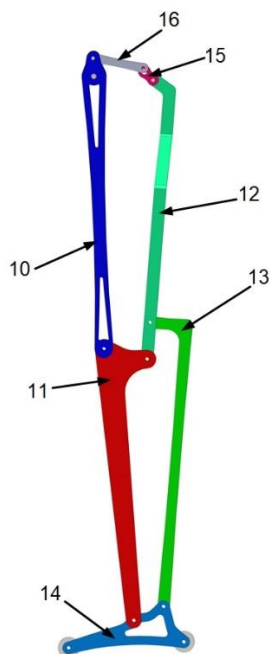


Fig. 6.1. a) Modelul virtual al exoscheletului b) Modelul virtual al cadrului metalic

### 6.2.2. Membrul inferior al exoscheletului

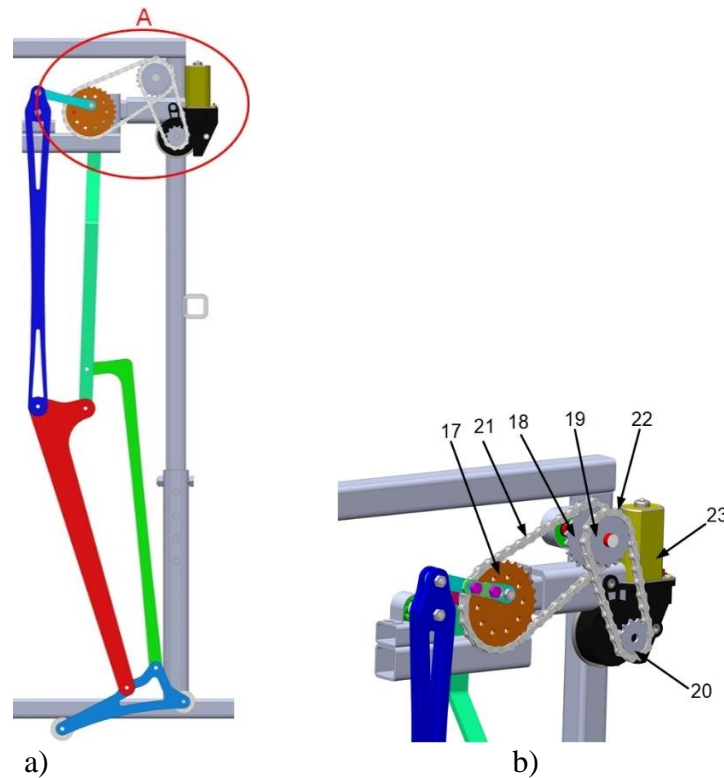
Exoscheletul a fost gândit și proiectat prin similitudine cu membrele inferioare umane, atât în ceea ce privește modelul mecanic și sistemul de acționare, cât și în ceea ce privește dimensiunile, forma și aspectul general. Au fost studiate caracteristicile dimensionale și masice ale membrului inferior în scopul impunerii acestora ca date de intrare în proiectarea exoscheletului. Modelul virtual al membrului inferior al exoscheletului este prezentat în fig 6.2.



**Fig. 6.2.** Modelul virtual al membrului inferior al exoscheletului

În figura 6.3. este prezentat subansamblul corespunzător membrului inferior drept al exoscheletului – vedere plan sagital, precum și schema cinematică. Elementele din figura 6.3. b) au următoarea semnificație:

- Poz. 10 – element tip bară corespunzător femurului;
- Poz. 11 – element tip bară corespunzător tibiei;
- Poz. 12 – element tip bară care ajută la realizarea unghiului de flexie-extensie a genunchiului;
- Poz. 13 – element tip bară care ajută la realizarea unghiului de flexie-extensie a gleznei;
- Poz. 14 – element tip bară corespunzător piciorului;
- Poz. 15 și 16 – elemente tip bară prin care se reglează amplitudinea unghiului de flexie-extensie al celor trei articulații;
- Poz. 17 – roată dințată de lanț care convertește mișcarea de rotație a motorului electric în mișcare de pendulare a elementelor 10 și 13;
- Poz. 18, 19 și 20 – roți dințate de lanț care intră în componența sistemului de transmitere a a puterii;
- Poz. 21 și 22 – lanțuri prin care se transmite puterea;
- Poz. 23 – motor electric.

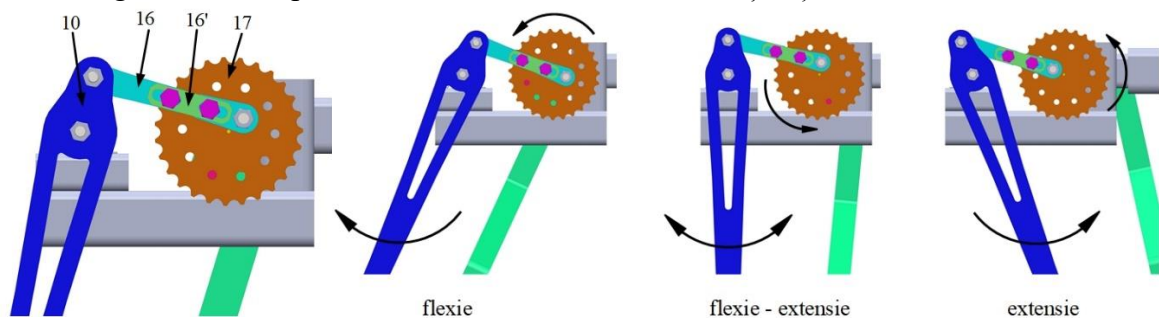


**Fig. 6.3.** a) Subansamblul corespunzător membrului inferior drept al exoscheletului – vedere plan sagital (numerotarea elementelor este prezentată în figura 6.2.); b) detaliu A - sistemul de transmitere a puterii

Întreaga mișcare a exoscheletului este generată de un singur motor electric. Transmiterea puterii de la motor către cele două membre inferioare ale exoscheletului se realizează prin transmisie mecanică cu roți dințate (figura 6.3. poz. 18, 19 și 20) și lanțuri (figura 6.3. poz. 21, și 22).

**6.2.3. Mișcarea articulației șoldului exoscheletului,** este inspirată din mișcarea șoldului uman, dispozitivul fiind conceput pentru a asigura o mișcare de flexie-extensie care să îndeplinească parametrii mășurați experimental pe subiecți. Componenta principală a articulației șoldului este reprezentată de elementul 10, element similar femurului uman.

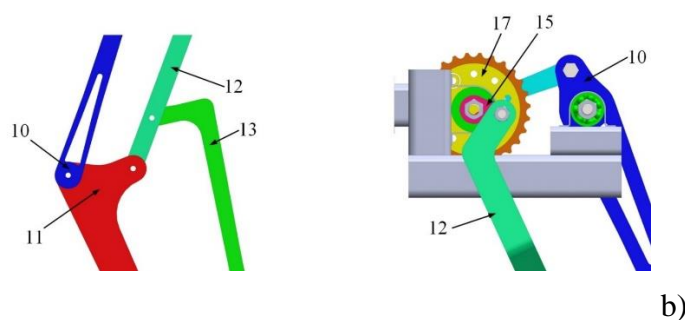
În figura 6.4. este prezentat modelul virtual al articulației șoldului exoscheletului.



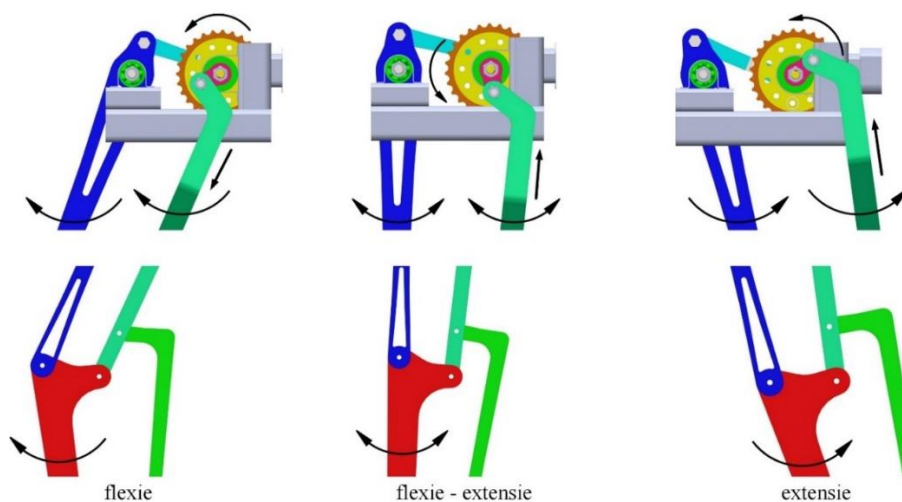
**Fig. 6.4.** Modelul virtual al articulației șoldului exoscheletului Fig. 6.5. Principiul de funcționare a articulației șoldului

**6.2.4. Mișcarea articulației genunchiului exoscheletului** este inspirată din mișcarea genunchiului uman. Mecanismul este conceput pentru a efectua o mișcare de flexie-extensie care să îndeplinească parametrii mășurați experimental pe subiecți. Articulația genunchiului

este compusă din două elemente principale (figura 6.6. a) poz. 10 și 11) și un element secundar (figura 6.6. b) poz. 12).

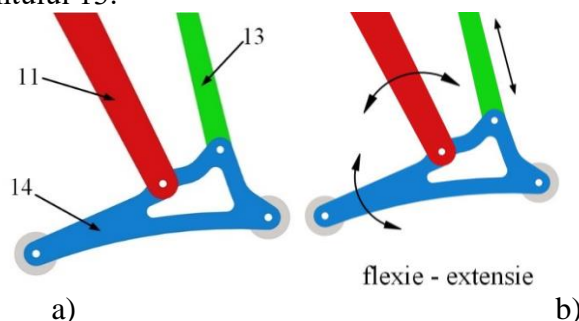


**Fig. 6.6.** a) Modelul virtual al articulației genunchiului; b) Sistemul de transmitere a mișcării către articulația genunchiului



**Fig. 6.7.** Principiul de funcționare a articulației genunchiului.

**6.2.5. Mișcarea articulației gleznei exoscheletului** este rezultatul acțiunii a 2 elemente principale: elementul 11 care reprezintă tibia și elementul 14 care reprezintă piciorul, precum și dintr-un element secundar (figura 6.8. poz. 13). Mișcarea articulației gleznei, spre deosebire de celelalte două articulații, nu este antrenată de motorul electric, ci este rezultatul combinației mișcărilor celor trei elemente amintite mai sus (figura 6.8. poz. 11,13,14). Unghiul de flexie-extensie al articulației gleznei se formează din mișcarea articulației genunchiului la care se adaugă deplasarea elementului 13.



**Fig. 6.8.** a) Modelul virtual al articulației gleznei b) principiul de funcționare al articulației gleznei

### 6.3. Analiza cinematică a mecanismului

În figura 6.9. este prezentată schema cinematică a mecanismului

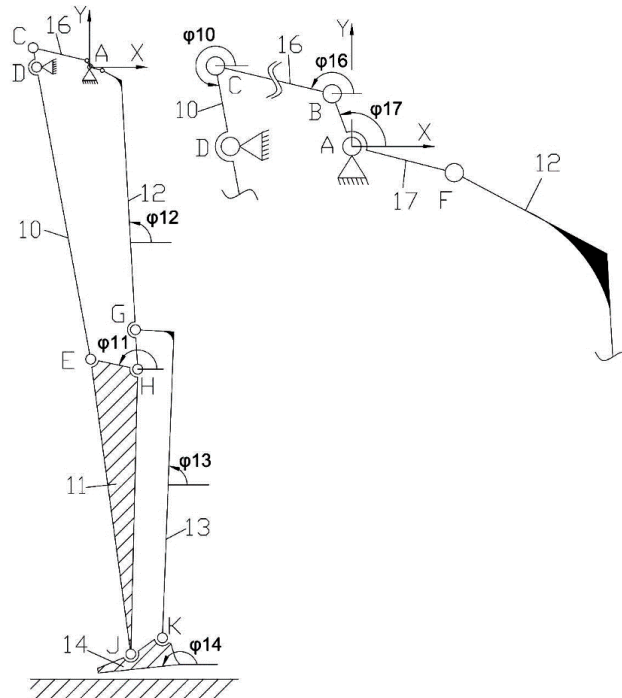


Fig. 6.9. Schema cinematică a mecanismului

Calculul gradului de mobilitate se face cu relația:

$$M = 3n - 2C_5 - C_4 = 3 * 7 - 2 * 10 = 1 \quad (6.1.)$$

Se cunosc:

-lungimile elementelor:

$l_{AB} = 11 \text{ mm}$ ,  $l_{BC} = 91 \text{ mm}$ ,  $l_{CD} = 36 \text{ mm}$ ,  $l_{CE} = 480 \text{ mm}$ ,  $l_{AF} = 20 \text{ mm}$ ,  $l_{FH} = 461 \text{ mm}$ ,  $l_{GH} = 61 \text{ mm}$ ,  
 $l_{GK} = 465 \text{ mm}$ ,  $l_{EJ} = 451 \text{ mm}$ ,  $l_{EJ} = 451 \text{ mm}$ .

-coordonatele cuplelor de rotație legate la bază:  $x_D = 80 \text{ mm}$ ,  $y_D = 0 \text{ mm}$ ;  $x_A = y_A = 0$ .

Distanța de la cupla A la sol este 1050 mm.

-legea de mișcare a elementului conducător:  $\omega_1 = 3 \text{ rad/s}$

Mecanismul prezintă în structură trei diade de tip RRR: BCD, EHF, JGK.

### Diada BCD

Ecuatiile pozițiilor:

$$\begin{cases} X_C = X_B + l_{BC} \cdot \cos \varphi_{16} = X_D + l_{CD} \cdot \cos \varphi_{10} \\ Y_C = Y_B + l_{BC} \cdot \sin \varphi_{16} = Y_D + l_{CD} \cdot \sin \varphi_{10} \end{cases} \quad (6.5.)$$

$$\begin{cases} (X_D - X_B) + l_{CD} \cos \varphi_{10} = l_{BC} \cos \varphi_{16} \\ (Y_D - Y_B) + l_{CD} \sin \varphi_{10} = l_{BC} \sin \varphi_{16} \end{cases} \quad (6.6.)$$

### Diada FHE

Ecuatiile pozițiilor:

$$\begin{cases} x_H = x_F + l_{FF'} \cdot \cos(\varphi_{12} + \pi - \beta) + l_{F'H} \cdot \cos \varphi_{12} = x_E + l_{EH} \cdot \cos \varphi_{11} \\ y_H = y_F + l_{FF'} \cdot \sin(\varphi_{12} + \pi - \beta) + l_{F'H} \cdot \sin \varphi_{12} = y_E + l_{EH} \cdot \sin \varphi_{11} \end{cases} \quad (6.18.)$$

Unde  $\beta = 121^\circ$

### Diada JKG

Ecuțiile pozițiilor

$$\begin{cases} x_K = x_G + l_{GG'} \cdot \cos(\varphi_{13} - \pi/2) + l_{G'K} \cdot \cos \varphi_{13} = x_J + l_{JK} \cdot \cos \varphi_{14} \\ y_K = y_G + l_{GG'} \cdot \sin(\varphi_{13} - \pi/2) + l_{G'K} \cdot \sin \varphi_{13} = y_J + l_{JK} \cdot \sin \varphi_{14} \end{cases} \quad (6.23.)$$

Ecuțiile de poziție, viteze și accelerații au fost soluționate în software Maple

În final se prezintă o diagrama comparativă între ciclul mediu normalizat al unghiului de flexie extensie al genunchiului osteoartritic și ciclul normalizat al unghiului de flexie extensie al genunchiului exoscheletului.

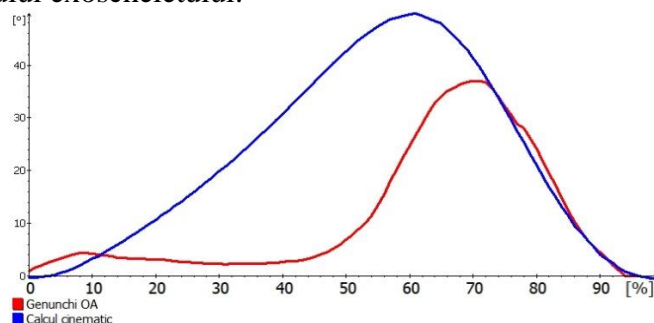


Fig. 6.10. Grafic comparativ – genunchiul osteoartritic și calcul cinematic

Din figura 6.10. se observă că amplitudinea unghiului de flexie extensie a genunchiului exoscheletului este mai mare cu 12-15° decât cea a genunchiului OA și că, în primele 50 de procente ale ciclului, exoscheletul execută o mișcare similară cu cea a genunchiului sănătos, având amplitudinea cu mult mai mare decât a genunchiului OA. Grafice similare s-au obținut pentru unghiurile de flexie extensie ale șoldului și gleznei.

Aceste observații confirmă validitatea și acuratețea prototipului virtual și fizic al exoscheletului propus în teză.

### 6.4. Realizarea prototipului fizic al exoscheletului

O etapă importantă în elaborarea tezei a fost realizarea prototipului fizic al exoscheletului. Prototipul a fost realizat în mai multe etape pornind de la confecționarea cadrului metalic urmată de realizarea elementelor membrelor inferioare și a roților dințate și în final asamblarea acestora pe cadrul metalic.

În figura 6.11. este prezentat prototipul fizic al exoscheletului unde se observă cadrul metalic.





Fig. 6.11. Prototipul fizic al exoscheletului.

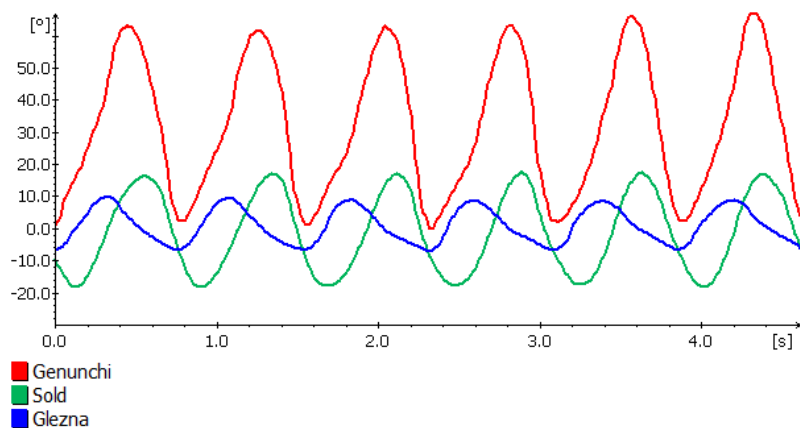
### 6.5. Evaluări biomecanice ale exoscheletului

Utilizând echipamentul Biometrics descris în Capitolul 4 au fost obținute informații cu privire la caracteristicile de mers ale exoscheletului. Pentru toate cele 6 articulații s-au obținut diagramele de variație ale unghiului de flexie-extensie, rezultate care au fost comparate cu rezultatele obținute în cazul subiecților sănătoși. Scopul acestui studiu a fost acela de a valida fezabilitatea dispozitivului într-un proces de recuperare a mișcărilor articulațiilor în timpul mersului. În figura 6.16. este prezentat sistemul de achiziție de date montat pe exoschelet.



Fig. 6.16. Echipamentul Biometrics montat pe exoschelet

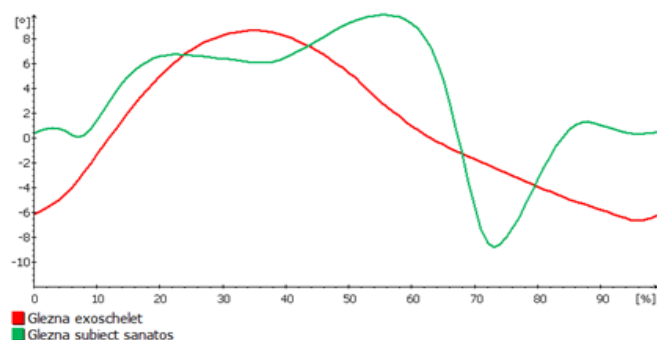
În figura 6.17. este prezentată diagrama variației unghiurilor de flexie extensie pentru articulația șoldului, a genunchiului și a gleznei exoscheletului.



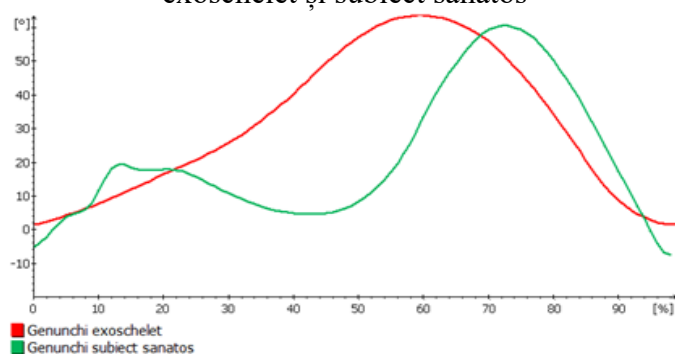
**Fig. 6.17.** Variația unghiurilor de flexie extensie ale articulației șoldului, genunchiului și gleznei exoscheletului

Datele experimentale au fost prelucrate folosind metoda descrisă în capitolul 4. Au fost obținute diagramele ciclurilor medii pentru fiecare articulație. În figurile 6.18.-6.20. sunt prezentate diagramele obținute în urma testelor executate de exoschelet.

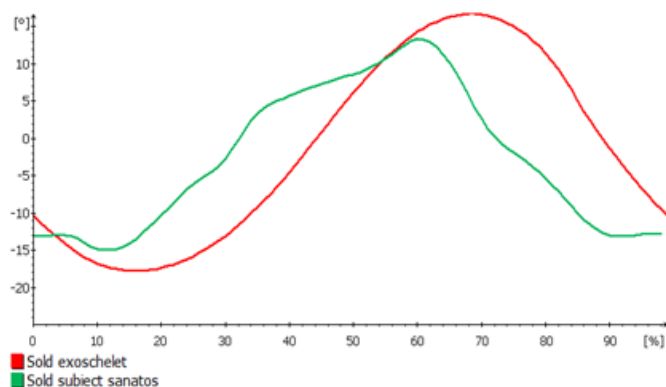
În figurile 6.21-6.23. sunt prezentate diagramele comparative ale ciclurilor medii ale articulațiilor șoldului, genunchiului și gleznei pentru exoschelet și pentru subiectul sănătos.



**Fig. 6.21.** Compararea variației unghiului de flexie extensie pentru articulația gleznei – exoschelet și subiect sănătos



**Fig. 6.22.** Compararea variației unghiului de flexie extensie pentru articulația genunchiului – exoschelet și subiect sănătos



**Fig. 6.23.** Compararea variației unghiului de flexie extensie pentru articulația șoldului – exoschelet și subiect sănătos

### Contribuții proprii

- Realizarea prototipului virtual al exoscheletului
- Calculul cinematic al exoscheletului
- Realizarea prototipului fizic al exoscheletului
- Evaluări biomecanice ale exoscheletului

## Capitolul 7. Simularea mersului unui manechin virtual, utilizând programul Adams

### 7.1. Introducere

În acest capitol sunt prezentate cercetările în direcția cinematici și dinamici mersului uman utilizând sistemul software ADAMS [MSC2013]. Studiile sunt concentrate pe mersul pe suprafața solului precum și pe mersul pe banda de alergat.

### 7.2. Construirea modelului multibody al manechinului virtual

Modelul virtual al manechinului elaborat și utilizat în acest capitol respectă structura cinematică și proprietățile de masă ale sistemului locomotor. Pentru contactul cu solul sunt luate în considerație și alunecarea dar și impactul cu solul, utilizând modelul de contact prin definirea unei funcții de impact..

#### 7.2.1. Definirea modelului cinematic al manechinului și a proprietăților masice

În figura 7.1. este prezentat ansamblul virtual al manechinului rezultat după asamblarea celor 13 părți componente, conectate între ele prin cuple cinematice. Modelul virtual al manechinului a fost elaborat și utilizat în articole publicate de autorul tezei împreună cu echipa cu care a colaborat în timpul cercetărilor din cadrul tezei de doctorat [TAR2016/1, TAR2018/1, TAR2016/2].

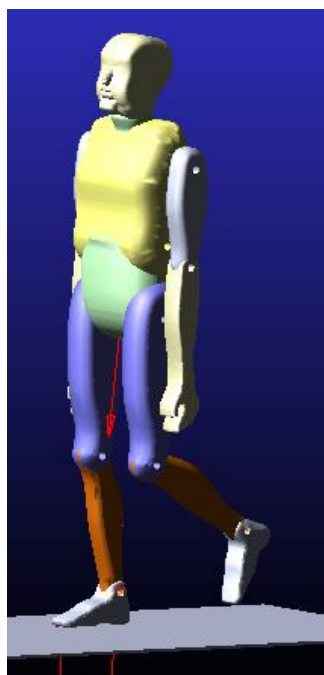


Fig. 7.1. Modelul virtual al manechinului

### 7.3. Rezultate ale simulării mersului pe sol al manechinului

Rezultatele obținute prin simularea ADAMS constau în rezultate grafice reprezentând traiectoriile articulațiilor, precum și rezultate numerice. Forțele de reacțiune verticale dezvoltate în articulația șoldului, genunchiului, gleznei forțele de reacțiune cu solul ale manechinului sunt prezentate în figurile 7.14.-7.17

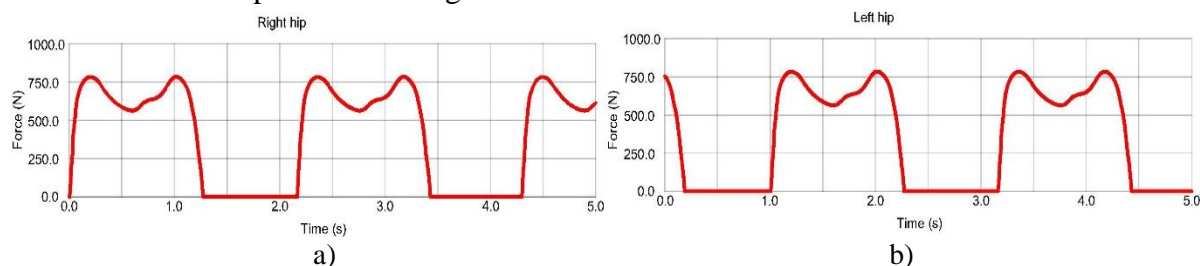


Fig. 7.14. Variația forței de reacțiune pentru articulația manechinului a) șold drept b) șold stâng

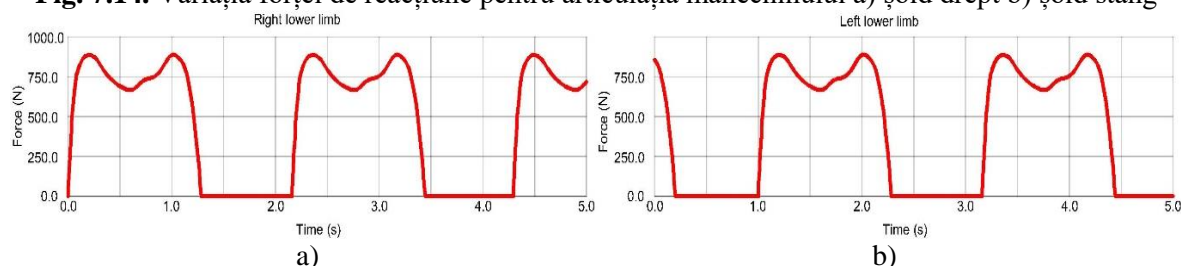
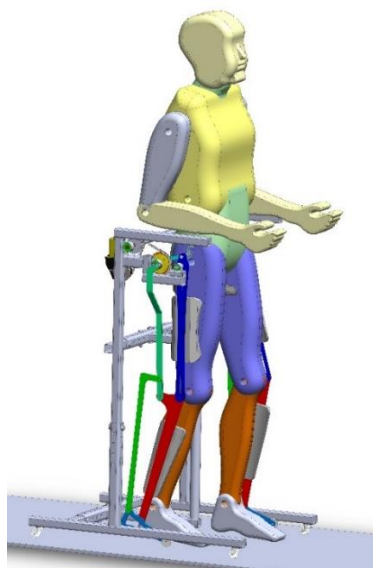


Fig. 7.17. Variația forței de reacțiune cu solul pentru membrul inferior al manechinului a) drept; b) stâng

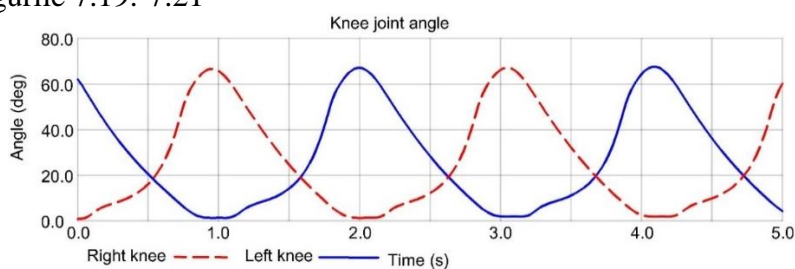
### 7.4. Rezultate ale simulării mersului pe sol al ansamblului manechin – exoschelet

În cadrul acestui subcapitol, ne-am propus modelarea și simularea mersului ansamblului manechin-exoschelet virtual prezentat în figura 7.18., în ipoteza mersului pe suprafața plană (sol), având ca punct de plecare datele experimentale obținute și ciclul mediu determinat la nivel eșantionului de subiecți sănătoși.

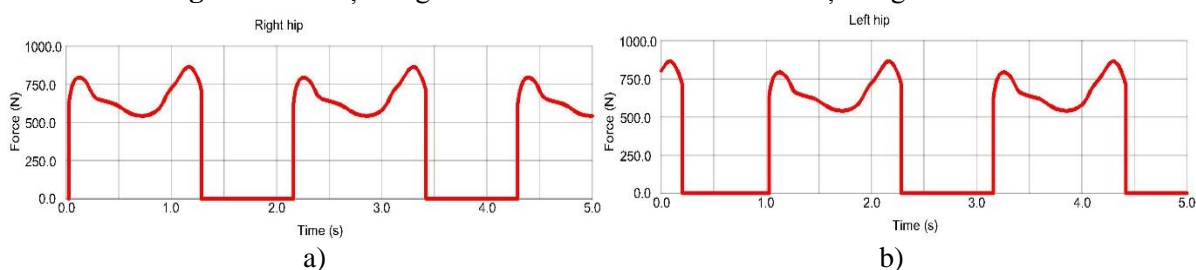


**Fig. 7.18.** Ansamblul virtual manechin – exoschelet pe suprafața solului

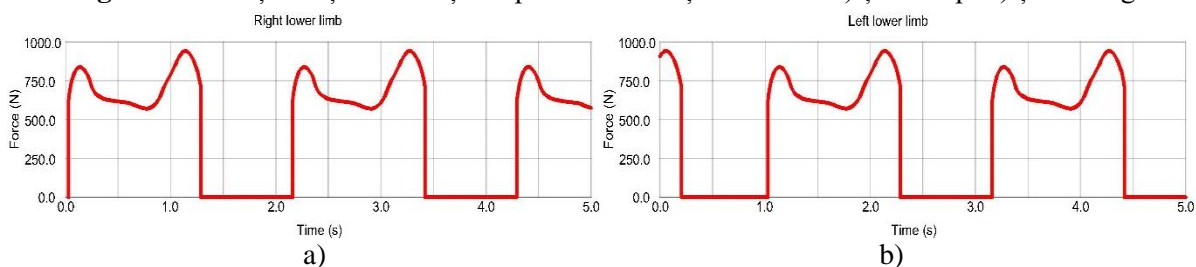
Rezultatele numerice ale simulării mersului exoscheletului atașat pe manechin sunt prezentate în figurile 7.19.-7.21



**Fig. 7.19.** Variația unghiului de flexie extensie a articulațiilor genunchiului



**Fig. 7.22.** Variația forței de reacțiune pentru articulația soldului: a) șold drept b) șold stâng



**Fig. 7.25.** Variația forței de reacțiune cu solul pentru membrul inferior drept și stâng

### 7.5. Rezultate ale simulării mersului pe banda inclinată a ansamblului manechin virtual - exoschelet

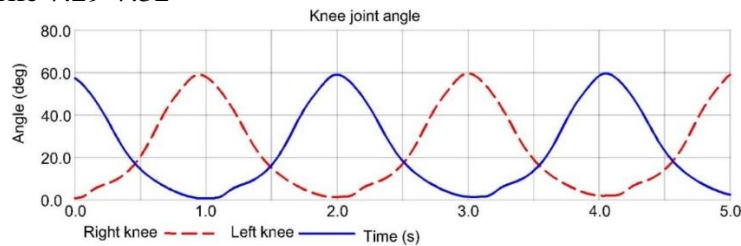
Pentru acest model de simulare, exoscheletul este purtat manechinul uman virtual, modelul de simulare fiind completat cu o banda de alergat cu posibilitatea de reglare a înclinării.

În figura 7.28. este prezentat modelul virtual al ansamblului manechin-exoschelet pe banda de alergat.



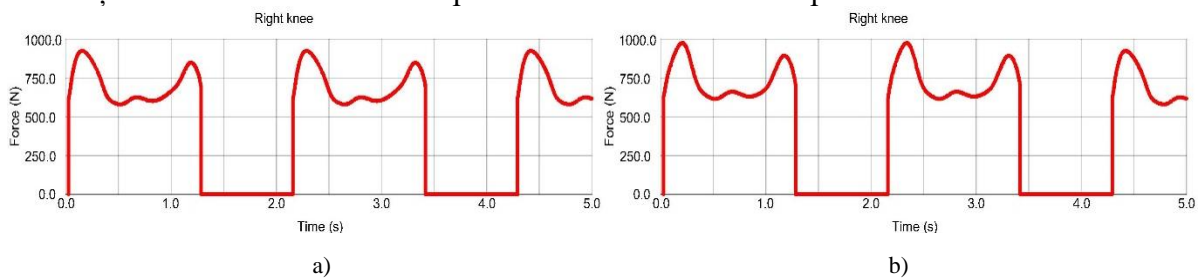
**Fig. 7.28.** Ansamblul virtual manechin – exoschelet pe banda de alergat

Rezultatele numerice ale simulării mersului exoscheletului atașat pe manechin sunt prezentate în figurile 7.29-7.32

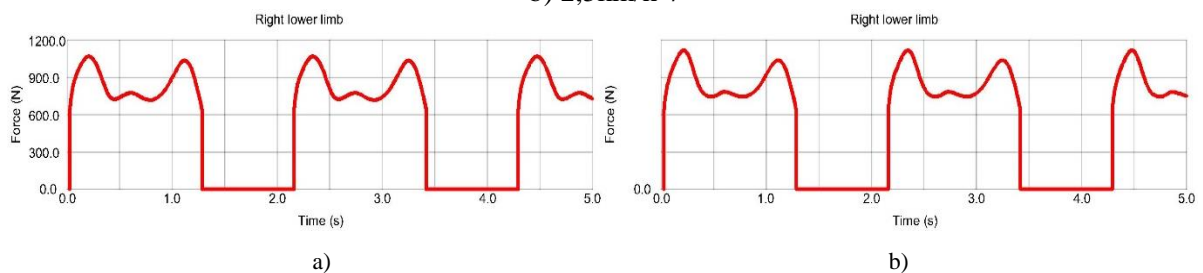


**Fig. 7.29.** Variația unghiului de flexie extensie a articulației genunchiului 2,5km/h-7°

Figurile 7.33.-7.36. prezintă forțele de reacțiune cu suprafața de contact calculate pentru articulațiile șoldului, genunchiului și gleznei exoscheletului pentru simularea mersului pe banda de rulare cu viteza de 2,5 km/h și 3°, respectiv, 7° înclinare. Figura 7.36. prezintă forțele de reacție la sol ale exoscheletului pentru membrul inferior drept.



**Fig. 7.33.** Variația forțelor de reacțiune din articulația genunchiului pentru testele a) 2,5km/h-3° și b) 2,5km/h-7°



**Fig. 7.36.** Variația forțelor de reacțiune din membrul inferior drept pentru testele a) 2,5km/h-3° și b) 2,5km/h-7°



### **Contribuții proprii**

1. Modelarea virtuală a contactului manechinului cu solul pentru cazurile de mers studiate.
2. Determinarea, prin interpolarea fișierelor experimentale, a legilor de mișcare ale celor 6 articulații (șold, genunchi și gleznă) corespunzătoare celor două membre inferioare ale manechinului virtual.
3. Simularea numerică a mersului manechinului în software-ul ADAMS, în variantele: mers normal pe sol, mers pe bandă orizontală și înclinată.
4. Simularea mersului în software-ul ADAMS al ansamblului manechin – exoschelet în variantele: mers normal pe sol, mers pe bandă orizontală și înclinată.
5. Determinarea diagramelor de variație în timp ale forțelor de reacțiune cu suprafața solului, precum și ale forțelor de reacțiune din cele șase articulații ale membrelor inferioare ale manechinului pentru cazurile analizate.

## **Capitolul 8. Valorificare rezultate, contribuții originale și direcții viitoare de cercetare**

### **8.1. Valorificare rezultate cercetare**

Studiile, analizele, și rezultatele experimentale prezentate în această lucrare au fost diseminate prin intermediul articolelor publicate în Jurnale ISI cu factor de impact, în volumele unor conferințe internaționale indexate ISI sau BDI.

#### **Articole publicate in jurnale cotate ISI si volume indexate ISI**

1. Tarnita, D., Calafeteanu, D., Geonea, I., **Petcu Alin**, Tarnita, D.N., **Effects of malalignment angle on the contact stress of knee prosthesis components, using Finite element method**, Rom J Morphol Embryol, vol. 58(3), 2017. (**IF=0.67**)  
<https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85039735793&origin=inward&txGid=d58965006aafaafcd43f5b7f94814cb0>
2. Tarnita, D., Geonea, I., **Petcu Alin**, **Experimental human walking and virtual simulation of rehabilitation on plane and inclined treadmill**, Springer Proceedings în Physics, vol. 198, pp. 149-155, 2018; ([https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85039436867&doi=10.1007%2f978-3-319-69823-6\\_18&origin=inward&txGid=3f93d7bc56ed0cf9d58209c5abecadd6](https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85039436867&doi=10.1007%2f978-3-319-69823-6_18&origin=inward&txGid=3f93d7bc56ed0cf9d58209c5abecadd6))
3. Tarnita, D., Geonea, I., **Petcu Alin**, Tarnita, D.N., **Numerical simulations and experimental human gait analysis using wearable sensors**, Mechanisms and Machine Science, vol. 48, pp. 289-304, 2018.  
([https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85028070019&doi=10.1007%2f978-3-319-59972-4\\_21&origin=inward&txGid=188814499f4949b5b92ae3662ff8680f](https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85028070019&doi=10.1007%2f978-3-319-59972-4_21&origin=inward&txGid=188814499f4949b5b92ae3662ff8680f))
4. Tarniță, D., Geonea, I., **Petcu Alin**, Tarniță, D.N., **Experimental characterization of human walking on stairs applied to humanoid dynamics**, Advances în Intelligent Systems and Computing, vol. 540, pp. 293-301, 2017.  
([https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85007309854&doi=10.1007%2f978-3-319-49058-8\\_32&origin=inward&txGid=4fa2d055ddf4e91a0744d92a7b94cbae](https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85007309854&doi=10.1007%2f978-3-319-49058-8_32&origin=inward&txGid=4fa2d055ddf4e91a0744d92a7b94cbae))
5. Tarnita, D., Georgescu, M., Geonea, I., **Petcu Alin**, Tarnita D.N., **Nonlinear analysis of human ankle dynamics**, Mechanisms and Machine Science, vol. 65, pp. 235-243. 2019.  
([https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85054144495&doi=10.1007%2f978-3-030-00329-6\\_27&origin=inward&txGid=9f59343334f5fe2cf926f657c7e3e625](https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85054144495&doi=10.1007%2f978-3-030-00329-6_27&origin=inward&txGid=9f59343334f5fe2cf926f657c7e3e625))

#### **Articole publicate in volume si reviste BDI**

6. Georgescu, M., **Petcu Alin**, Tarnita, D, **Influences of speed and treadmill inclination on the local dynamic stability of human knee joint**, Applied Mechanics and Materials, vol. 880, pp. 130-135, 2018; (<https://www.scientific.net/AMM.880.130>)





## Contribuții la studiul biomecanic al mersului uman



### Contribuții proprii

1. Realizarea unei sinteze a stadiului la zi al sistemelor de recuperare a mișcării membrilor inferioare, precum și a metodelor de analiză și a articulațiilor membrilor inferioare umane.
2. Gestionarea întregului proces de achiziție de date.
3. Achiziționarea unui număr total de 2472 de fișiere de date experimentale, prelucrarea fișierelor și obținerea diagramelor ciclurilor medii ale unghiurilor de flexie-extensie pentru cele 6 articulații ale membrilor inferioare ale fiecărui subiect sănătos și pacient și obținerea diagramelor pentru ciclurile medii la nivel de eșantion.
4. Prelucrarea datelor culese pentru forțele de reacțiune și obținerea ciclurilor medii ale acestora corespunzător celor 3 teste experimentale de mers pe sol, atât pentru subiecții sănătoși, cât și pentru pacienți.
5. Elaborarea modelului matematic al mersului cu viteză normală pe sol în vederea obținerii, în final, a expresiilor de calcul ale variației forțelor de reacțiune cu solul în timpul unui ciclu de mers.

6. Elaborarea modelului virtual al dispozitivului de reabilitare a mișcării articulațiilor membrelor inferioare.
7. Execuția prototipului fizic al dispozitivului de recuperare a mișcării membrelor inferioare.
8. Achiziționarea și prelucrarea datelor experimentale culese de la cele 6 articulații ale dispozitivului de reabilitare
9. Simularea mersului manechinului, în mediul de simulare ADAMS, în diferite faze: mers pe suprafața solului și pe banda de alergat, cu și fără exoschelet.
10. Obținerea diagramelor și a legilor de mișcare ale articulațiilor exoscheletului, dar și a legilor de variație în timp ale forțelor de reacțiune cu solul și ale forțelor de reacțiune din articulații.

### 8.2. Direcții viitoare de cercetare

Direcțiile viitoare de cercetare au în vedere următoarele aspecte:

- Realizarea prototipului fizic al dispozitivului din cererea de brevet;
- Dezvoltarea unei orteze active de genunchi;
- Brevetarea dispozitivului exoschelet de reabilitare a mișcării articulațiilor genunchiului și gleznei, propus în teza.

**Cerere de Brevet** – în curs de evaluare la OSIM

**Dispozitiv pentru recuperarea progresiva a mișcărilor articulațiilor umane utilizat în sisteme ortotice, Inventatori: Petcu Alin, Tarniță Daniela, Tarniță Dănuț-Nicolae,** cerere de brevet nr. A/00081, 2016.

### Bibliografie

[PET2016] **Petcu Alin**, Calafeteanu, D., Georgescu, M., Tarnita, D., Kinematics and kinetics of healthy and osteoarthritic knee during walking stairs. Bulletin of the Transilvania Univ. of Brasov, vol. 9(58), pp 203-208, 2016.

[PET2017] **Petcu Alin**, Calafeteanu, D., Tarnita, D.N., Numerical simulations and experimental flexion-extension measurements of human leg joints during squat exercises, Medicina sportiva - Journal of the Romanian Sports Medicine Society, vol. XIII, no. (1), pp. 2805-2811, 2017.

[PET2018] **Petcu Alin**, Georgescu M., Tarnita D., Actuation systems of active orthoses used for gait rehabilitation, Applied Mechanics and Materials, vol. 880, pp. 118-123, 2018.

[PET2018/1] **Petcu Alin**, Tarniță, D., Geonea, I., Malciu, R., Evaluation of human knee flexion-extension on inclined treadmill using wearable sensors, 35th Danubia Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics, pp. 109-110, 2018.

[TAR2013/a] Tarnita, D., Marghitu, D.B., Analysis of a hand arm system. Robot Comput Integr Manuf, vol. 29(6), pp. 493-501, 2013.

[TAR2013/b] Tarnita, D., Catana, M., Tarnita, D.N., Nonlinear analysis of normal human gait for different activities with application to bipedal locomotion, Rev Roum Sci Tech Mech Appl, vol. 58(1-2), pp. 177-188, 2013.

[TAR2013/c] Tarniță, D., Catană, M., Tarniță, D.N., Experimental measurement of flexion-extension movement in normal and osteoarthritic human knee, Rom J Morphol Embryol, vol. 54(2), pp. 309-313, 2013.

[TAR2014/a] Tarnita, D., Calafeteanu, D., Matei, I., Tarnita, D.N., Experimental measurement of flexion-extension in normal and osteoarthritic knee during sit-to-stand movement, Appl Mech Mater, vol. 658, pp. 520-525, 2014.

[TAR2016/1] Tarnita, D., Wearable sensors used for human gait analysis, Rom J Morphol Embryol, vol. 57(2), 309-313, 2016.

[TAR2016/2] Tarnita, D., Geonea, I., **Petcu Alin**, Tarnita, D.N., Experimental Characterization of Human Walking on Stairs Applied to Humanoid Dynamics, *Advances in Robot Design and Intelligent Control, Advances in Intelligent Systems and Computing* vol. 540, pp. 293-301, 2016.

[TAR2016/5] Tarnita D., Rosca A., Geonea I., Calafeteanu D., Experimental measurements of the human knee flexion angle during squat exercises, *Applied Mechanics and Materials*, vol. 823, pp. 113-118, 2016.

[TAR2016] Tarniță, D.N., Tarniță, D., Grecu, D., Calafeteanu, D., Căpitănescu, B., New technical procedure involving Achilles tendon rupture treatment through transcutaneous suture, *Rom J Morphol Embryol*, vol. 57(1), pp. 211–214, 2016.

[TAR2017] Tarnita D., Calafeteanu D., Geonea I., **Petcu Alin**, Tarnita DN., Effects of malalignment angle on the contact stress of knee prosthesis components, using Finite element method, *Rom J Morphol Embryol*, vol. 58(3), 2017. (IF=0.67)

[TAR2018/1] Tarnita, D., Geonea, I., **Petcu Alin**, Experimental Human Walking and Virtual Simulation of Rehabilitation on Plane and Inclined Treadmill, *Acoustics and Vibration of Mechanical Structures—AVMS-2017, Springer Proceedings in Physics* vol. 198, pp. 149-155, 2018.

[TAR2018/2] Georgescu, M., **Petcu Alin**, Tarnita, D., Influences of speed and treadmill inclination on the local dynamic stability of human knee joint, *Applied Mechanics and Materials*, vol. 880, pp. 130-135, 2018.

[TAR2018/3] Tarniță, D., Marghitu, D., **Petcu Alin**, Nonlinear dynamics of human knee joint during jumps, *35th Danubia Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics*, 2018,

[TAR2019] Tarnita, D., Georgescu, M., Geonea, I., **Petcu Alin**, Tarnita, D.N., Nonlinear analysis of human ankle dynamics, *Mechanisms and Machine Science*, vol. 65, pp. 235-243. 2019.

[DT2016] Tarnita, D., Wearable sensors used for human gait analysis, *Rom J Morphol Embriol*, vol. 57(2), pp. 373-382, 2016.

[DTIG2018] Tarnita, D., Geonea, I., **Petcu, Alin**, Tarnita, D.N., Numerical Simulations and Experimental Human Gait Analysis Using Wearable Sensors, *New Trends in Medical and Service Robots*, Springer Publishing House, pp.289-304, 2018.

[DTMC2014] Tarnita, D., Catana, M., Tarnita, D.N., Contributions on the modeling and simulation of the human knee joint with applications to the robotic structures, *New Trends on Medical and Service Robotics: Challenges and Solutions*, Springer, pp. 283-297, 2014.

[DTMC2016] Tarnita, D., Catana, M., Tarnita, D.N., Design and Simulation of an Orthotic Device for Patients with Osteoarthritis, *New Trends in Medical and Service Robots*, Springer, pp 61-77, 2016.

[KS2014] Shamaei, K., et al, Design and functional evaluation of a quasi-passive compliant stance control knee–ankle–foot orthosis, vol. 22(2), pp. 258-268, 2014.

[KUN2011] Kun, L., Inoue, Y., Shibata, K., Enguo, C., Ambulatory estimation of knee-joint kinematics in anatomical coordinate system using accelerometers and magnetometers, *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 58, pp. 435–42, 2011.

[KUR2007] Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F., Halpern, M., Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 89(4), pp. 780 - 785, 2007.

[KY2002] Yamamoto, K., Hyodo, K., Ishii, M., Matsuo, T., Development of power assisting suit for assisting nurse labor, *JSME International Journal. Series C*, vol. 45(3), pp. 703-711, 2002.

[GEO2016] Georgescu, M., **Petcu Alin**, Tarnita, D., Nonlinear movement of human knee overground & on treadmill, *Bulletin of the Transilvania University of Braşov*, vol. 9(58) no. 2 - Special Issue Series I: Engineering Sciences, pp. 125-132, 2016.

[GEO2018] Geonea, I., Dumitru, N., Rosca, A.S., **Petcu Alin**, Ciurezu, L., Experimental Validation of an Exoskeleton for Motion Assistancen, *Applied Mechanics and Materials*, vol. 880, pp. 111-117, 2018.

[GSS2009] Sawicki, G.S., et al. A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis with myoelectric activation and inhibition, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6(23), 2009.

[BMM2013] Baig, M.M., Gholamhosseini, H., Smart health monitoring systems: an overview of design and modeling, *J Med Syst*, vol. 37(2), pp. 9898, 2013. [CAT2013] Catana, M., Tarnita, Daniela. Tarnita, D.N., Modeling, Simulation and Optimization of a Human Knee Orthotic Device, *Applied Mechanics and Materials*, vol. 371, pp. 549-553, 2013.

[CF2014] Casamassima, F., Ferrari, A., Milosevic, B., Ginis, P., Farella, E., Rocchi, L., A wearable system for gait training in subjects with Parkinson’s disease. *Sensors (Basel)*, vol. 14(4), pp. 6229–6246, 2014.

[CHO2013] Chowdhury, S., Kumar, N., Estimation of Forces and Moments of Lower Limb Joints from Kinematics Data and Inertial Properties of the Body by Using Inverse Dynamics Technique, *Journal of Rehabilitation Robotics*, pp. 93-98, 2013.

[CHY2013] Charlon, Y., Fourly, N., Campo, E., A telemetry system embedded in clothes for indoor localization and elderly health monitoring, *Sensors (Basel)*, vol. 13(9), pp. 11728–11749, 2013.