



**UNIVERSITATEA DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE  
„CAROL DAVILA”, BUCUREȘTI  
UNIVERSITATEA POLITEHNICA, BUCUREȘTI  
ȘCOALA DOCTORALĂ  
DOMENIUL MEDICINĂ**



***STUDIU PRIVIND BIOMECANICA MERSULUI ASISTAT DE UN  
NOU SISTEM MECATRONIC PENTRU PACIENȚII CU DIZABILITĂȚI  
DE MERS, DEZVOLTAT ÎN CADRUL PROIECTULUI DE CERCETARE  
PN II – PARTENERIATE ÎN DOMENII PRIORITARE – CONTRACT  
190/2012: „SISTEM MECATRONIC DE REALITATE 3D PENTRU  
RECUPERAREA AMBIENTALĂ A PACIENȚILOR CU AFECȚIUNI  
NEUROLOGICE CENTRALE – RELIVE”***

**REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT**

**Conducători de doctorat:**

**PROF. UNIV. DR. BERTEANU MIHAI**

**PROF. UNIV. DR. ING. SEICIU PETRE LUCIAN**

**Student-doctorand:**

**BADEA DOINA IOANA**

## Cuprins

Lista cu abrevieri și simboluri .....	3
Introducere .....	4
I. Stadiul actual al cunoașterii (Partea generală) .....	5
1. Introducere .....	5
2. Sisteme care asigură mișcarea pelvisului .....	6
2.1. Sisteme care asigură mișcarea pelvisului în mod activ .....	6
2.2. Sisteme care asigură mișcarea pelvisului doar în mod pasiv .....	6
2.3. Concluzii .....	7
II. Contribuții personale (Partea originală) .....	8
3. Sistemul RELIVE, ipoteza de lucru și obiectivele generale .....	8
3.1. Sistemul RELIVE .....	8
3.2. Ipoteza de lucru .....	9
3.3. Obiectivele generale .....	9
4. Metodologia generală a cercetării .....	10
5. Studiul 1: Contribuții privind modificările de presiune plantară în timpul mersului asistat .....	11
5.1. Introducere .....	11
5.1.1. Fazele ciclului de mers și considerații legate de presiunea plantară .....	11
5.1.2. Ipoteza de lucru .....	11
5.1.3. Obiectivele specifice .....	11
5.2. Material/Participanți și metodă .....	11
5.3. Rezultate .....	12
5.4. Discuții .....	14
5.5. Concluzii .....	17
6. Studiul 2: Contribuții privind modificările cinematice ale mișcării pelviene în timpul mersului asistat .....	21
6.1. Introducere .....	21
6.1.1. Considerații legate de amplitudinea și simetria mișcării pelviene pentru persoane sănătoase și pentru pacienții post-AVC .....	21
6.1.2. Ipoteza de lucru .....	21

6.1.3. Obiectivele specifice .....	21
6.2. Material/Participanți și metodă .....	22
6.3. Rezultate .....	22
6.4. Discuții .....	24
6.5. Concluzii .....	26
7. Concluzii și contribuții personale .....	30
Bibliografie .....	34
Lista cu lucrările științifice publicate .....	39

## Lista cu abrevieri și simboluri

AMO = amplitudinea mișcării de oblicitate

AVC = accidentul vascular cerebral

BWS = susținerea greutății corporale (body weight support)

CoM = centrul de masă (center of mass)

DGC = descărcare a greutății corporale

DoF = grad de libertate (degree of freedom)

EEG = electroencefalograf

EMG = electromiograf

FAC = Categoriile de Ambulație Funcțională (Functional Ambulation Categories)

FES = stimulare electrică funcțională (functional electric stimulation)

IS = indice de simetrie

MAO = media valorilor amplitudinii mișcării de oblicitate

MAO<sub>45,d</sub> = media valorilor amplitudinii mișcării de oblicitate pentru pelvisul drept

MAO<sub>45,s</sub> = media valorilor amplitudinii mișcării de oblicitate pentru pelvisul stâng

MAO<sub>90</sub> = media valorilor amplitudinii mișcării de oblicitate pentru pelvisul stâng și cel drept

MI = membrul inferior

MISO = media valorilor indicelui de simetrie pentru oblicitate

MPMV = media valorilor presiunii medii de vârf

MPMV<sub>24,d</sub> = media valorilor presiunii medii de vârf pentru piciorul drept

MPMV<sub>24,s</sub> = media valorilor presiunii medii de vârf pentru piciorul stâng

MPMV<sub>48</sub> = media valorilor presiunii medii de vârf pentru ambele picioare

MTS = metatarsian

PMV = presiunea medie de vârf

## Introducere

*Importanța temei alese.* Primul Raport Mondial al Dizabilității menționa, cu mai bine de o decadă în urmă, existența a peste un miliard de oameni care trăiau cu o formă de dizabilitate, din care 200 de milioane aveau o formă de dizabilitate funcțională, inclusiv dizabilitate de ambulație. Cauzele modificării pattern-ului de mers fiziologic sunt variate: afecțiuni ale sistemului nervos central, afecțiuni degenerative osteo-articulare de natură traumatică, infecțioasă sau inflamatorie, deficit muscular, diferență de lungime între membrele inferioare (MI), protezare a MI post-amputație, tulburări cognitive, obezitate sau scădere bruscă de greutate, afecțiuni vasculare, afecțiuni neoplazice [1,2,3]. Dintre cauzele menționate, accidentul vascular cerebral (AVC) este a treia cauză de deces și dizabilitate combinate pe termen lung. De aceea, în ultima vreme, dezvoltarea unor dispozitive și sisteme pentru antrenarea mersului la pacienții post-AVC a devenit un subiect de cercetare de mare interes [4,5,6].

*Noutatea și actualitatea temei.* Având în vedere particularitățile modificărilor aduse mersului, în cazul pacienților post-AVC, tendința actuală este de a încerca dezvoltarea unor sisteme sau roboți pentru reabilitare, care să îmbunătățească rezultatul recuperării acestora. Studiile prezentate în teză se bazează pe sistemul RELIVE. Acesta este un sistem asistiv de antrenament al mersului pe sol, pentru reabilitarea pacienților cu afecțiuni generatoare de dizabilități de ambulație, care a fost conceput și realizat în cadrul proiectului de cercetare PN II – Parteneriate în domenii prioritare - contract 190/2012: „Sistem mecatronic de realitate 3D pentru recuperarea ambientală a pacienților cu afecțiuni neurologice centrale – RELIVE” (CNDI–UEFISCDI PN-II-PT-PCCA-2011-3.2-0053). Dezvoltarea unui astfel de sistem complex a necesitat colaborarea interdisciplinară între specialiști în medicina de reabilitare, specialiști mecatronici, ingineri și psihologi. Datorită caracterului interdisciplinar al studiilor, coordonarea activității de cercetare a fost realizată în cotelă (acordul de cotelă din 22.11.2017) între Universitatea de Medicină și Farmacie „Carol Davila” din București, sub îndrumarea prof. dr. Mihai Berteanu și Universitatea Politehnica din București, sub îndrumarea prof. dr. ing. Petre Lucian Seiciu.

*Motivația alegerii temei.* Sistemul poate avea un impact semnificativ în reabilitarea mersului la pacienții post-AVC și îmbunătățirea calității vieții acestora, cu efect asupra sistemului medical, prin reducerea cheltuielilor implicate în îngrijirea persoanelor cu dizabilități majore de ambulație.

*Ipoteza de cercetare și scopul lucrării științifice.* Studiul a pornit de la ipoteza că sistemul RELIVE nu produce modificări ale biomecanicii mersului la utilizatorii care nu prezintă patologii ale mersului. Scopul acestui studiu este de a evalua biomecanica mersului în timpul utilizării sistemului mecatronic RELIVE, iar în cazul în care apar modificări ale biomecanicii de a identifica îmbunătățirile ce trebuie aduse sistemului pentru a readuce aceste modificări în limite normale.

# I. Stadiul actual al cunoașterii (Partea generală)

## 1. Introducere

În timpul mersului, pelvisul realizează șase mișcări în toate cele trei planuri [7]: 3 translații: mediolaterală (stânga/dreapta); anteroposterioară (înainte/înapoi); supero-inferioară (sus/jos) și 3 rotații sau deplasări unghiulare: a) rotație transversală (sau rotație internă-externă), în jurul axului vertical, în planul transversal (orizontal); b) basculare (sau rotație antero-posterioară), în jurul axului transversal (mediolateral), în planul sagital (longitudinal); c) oblicitate (rotație supero-inferioară), în jurul axului sagital, în planul coronal (frontal). Mersul trebuie să fie eficient din punct de vedere energetic, iar aceste mișcări pelviene sunt cruciale pentru obținerea unor pattern-uri normale de mers, prin optimizarea consumului de energie [8,9].

Supraviețuitorii unui AVC tind să exagereze mișcările pelvisului pentru a compensa pattern-ul anormal al mersului și pentru a evita căderea în timpul fazei de balans. Studii anterioare au arătat că supraviețuitorii prezintă creșterea amplitudinii basculării anterioare a pelvisului, căderea pelvisului controlateral în plan coronal și retragerea hemipelvisului în plan transversal [9].

Procedurile de reabilitare convențională necesită efort excesiv din partea terapeuților pentru a asista mersul pacienților sever afectați, poziționând membrul paretic și controlând mișcările trunchiului [9]. La ora actuală, sistemele robotizate pentru reabilitarea mersului, sunt studiate mult și se dezvoltă rapid. Cele mai des întâlnite sunt sistemele pentru antrenament de mers asistat pe suprafață fixă (overground) și exoscheletele [6].

Cele mai importante module pe care ar trebui să le aibă un sistem pentru reabilitarea mersului sunt: subsistemul de susținere a greutății corporale (BWS) sau modulul de transfer al greutății corporale (în cazul exoscheletelor), mecanismul de pășire reciprocă (sau mecanismul de mișcare ciclică a MI – în cazul exoscheletelor), mecanismul pelvian (sau unitatea motorie a pelvisului) și modulul pentru mediul ambiant [7].

O componentă dezvoltată insuficient până în prezent este mecanismul pelvian, care să permită mișcarea naturală a pelvisului în timpul antrenamentului de mers [10]. Dacă sistemul nu asigură mișcarea conform celor șase grade de libertate (DoF) ale pelvisului, atunci apar constrângeri de mobilitate și alinierea greșită om-robot la nivelul articulațiilor, în timpul mersului [11]. Dezavantajul sistemelor care au mecanism pelvian și asistă mișcările pelvisului, este că prezintă mulți actuatori și sunt structuri complexe, greoaie [12].

## **2. Sisteme care asigură mișcarea pelvisului**

### **2.1. Sisteme care asigură mișcarea pelvisului în mod activ**

Pentru a afla care este stadiul actual de dezvoltare a sistemelor pentru antrenament de mers asistat cu mecanisme pelviene, a fost necesară realizarea unui studiu bibliografic [13]. Au fost căutate în bazele de date PubMed, IEEE Xplore, ResearchGate și Web of Science, toate sistemele care au cel puțin un DoF pelvian acționat de un actuator al unui mecanism pelvian.

Cele 19 sisteme identificate sunt: Lopes II ([14]), PAM ([15]), NaTUre-Gaits II ([16]), Stand Trainer ([17]), mTPAD ([18]), WalkTrainer ([19]), Lokomat Pro ([20]), ALEX III ([21]), RGR Trainer ([22]), JARoW-II ([23]), IBWS ([24]), AssistOn-Gait ([25]), Gait Rehabilitation Robot ([26]), Lower Limb Rehabilitation Robot ([27]), String-man ([28]), TPMAD ([29]), Pelvic Support Walking Robot ([30]), Healbot T ([31]), Overground Pelvic Obliquity Support Robot + Walking Assist Exoskeleton ([6]).

Pentru fiecare dintre aceste sisteme am prezentat caracteristicile generale: a) tipul de sistem; b) pe ce tip de suprafață poate merge utilizatorul; c) dacă sistemul este sau are în componență un exoschelet sau o orteză robotică; d) componentele mecanice ale sistemului și dacă acesta are sau nu un subsistem de BWS; e) tipul de interfață om-robot pe care sistemul o are la nivel pelvian; f) dacă sistemul prezintă un subsistem pentru biofeedback sau un subsistem de recunoaștere a intenției; g) anii primelor și ultimelor lucrări de cercetare găsite cu privire la sistemele identificate. Pentru a afla data lucrărilor de cercetare, numele fiecărui sistem și autorii au fost căutați din nou în aceleași baze de date. De asemenea, am oferit informații despre: a) mișcările pe care le poate face pelvisul uman în timpul utilizării fiecărui sistem; b) dacă mișcarea pelvisului este acționată, pasivă sau blocată; c) despre DoF ale sistemului, asigurate cu actuatori care permit mișcări ale pelvisului uman; d) despre modurile de funcționare ale sistemelor; e) dacă sistemele influențează sau nu traiectoria centrului de masă (CoM).

### **2.2. Sisteme care asigură mișcarea pelvisului doar în mod pasiv**

Pe lângă sistemele cu mecanism pelvian activ, există și sisteme care asigură mișcarea pelvisului doar în mod pasiv. Dintre acestea menționez: iReGo [32], Sistemul Corbys [33], KineAssist [34], RART [35], GaitEnable [36], Robotic Walker [37], Sistemul Walker [38] și BAR [39].

### 2.3. Concluzii

1. Deși cercetarea a făcut pași mari în domeniul recuperării mersului, mai trebuie studiat mult acest domeniu pentru a îmbunătăți eficacitatea acestui proces de reabilitare.

2. Obiectivul principal al sistemelor de reabilitare a mersului este de a ajuta pacienții cu dizabilități de locomoție, să atingă cel mai înalt nivel posibil de independență funcțională.

3. Majoritatea sistemelor se bazează pe teoria lui Saunders privind cei șase determinanți ai mersului, care, ulterior, s-a dovedit că nu sunt utili în scăderea costului metabolic al mersului, prin reducerea oscilațiilor CoM. Implementarea și a altor mișcări în încercarea de a reduce costul metabolic energetic ar putea fi o strategie utilă.

4. Direcțiile viitoare de cercetare pentru îmbunătățirea sistemelor ar trebui să ia în considerare sistemele de recunoaștere a intenției de mișcare bazate pe interfața om-robot, electromiograf (EMG), electroencefalograf (EEG) sau alte tehnologii care pot fi aplicate într-un circuit închis de biofeedback (stimulare electrică funcțională - FES), pentru a anticipa și a asista mișcările pacienților, ajustându-le traiectoria și amplitudinea mișcării numai dacă este necesar. Un progres important s-ar obține dacă această tehnologie ar putea fi implementată atât pentru asistarea MI afectat, cât și pentru asistarea pelvisului.

5. Asistarea mersului ar trebui să fie în concordantă cu subfazele ciclului de mers, puține sisteme luând în calcul acest lucru.

6. Alte provocări interesează sistemul de control și capacitatea sistemului de a fi acționat în ambele sensuri, pentru a putea compensa efectele inerțiale și prin urmare sincroniza automat mișcarea sistemului cu mișcarea utilizatorului, astfel încât acesta să nu întâmpine rezistență la mișcare, din partea sistemului.

7. Hamurile și centurile sunt esențiale pentru a preveni căderea. Deși nu există hamul perfect, acesta poate fi echipat cu senzori de presiune pentru a stabili gradul de presiune și a ajuta pacientul să o elibereze, prin efectuarea de reglaje.

8. Sunt necesare cercetări viitoare pentru a concluziona dacă și în ce măsură cinematica mersului în cazul covorului rulant este diferită de cinematica mersului în cazul mersului pe sol.

9. Obiectivele viitoare ar trebui să includă creșterea adresabilității acestor sisteme de reabilitare a mersului pentru a acoperi dizabilități de mers mai complexe generate de diverse patologii. Acest lucru poate fi realizat renunțând la baza mobilă a sistemelor de mers pe sol și venind cu o soluție mecanică mai bună, care să poată permite pacientului să se antreneze în medii mai complexe, cum ar fi diferite texturi ale solului sau scări.



## II. Contribuții personale (Partea originală)

### 3. Sistemul RELIVE, ipoteza de lucru și obiectivele generale

#### 3.1. Sistemul RELIVE

Sistemul RELIVE este în stadiul TRL5, urmând să treacă prin evaluarea preclinică pentru a atinge stadiul de TRL6, conform clasificării TRL adaptate la dispozitivele medicale [40,41]. Sistemul RELIVE constă dintr-un ansamblu de stâlpi de susținere și un subsistem format din 4 grinzi (traverse) fixe, ce delimitează spațiul terapeutic și o grindă mobilă pe care sunt plasate subsistemele de BWS și subsistemul mecatronic de oscilare verticală alternantă a centurii pelviene (numit în continuare “alternator”). Alternatorul a fost descris într-o lucrare anterioară [42], fiind caracteristica inovatoare a sistemului RELIVE, responsabilă de producerea mișcării de rotație supero-inferioară (oblicitate) a pelvisului. Pentru acesta s-a obținut brevetul de invenție cu titlul „Sistem mecatronic de oscilare verticală alternantă a centurii pelviene”, nr RO 131260 A2.

Utilizatorul poartă un ham omologat (h/p/cosmos) care este prins de un cablu în două puncte, la nivelul umerilor, prin intermediul a două inele, fiind suspendat prin intermediul căruciorului rotativ montat pe grinda mobilă, care permite întoarceri cu 360°. Alternatorul deplasează pe verticală, în mod alternativ cele două puncte ale hamului, la nivelul umerilor [43]. Între cablu și inelele hamului este plasat câte un traductor de forță, care transformă greutatea în semnal electric. Cablul trece prin dreptul unui disc perforat, care este montat deasupra căruciorului rotativ și legat de acesta, într-una dintre găuri fiind montată o rolă. Mișcarea verticală a pelvisului se realizează prin rotirea discului perforat, o rotație completă fiind echivalentul unui pas dublu. Când rola împinge cablul din stânga, cablul ridică hemipelvisul stâng, iar când rola împinge cablul din dreapta, cablul ridică hemipelvisul drept [42]. Pe raza discului perforat sunt prevăzute 4 orificii (găuri), rola putând fi montată în 4 poziții distincte față de centrul discului. În funcție de această poziție, se modifică translația verticală a șoldurilor. Pentru acest studiu rola s-a poziționat în poziția a treia față de centrul discului, în această poziție înregistrându-se o translație verticale a CoM optimă de 55÷60 mm și o translație verticală a șoldurilor de 10 cm [42]. Sistemul RELIVE prezintă și un cadru pelvian ajustabil pe verticală, cu bare de sprijin pentru mâini, fixat de axul vertical al căruciorului rotativ, cu scopul de a îmbunătăți postura și stabilitatea utilizatorului. Înainte de începerea ședinței de antrenament, hamul legat la capetele cablului de suspensie este fixat

pe utilizator, care este cântărit folosind traductoarele de forță localizate între cablu și ham, la cele două capete ale cablului. Apoi, o parte din greutatea utilizatorului este descărcată, în funcție de necesități. În această fază, rola trebuie să fie plasată pe axa verticală a discului perforat ( $0^\circ$  corespunzător orei 12 sau  $180^\circ$  corespunzător orei 6) pentru ca preluarea din greutate să se facă simetric [42]. Tamburul este acționat, iar prin răsucire, acesta ridică ambele capete ale cablului în același timp.

Folosirea ansamblului alternator – BWS are mai multe avantaje: a) simulează mișcarea naturală alternativă verticală a hemipelvisurilor, fiind primul sistem de acest fel; b) este versatil, adaptându-se la caracteristicile fizice (greutate, înălțime) și fiziologice ale utilizatorilor (în stadiul actual se poate modifica viteza de mers, gradul de descărcare a greutății corporale (DGC) a utilizatorului); c) permite rotația transversală (în jurul axei verticale) controlată a întregului corp al utilizatorului; d) poate fi adaptat cu ușurință pentru orice sistem de recuperare (la sol, pe covor rulant, robotizat etc); e) construcția este simplă, dar robustă [42]. În concluzie, sistemul RELIVE se adresează pacienților în stadiul subacut și cronic, cu control motor voluntar parțial al MI, cu valorile indicelui FAC (Functional Ambulation Categories) cuprinse între 0 și 3.

### **3.2. Ipoteza de lucru**

Studiul a pornit de la ipoteza că sistemul RELIVE produce modificări ale biomecanicii mersului la utilizatorii care nu prezintă patologii ale mersului. Având în vedere că sistemul este în stadiul TRL5, trebuie investigat/testat sistemul RELIVE, în cadrul unor studii preclinice relevante, pe subiecți sănătoși. Scopul acestui studiu este de a evalua biomecanica mersului în timpul utilizării sistemului mecatronic RELIVE, iar în cazul în care apar modificări nedorite ale biomecanicii de a identifica îmbunătățirile ce trebuie aduse sistemului pentru a readuce aceste modificări în limite normale.

### **3.3. Obiectivele generale ale studiului**

Pentru atingerea scopului mai sus menționat s-au urmărit următoarele obiective generale:

- a) înregistrarea distribuției presiunii plantare folosind dispozitivul F-Scan de la Tekscan;
- b) înregistrarea unor parametri de mers folosind dispozitivul G-Walk de la BTS;
- c) analiza datelor obținute și formularea unor concluzii.

## 4. Metodologia generală a cercetării

Studiul este împărțit, în continuare, în două studii. Primul studiază presiunile plantare, cu ajutorul dispozitivului F-Scan, iar al doilea studiu investighează parametri de mers, cu ajutorul dispozitivului G-Walk. La aceste studii au participat 15 subiecți sănătoși, fără dizabilități, atât bărbați, cât și femei, fără antecedente de patologii care să afecteze MI. *Criteriile de includere includ:* Vârsta >18 ani; Greutate <130 Kg și înălțime <1,90 m; Diferența de lungime între MI <2 cm; Semnarea consimțământului informat. *Criteriile de excludere includ:* Vârsta <18 ani; Greutate >130 Kg și înălțime >1,90 m; Gravitate; Alergii chimice cunoscute la materialele cu care participantul intră în contact; Diverse afecțiuni medicale; contraindicații la exercițiu fizic și la suspendare; Afecțiuni psihiatrice; Intervenții chirurgicale în ultimele 6 luni.

Înregistrările inițiale și finale s-au făcut prin parcurgerea în mers, pe o traiectorie liniară, a unei distanțe de 4 m, cu viteză liber aleasă, respectiv cu viteza de 0.1 m/s (mers în paralel cu sistemul RELIVE care înaintează cu viteza maximă de 0.1 m/s). Pentru a putea studia biomecanica mersului, au fost descrise 16 sesiuni de mers (Tabel IV.1.). Fiecare participant a trebuit să meargă de trei ori în cadrul fiecărei sesiuni de mers, însumând un număr de 48 de înregistrări cu dispozitivul F-Scan, respectiv 48 de înregistrări cu dispozitivul G-Walk. Pe parcursul sesiunilor de mers, participanții au fost încurajați să își menționeze observațiile legate de funcționarea sistemului RELIVE.

Tabel IV.1. Sesiuni de mers.

A	Fără sistemul RELIVE		Viteză de mers liber aleasă	
B	Fără sistemul RELIVE		Viteza sistemului RELIVE	
C	Cu sistemul RELIVE	0% DGC	Cu mâinile pe lângă corp	Fără alternator
D	Cu sistemul RELIVE	0% DGC	Cu mâinile pe bara de sprijin	Fără alternator
E	Cu sistemul RELIVE	0% DGC	Cu mâinile pe lângă corp	Cu alternator
F	Cu sistemul RELIVE	0% DGC	Cu mâinile pe bara de sprijin	Cu alternator
G	Cu sistemul RELIVE	10% DGC	Cu mâinile pe lângă corp	Fără alternator
H	Cu sistemul RELIVE	10% DGC	Cu mâinile pe bara de sprijin	Fără alternator
I	Cu sistemul RELIVE	10% DGC	Cu mâinile pe lângă corp	Cu alternator
J	Cu sistemul RELIVE	10% DGC	Cu mâinile pe bara de sprijin	Cu alternator
K	Cu sistemul RELIVE	20% DGC	Cu mâinile pe lângă corp	Fără alternator
L	Cu sistemul RELIVE	20% DGC	Cu mâinile pe bara de sprijin	Fără alternator
M	Cu sistemul RELIVE	20% DGC	Cu mâinile pe lângă corp	Cu alternator
N	Cu sistemul RELIVE	20% DGC	Cu mâinile pe bara de sprijin	Cu alternator
O	Fără sistemul RELIVE		Viteza sistemului RELIVE	
P	Fără sistemul RELIVE		Viteză de mers liber aleasă	

Studiul s-a desfășurat fără să apară obstacole sau impedimente. De asemenea participanții la studiu nu au dezvoltat nicio complicație din cele expuse în protocol.

## **5. Studiul 1: Contribuții privind modificările de presiune plantară în timpul mersului asistat**

### **5.1. Introducere**

#### **5.1.1. Fazele ciclului de mers și considerații legate de presiunea plantară**

Analiza funcției piciorului este esențială având în vedere că piciorul reprezintă punctul de sprijin principal în timpul mersului și trebuie să se adapteze la medii variate și la expunerea la forțe mari [44]. Măsurarea distribuției presiunii plantare a adus informații esențiale pentru evaluarea anumitor patologii (artrită reumatoidă, boală Parkinson, diabet etc.) [44], însă cuantificarea și interpretarea rezultatelor sunt dificile, fapt ce limitează analiza și diagnosticul [45].

#### **5.1.2. Ipoteza de lucru**

Am pornit de la ipoteza că sistemul RELIVE produce modificări ale presiunii plantare în timpul mersului.

#### **5.1.3. Obiectivele specifice**

Obiectivele acestui studiu sunt următoarele: a) Compararea mai multor sesiuni pentru a vedea dacă și cum se modifică presiunea plantară în funcție de anumite particularități ale sesiunilor; b) Compararea stânga-dreapta în cadrul aceluiași sesiuni din punct de vedere al presiunii plantare; c) Integrarea tuturor rezultatelor și evidențierea unor concluzii.

### **5.2. Material/participanți și metodă**

Primul pas a fost adaptarea prin tăiere a branțurilor cu senzori, la măsura piciorului fiecărui participant. Apoi, s-a montat dispozitivul F-Scan la nivelul centurii, iar după pornirea dispozitivului, am făcut calibrarea acestuia prin metoda „Calibrarea pasului” oferită de software-ul dispozitivului F-Scan. În continuare, participantului i s-a oferit timp pentru acomodare.

Apoi am pornit înregistrarea pentru fiecare deplasare din cadrul celor 16 sesiuni de mers, software-ul dispozitivului F-Scan înregistrând valorile presiunilor plantare. Pentru a analiza doar fazele complete de sprijin, am șters primul și ultimul pas înregistrat. În continuare, am aplicat

formula peak/stance average definită ca media valorilor presiunii de vârf a tuturor pașilor, corespunzătoare fiecărui pătrat/casetă de analiză și am obținut distribuția valorilor presiunii medii de vârf (PMV) și harta acestora pentru fiecare picior. Am împărțit suprafața plantară în șase zone de interes (haluce; metatarsian (MTS) I; MTS II și III; MTS IV și V, calcaneu medial; calcaneu lateral), iar faza de sprijin a ciclului de mers am împărțit-o în patru subfaze (contact inițial și răspuns la încărcare, sprijin de mijloc, sprijin terminal, prebalans). S-a făcut media valorilor PMV a fiecărei zone și fiecărei faze, obținându-se astfel o singură valoare pentru fiecare fază a fiecărei regiuni. Pentru fiecare participant s-au obținut 24 de valori pentru fiecare picior, în cazul unei deplasări dintr-o sesiune de mers. Apoi, s-a făcut media valorilor celor trei deplasări pentru fiecare sesiune, obținându-se valorile mediei PMV (MPMV) pentru fiecare picior, pentru fiecare sesiune de mers: 24 de valori MPMV pentru piciorul stâng și 24 de valori MPMV pentru piciorul drept.

Pentru a obține o singură valoare MPMV pentru fiecare picior, pentru fiecare sesiune de mers, am făcut media celor 24 de valori MPMV pentru piciorul stâng ( $MPMV_{24,s}$ ) și media celor 24 de valori MPMV pentru piciorul drept ( $MPMV_{24,d}$ ). Pentru a obține o singură valoare MPMV pentru fiecare sesiune de mers, am făcut media celor 48 de valori MPMV (24 de valori MPMV pentru piciorul drept și 24 de valori MPMV pentru piciorul stâng), obținându-se valoarea  $MPMV_{48}$ .

F-Scan este cunoscut pentru erorile pe care le poate introduce în percepția presiunii de către senzor, decodarea acestora și repetabilitatea valorilor în aceleași condiții. Pentru a testa dacă valorile înregistrate sunt repetabile, am repetat la sfârșitul sesiunilor de mers cu sistemul RELIVE, primele două sesiuni de mers în afara sistemului RELIVE și le-am comparat, cu scopul de a vedea dacă există diferențe statistice. O altă măsură de siguranță a fost să înregistrez trei deplasări pentru fiecare sesiune în parte și să fac media acestora. În cadrul acestui studiu, am făcut mai multe seturi de comparații, selectând anumite sesiuni de mers din cele 16 posibile.

### 5.3. Rezultate

O parte din rezultatele obținute sunt următoarele:

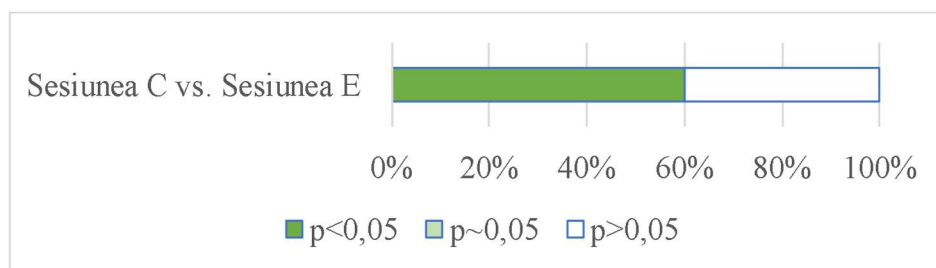


Fig. 5.1. Sesiunea C versus Sesiunea E.

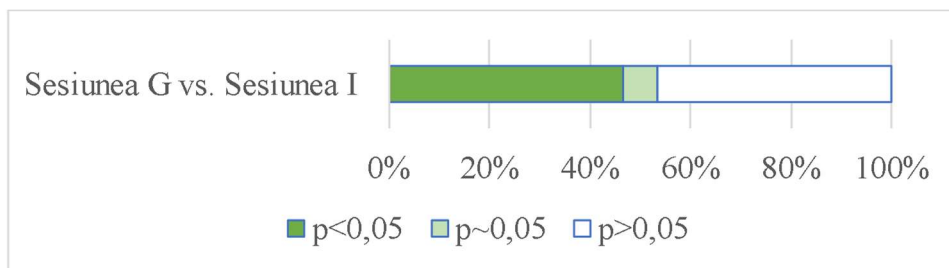


Fig. 5.2. Sesiunea G versus Sesiunea I.

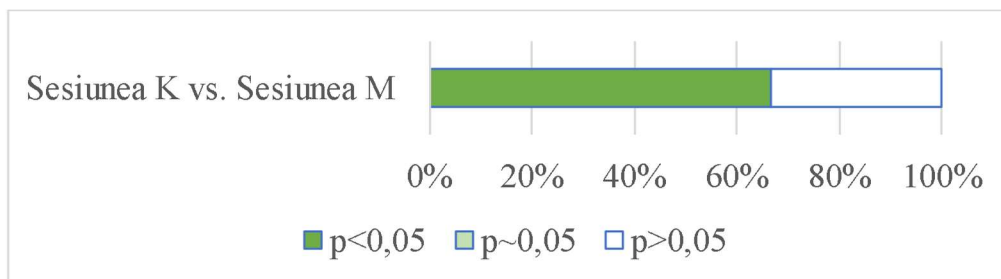


Fig. 5.3. Sesiunea K versus Sesiunea M.

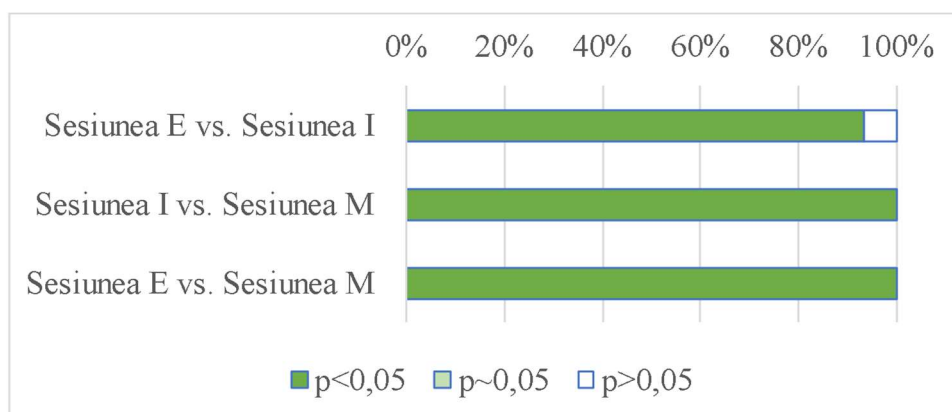


Fig. 5.4. Sesiunea E versus Sesiunea I versus Sesiunea M.

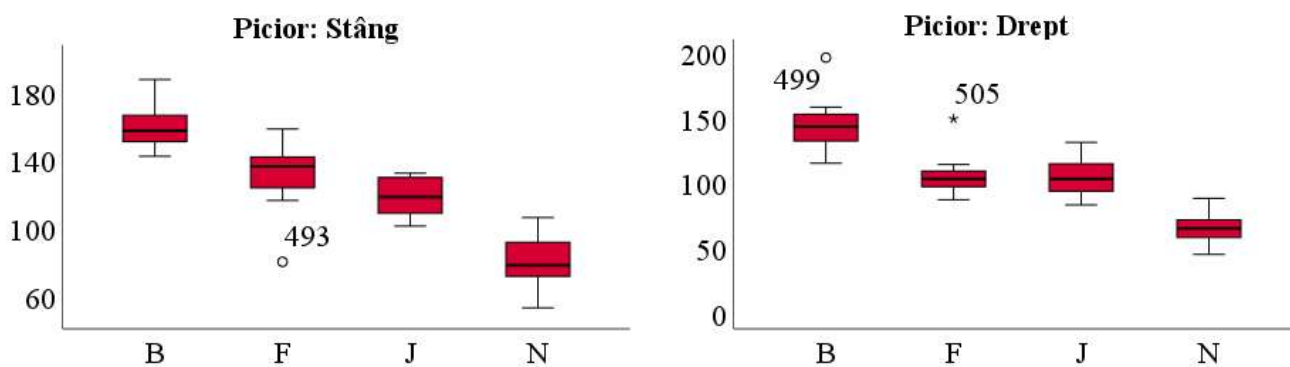


Fig. 5.5. Zona 5, faza 1.

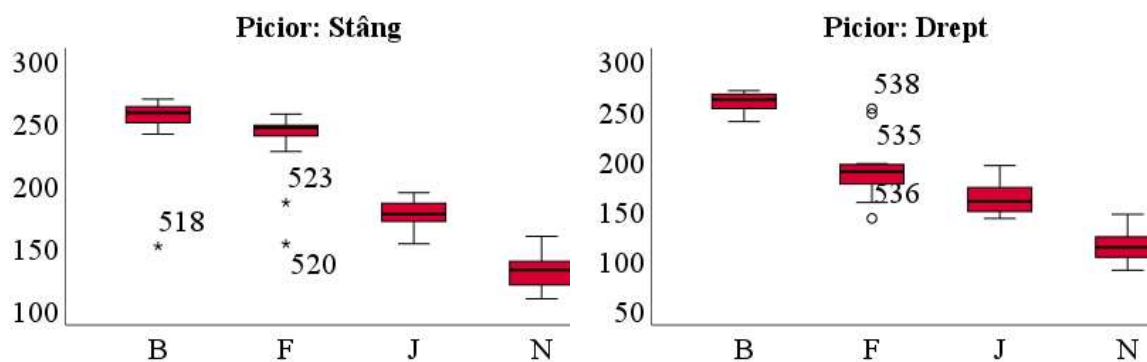


Fig. 5.6. Zona 5, faza 2.

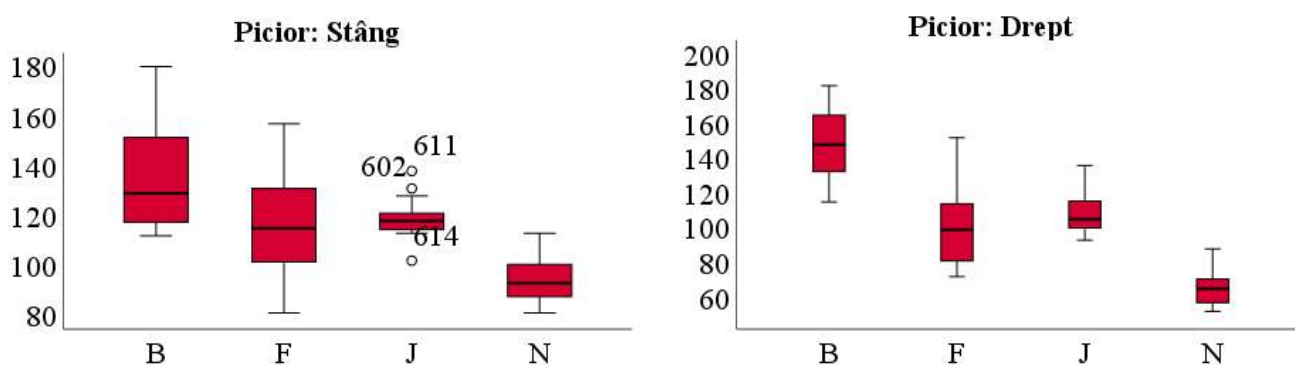


Fig. 5.7. Zona 6, faza 1.

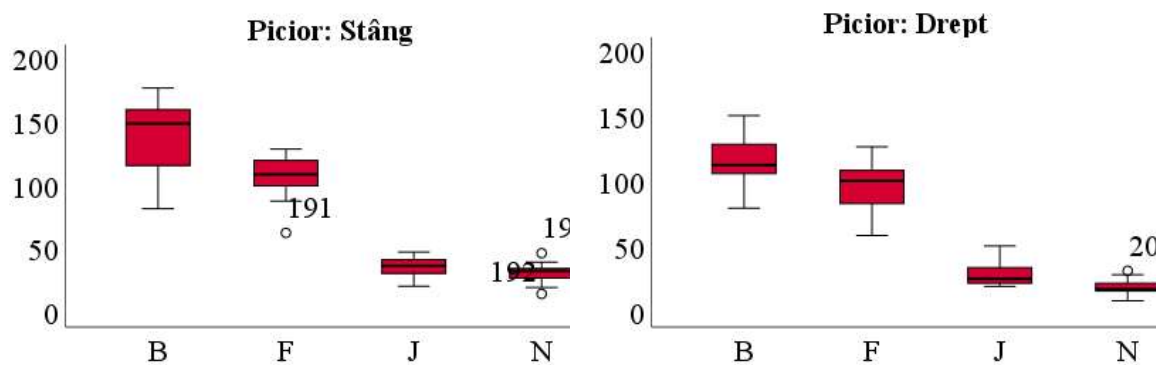


Fig. 5.8. Zona 2, faza 3.

#### 5.4. Discuții

a) Pentru fiecare participant, la mersul cu mâinile pe lângă corp și cu alternatorul pornit, subsistemul de BWS determină DGC treptată, în funcție de gradul de DGC comandat, valorile MPMV<sub>48</sub> scăzând cu fiecare procent de greutate descărcat (Fig. 5.4.). De asemenea, subsistemul

alternator interferă cu subsistemul de BWS, prin creșterea gradului de DGC comandat de operator atunci când acesta este pornit, în timpul sesiunilor cu același procent de DGC, când participantul merge cu mâinile pe lângă corp, în sistemul RELIVE (Fig. 5.1., Fig. 5.2., Fig. 5.3.). Acest lucru a fost dovedit prin scăderea tuturor valorilor  $PMV_{48}$  în timpul sesiunilor cu alternatorul pornit. Această constatare s-ar putea datora faptului că alternatorul nu este un subsistem separat mecanic de cel de BWS. O altă posibilă explicație este că perioada dublă de sprijin este scurtată, mulți participanți spunând că nu au avut suficient timp pentru a-și muta CoM de pe un MI pe celălalt.

b) Pentru fiecare participant, la mersul cu mâinile pe bara de sprijin și cu alternatorul pornit, subsistemul de BWS determină DGC treptată, în funcție de gradul de DGC comandat de operator, valorile  $MPMV_{48}$  scăzând cu fiecare procent de greutate descărcat. De asemenea, subsistemul alternator interferă cu subsistemul de BWS, prin creșterea gradului de DGC atunci când acesta este pornit, în timpul sesiunilor cu 20% DGC, când participantul merge cu mâinile pe bara de sprijin. Acest lucru a fost dovedit prin scăderea valorilor  $MPMV_{48}$  în timpul acestor sesiuni.

c) Subsistemul alternator nu modifică zonele de presiune maximă în timpul ciclului de mers, la mersul cu 0% DGC și mâinile pe bara de sprijin față de zonele de presiune maximă din timpul mersului în afara sistemului RELIVE, cu viteza acestuia. Valorile  $MPMV$  la nivelul piciorului drept par să fie mai mici ca cele la nivelul piciorului stâng, în timpul mersului la 0% DGC, cu alternatorul pornit. Subsistemul alternator interferă cu subsistemul de BWS, ducând la scăderea valorilor  $MPMV$  și deci la creșterea gradului de DGC atunci când este pornit, în cazul mersului cu 0% DGC cu mâinile pe bara de sprijin, comparativ cu mersul în afara sistemului RELIVE, indiferent de zona plantară studiată sau de subfazele fazei de sprijin. Alternatorul nu modifică zonele de presiune maximă în timpul ciclului de mers, la 10% DGC, față de zonele de presiune maximă din timpul mersului la 0% DGC. Valorile  $MPMV$  la nivelul piciorului drept par să fie mai mici ca cele la nivelul piciorului stâng, în timpul mersului la 10% DGC, cu alternatorul pornit. Subsistemul alternator interferă cu subsistemul de BWS, ducând la scăderea valorilor  $MPMV$  și deci la creșterea gradului de DGC atunci când este pornit, în cazul mersului cu 10% DGC cu mâinile pe bara de sprijin, comparativ cu mersul cu 0% DGC, indiferent de zona plantară studiată sau de subfazele fazei de sprijin. Subsistemul alternator, în cazul mersului cu mâinile pe bara de sprijin, poate modifica zonele de presiune maximă în timpul subfazei de prebalans a ciclului de mers, la 20% DGC comparativ cu 0% DGC, la nivelul piciorului stâng existând două zone de presiune maximă cu valori mai mici decât cele la nivelul piciorului stâng în timpul mersului cu 20% DGC. Subsistemul alternator interferă cu subsistemul de BWS, ducând la scăderea valorilor  $MPMV$  și deci la creșterea gradului de DGC atunci când este pornit, în cazul mersului cu 20% DGC cu mâinile pe bara de sprijin, comparativ cu mersul cu 0% DGC, indiferent de zona plantară



studiată sau de subfazele fazei de sprijin. Valorile MPMV la nivelul piciorului drept ar putea să fie mai mici decât cele la nivelul piciorului stâng, atunci când alternatorul este pornit. Din acest motiv am comparat valorile MPMV ale piciorului drept, cu cele ale piciorului stâng pentru toate sesiunile cu alternatorul pornit și valorile mediei MPMV pentru același picior ( $MPMV_{24,s}$ , respectiv  $MPMV_{24,d}$ ), în sesiunile de mers cu mâinile pe bara de sprijin cu alternatorul pornit față de cele cu alternatorul oprit (Fig. 5.5., Fig. 5.6., Fig. 5.7., Fig. 5.8.).

d) Mersul cu sistemul RELIVE, cu alternatorul pornit, duce la scăderea valorilor  $MPMV_{24,d}$  comparativ cu  $MPMV_{24,s}$ , indiferent de gradul de DGC și indiferent dacă participantul merge cu mâinile pe lângă corp sau cu mâinile pe bara de sprijin a sistemului RELIVE. Acest lucru se poate întâmpla în cazul în care forța cu care sistemul trage capătul cablului aferent hemicorpului drept este mai mare decât cea cu care trage capătul cablului aferent hemicorpului stâng și în cazul în care capătul cablului aferent hemicorpului drept este mai scurt decât celălalt. Luând în considerare modul în care este construit alternatorul, este puțin probabil ca forța de tragere să fie diferită pentru cele două capete ale cablului. Prin urmare, capătul cablului aferent hemicorpului drept ar putea fi mai scurt.

e) Alternatorul, atunci când este pornit, nu produce modificări ale valorilor  $MPMV_{24,s}$ , în cazul mersului cu sistemul RELIVE, la 0% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin, față de sesiunile când alternatorul este oprit. Alternatorul, atunci când este pornit, duce la scăderea valorilor  $MPMV_{24,d}$ , în cazul mersului cu sistemul RELIVE, la 0% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin, față de sesiunile când alternatorul este oprit. Alternatorul, atunci când este pornit, nu produce modificări ale valorilor  $MPMV_{24,s}$ , în cazul mersului cu sistemul RELIVE, la 10% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin, față de sesiunile când alternatorul este oprit. Alternatorul, atunci când este pornit, duce la scăderea valorilor  $MPMV_{24,d}$ , în cazul mersului cu sistemul RELIVE, la 10% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin, față de sesiunile când alternatorul este oprit. Alternatorul, atunci când este pornit, nu produce modificări ale valorilor  $MPMV_{24,s}$ , în cazul mersului cu sistemul RELIVE, la 20% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin, față de sesiunile când alternatorul este oprit. Alternatorul, atunci când este pornit, duce la scăderea valorilor  $MPMV_{24,d}$ , în cazul mersului cu sistemul RELIVE, la 20% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin, față de sesiunile când alternatorul este oprit. Nu se poate preciza dacă mersul cu sistemul RELIVE, la 0% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin și cu alternatorul pornit, modifică valorile  $MPMV_{24,s}$  față de valorile  $MPMV_{24,s}$  în cazul mersului fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia. Mersul cu sistemul RELIVE, la 0% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin și cu alternatorul pornit, duce la scăderea valorilor  $MPMV_{24,d}$  față de valorile  $MPMV_{24,d}$  în cazul mersului fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia. Mersul cu sistemul RELIVE, la 10% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin și cu alternatorul pornit, modifică valorile

MPMV<sub>24,s</sub>, acestea fiind mai mici decât valorile MPMV<sub>24,s</sub> în cazul mersului fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia. Mersul cu sistemul RELIVE, la 10% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin și cu alternatorul pornit, modifică valorile MPMV<sub>24,d</sub>, acestea fiind mai mici decât valorile MPMV<sub>24,d</sub> obținute la același picior în cazul mersului fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia. Mersul cu sistemul RELIVE, la 20% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin și cu alternatorul pornit, modifică valorile MPMV<sub>24,s</sub>, acestea fiind mai mici decât valorile MPMV<sub>24,s</sub> în cazul mersului fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia. Mersul cu sistemul RELIVE, la 20% DGC, cu mâinile pe bara de sprijin și cu alternatorul pornit, modifică valorile MPMV<sub>24,d</sub>, acestea fiind mai mici decât valorile MPMV<sub>24,d</sub> în cazul mersului fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia.

#### *Limitele studiului*

Studiul are unele limitări, în ceea ce privește numărul și vârsta participanților, criteriile de includere, tipul de încălțăminte purtat, problema cunoscută a repetabilității măsurătorilor obținute folosind dispozitivul F-Scan, sensibilitatea senzorului pentru detectarea presiunii și poziționarea cadrului pelvian din care face parte bara de sprijin pentru mâini.

### **5.5. Concluzii**

Studiul a evidențiat modificări ale mediilor valorilor presiunii medii de vârf (MPMV), în timpul sesiunilor cu alternatorul pornit, față de cele cu alternatorul oprit, în aceleași condiții.

Pornind de la rezultatele obținute în acest studiu, se pot trage mai multe concluzii:

#### *1) Subsistemul de susținere a greutății corporale (BWS) descarcă greutatea participanților.*

Atunci când subsistemul alternator este pornit, valorile MPMV<sub>48</sub> (obținute ca medie dintre valorile MPMV pentru piciorul drept și cele pentru piciorul stâng) scad treptat, odată cu creșterea gradului de descărcare a greutății corporale (DGC), pentru fiecare participant în parte, indiferent de poziția mâinilor, pe bara de sprijin sau pe lângă corp. Subsistemul de BWS reprezintă un avantaj pentru recuperarea mersului persoanelor cu dizabilități de ambulație. DGC îmbunătățește pattern-ul de mers prin scăderea efortului depus și reducerea costului energetic cu care se execută pașii, ceea ce duce, în cazul pacienților neurologici, la scăderea reflexelor tonice și a spasticității. De asemenea, acest subsistem îmbunătățește deficitul somato-senzitiv și proprioceptiv necesare mersului fiziologic. Pe lângă efectul asupra pattern-ului de mers, subsistemul de BWS este necesar și pentru antrenamentul transferului din poziția șezând în ortostatism și viceversa, pentru antrenamentul mersului cu obstacole sau în cazul aplicării de perturbații. De asemenea are rol în prevenția căderilor și nu în ultimul rând, asigură confort din punct de vedere psihologic, pacientul

simțindu-se în siguranță și dispus să exerseze mai mult. Un dezavantaj ar putea fi inhibarea reflexelor de postură la nivelul trunchiului și antrenamentul mai dificil al echilibrului. În cazul pacienților fără afectare neurologică, subsistemul de BWS asigură DGC cu scopul de a evita durerea sau lezarea suplimentară a zonei afectate, pacienții putându-se concentra pe aspectele dinamice și pe simetria pattern-ului de mers.

2) *Subsistemul alternator interferă cu subsistemul de BWS în toate sesiunile de mers studiate.*

Alternatorul, atunci când este pornit, are ca efect scăderea valorilor MPMV<sub>48</sub> (obținute ca medie dintre valorile MPMV pentru piciorul drept și cele pentru piciorul stâng) și prin urmare, la creșterea suplimentară a gradului de DGC, față de procentul setat în prealabil: a) indiferent de poziția mâinilor, pe bara de sprijin sau pe lângă corp; b) pentru toate zonele plantare studiate; c) în timpul tuturor subfazelor fazei de sprijin studiate. Explicația apariției acestei modificări a MPMV<sub>48</sub> poate fi dată de faptul că cele două subsisteme (alternator și de BWS) nu sunt complet separate mecanic unul de celălalt, ceea ce poate duce la influențarea unuia de către celălalt sau la influențarea lor reciprocă. Având în vedere că acest lucru duce la o creștere suplimentară a gradului de DGC, se poate ajunge la un grad de DGC prea mare, ceea ce ar putea duce la modificarea pattern-ului de mers prin scăderea forței necesare propulsiei, generată la nivelul mușchilor posteriori ai membrului inferior la sfârșitul fazei de sprijin. Odată cu creșterea DGC scad, de asemenea, forțele de reacție ale solului determinând scăderea vitezei de mers. Esențială însă în reabilitarea pacienților post-AVC este creșterea vitezei de mers.

3) *Subsistemul alternator nu exercită o acțiune simetrică asupra celor două hemicorpuri.*

În cazul tuturor participanților, subsistemul alternator nu produce modificări ale valorilor MPMV<sub>24,s</sub> (obținute ca medie a valorilor MPMV ale piciorului stâng), indiferent de gradul de DGC și indiferent de poziția mâinilor, pe bara de sprijin sau pe lângă corp. În schimb, produce modificări ale valorilor MPMV<sub>24,d</sub> (obținute ca medie a valorilor MPMV ale piciorului drept), acestea fiind mai mici decât valorile MPMV<sub>24,s</sub>. Prin urmare, DGC suplimentară se face doar pe partea dreaptă, partea stângă nefiind afectată. Acest lucru influențează pattern-ul normal de mers, generând un mers șchiopătat, mersul devenind asimetric. El este, cel mai probabil, generat de lungimea diferită a celor două segmente distale ale cablului, cel drept fiind mai scurt. Este puțin probabil ca forța să fie cauza deoarece, având în vedere construcția subsistemului alternator, forța cu care sunt trase segmentele distale ale cablului nu poate să difere. O altă cauză posibilă este existența unei ușoare asimetrii a construcției căruciorului rotativ la nivelul șanțurilor prin care trec cele două segmente distale ale cablului. Șanțul drept, prin care trece segmentul drept al cablului, poate avea o înclinare (pantă) mai mică comparativ cu înclinarea șanțului stâng, prin care trece segmentul stâng al

cablului și astfel, capătul segmentului drept al cablului poate să fie mai sus comparativ cu capătul segmentului stâng. Dacă segmentul drept al cablului este mai scurt sau dacă capătul acestui segment este situat mai sus, atunci hemicorpul (și prin urmare, hemipelvisul și membrul inferior) drept va fi poziționat mai sus, comparativ cu cel stâng, ceea ce ar explica valorile MPMV mai mici pe partea dreaptă. Deși faptul că alternatorul generează această asimetrie pare un lucru negativ, este posibil să fie în avantajul pacienților cu hemipareză dreaptă. Dacă pe partea cu hemipareza, sistemul descarcă mai mult din greutate, acesta asistă pacienții la sfârșitul fazei de sprijin și începutul fazei de balans, astfel încât desprinderea de la sol a piciorului să se realizeze mult mai ușor, cu consum energetic redus. Acest lucru poate determina reducerea mișcărilor compensatorii (mersul Trendelenburg compensat și mersul circumdus) și reînvățarea pattern-ului de mers normal. Pentru a inversa stânga cu dreapta, ar trebui schimbată poziția căruciorului rotativ, fără să se modifice poziția capetelor cablului. Astfel, la nivelul piciorului drept nu s-ar produce modificări ale valorilor  $MPMV_{24,d}$ , iar la nivelul piciorului stâng valorile  $MPMV_{24,s}$  ar scădea. În acest caz, ar fi posibilă antrenarea și a pacienților cu hemipareza stângă.

4) *Ansamblul subsistem alternator – subsistem de BWS modifică zonele de presiune maximă la nivelul plantei în timpul DGC cu un procent mai mic decât pragul estimat în literatură (30%) pentru apariția modificărilor.*

În cazul sesiunilor de mers cu mâinile pe bara de sprijin, cu alternatorul pornit, nu se modifică zonele de presiune maximă (zonele cu valorile MPMV cele mai mari) la nivelul plantei, la 0% și 10% DGC, comparativ cu zonele de presiune maximă înregistrate în timpul mersului fără sistemul RELIVE, la viteza acestuia (0,1 m/s). Zonele de presiune maximă pentru ambele picioare se află situate la nivelul calcaneului medial și lateral în timpul subfazei de sprijin de mijloc și la nivelul metatarsienelor IV și V în timpul subfazei de prebalans. Cu alternatorul pornit și 20% DGC, zonele de presiune maximă, se modifică doar pentru piciorul drept, apărând două zone de presiune maximă în timpul subfazei de prebalans: zona de la nivelul metatarsienelor IV și V, și zona de la nivelul metatarsianului I. În timpul subfazei de sprijin de mijloc, zonele de presiune maximă pentru ambele picioare rămân aceleași (calcaneul medial și lateral). Pentru sistemele de mers pe sol, un procent de DGC de 20% nu ar trebui să modifice cinetica mersului conform literaturii. În cazul de față, comportamentul poate fi explicat prin două argumente: a) subsistemul alternator interferă cu subsistemul de BWS, ducând la creșterea suplimentară a gradului de DGC, rezultând un procent de DGC >20%; b) o eroare în DGC, subsistemul de BWS descărcând mai mult decât comanda operatorului. Astfel, un studiu viitor ar trebui să verifice dacă sistemul RELIVE descarcă corect greutatea setată. La o DGC crescută presiunea se concentrează sub capetele metatarsienelor în timpul subfazei de sprijin terminal, ceea ce poate duce la creșterea riscului de ulcerării la pacienții

cu neuropatie diabetică. De asemenea, o presiune crescută este corelată cu apariția durerii ceea ce poate determina un mers antalgic. La pacienții post-AVC, atacul se face cu degetele datorită flexiei plantare. Inversia plantară duce la redistribuirea presiunilor maxime pe partea laterală a plantei. Având în vedere că la participanții la studiu, care nu au avut patologii ale membrilor inferioare, la 20% DGC a apărut o zonă în plus de presiune maximă, pe partea medială a piciorului drept (metatarsianul I), acest lucru ar putea fi în dezavantajul pacienților cu hemipareză dreaptă, o presiune și o forță crescută în zona medială putând accentua inversia.

Aceste concluzii confirmă ipoteza de la care a pornit studiul, aceea că sistemul RELIVE produce modificări ale presiunii plantare în timpul mersului.

## **6. Studiul 2: Contribuții privind modificările cinematice ale mișcării pelviene în timpul mersului asistat**

### **6.1. Introducere**

#### **6.1.1. Considerații legate de amplitudinea și simetria mișcării pentru persoane sănătoase și pentru pacienții post-AVC**

Amplitudinea fiziologică a mișcării de oblicitate este de  $8^\circ$  ( $4^\circ$  în sens superior și  $4^\circ$  în sens inferior) [46]. La pacienții post-AVC mobilitatea pelvisului este afectată. La examinarea statică, se poate observa pelvisul rotat în plan sagital și în plan frontal. La examinarea dinamică, mersul Trendelenburg compensat duce la o amplitudinea crescută a mișcării de oblicitate superioară în timpul fazei de balans a MI afectat [47]. În ceea ce privește simetria, mersul fiziologic este descris ca fiind simetric. La pacienții post-AVC care prezintă hemipareză, simetria mersului este redusă. În timpul mersului, la acești pacienți, atât MI afectat cât și cel neafectat depun un efort mai mare, asimetria dintre pași persistând. Asimetria atât cea învățată cât și cea dobândită constituie o provocare majoră pentru reabilitarea mersului, având ca scop redarea/refacerea simetriei [48].

#### **6.1.2. Ipoteza de lucru**

Pentru a studia în continuare efectul sistemului RELIVE asupra cinematicii mersului, am recurs la înregistrarea datelor furnizate de G-Walk (BTS). Alternatorul are rolul de a asista în mod activ, în timpul mersului, mișcarea de oblicitate a pelvisului. Prin urmare, în acest studiu am urmărit să estimez amplitudinea mișcării pelvisului și să evidențiez dacă și cum se modifică aceasta în timpul acțiunii alternatorului. Am pornit de la ipoteza că sistemul RELIVE produce modificări ale amplitudinii mișcării de oblicitate în timpul mersului.

#### **6.1.3. Obiectivele specifice**

Obiectivele acestui studiu sunt următoarele: a) Compararea mai multor sesiuni pentru a vedea dacă și cum se modifică amplitudinea mișcării de oblicitate (AMO) în funcție de anumite particularități ale sesiunilor; b) compararea stânga-dreapta în cadrul aceluiași sesiuni din punct de vedere al AMO și indicelui de simetrie (IS) al mișcării de oblicitate; c) Sinteza observațiilor făcute de participanți; d) Integrarea tuturor rezultatelor și evidențierea unor concluzii.

## 6.2. Material/Participanți și metodă

Tuturor participanților li s-a atașat dispozitivul G-Walk cu ajutorul centurii acestuia, astfel încât dispozitivul să fie poziționat pe fața dorsală a participantului, în dreptul vertebrelor L5-S1. Participantul a fost rugat să rămână pe loc, până dispozitivul se auto-calibrează. După timpul oferit pentru acomodare, s-au efectuat deplasările din cadrul fiecărei sesiuni descrise în Tabelul IV.1. Pentru fiecare deplasare este înregistrată o nouă analiză. În cadrul acestui studiu parametrii de interes au fost: AMO a pelvisului și IS pentru oblicitate. Menționez că AMO a pelvisului stâng reprezintă AMO a pelvisului când participantul pășește cu piciorul stâng, iar AMO a pelvisului drept reprezintă AMO a pelvisului când participantul pășește cu piciorul drept. Astfel, în cazul AMO pentru fiecare sesiune, s-au obținut 45 de valori pentru pelvisul stâng și 45 de valori pentru pelvisul drept. S-a făcut media acestor 45 de valori, obținându-se valoarea mediei amplitudinii mișcării de oblicitate (MAO) pentru pelvisul stâng ( $MAO_{45,s}$ ) și pentru pelvisul drept ( $MAO_{45,d}$ ). De asemenea, s-a făcut și media celor 90 de valori, obținându-se valoarea  $MAO_{90}$  pentru fiecare sesiune în parte, pentru pelvisul stâng și drept împreună. În cazul IS s-au obținut 45 de valori, media lor determinând valoarea mediei IS al mișcării de oblicitate (MISO) pentru fiecare sesiune în parte. În cadrul acestui studiu, am făcut mai multe seturi de comparații, selectând anumite sesiuni de mers din cele 16.

## 6.3. Rezultate

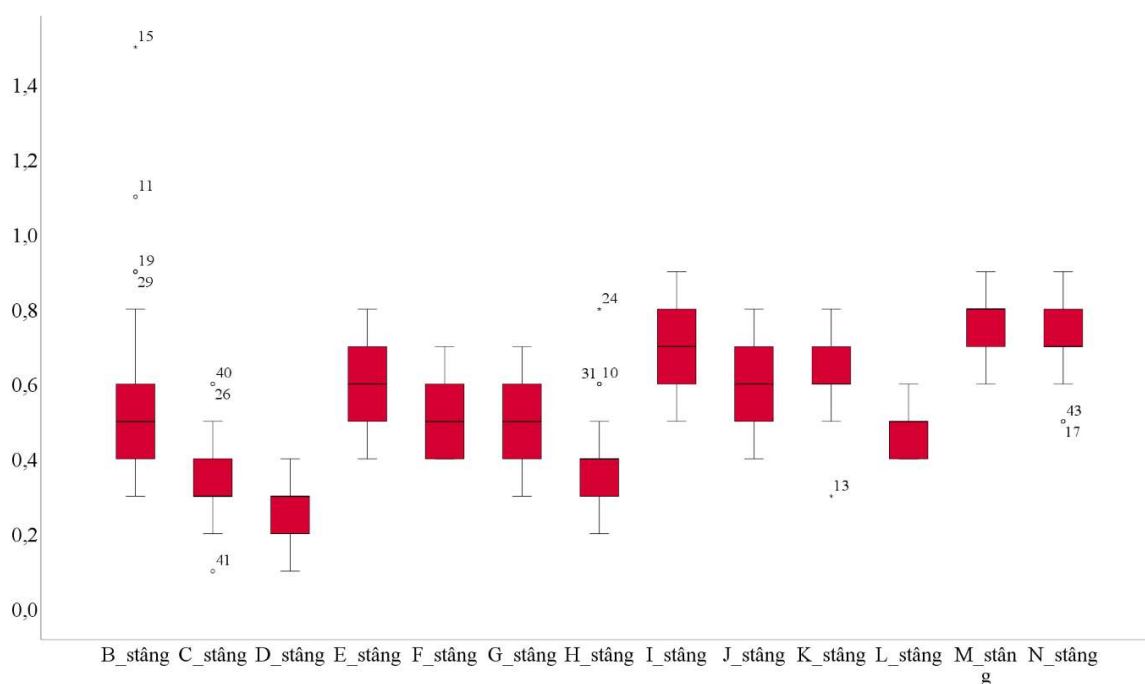


Fig. 6.1. AMO pentru pelvisul stâng.

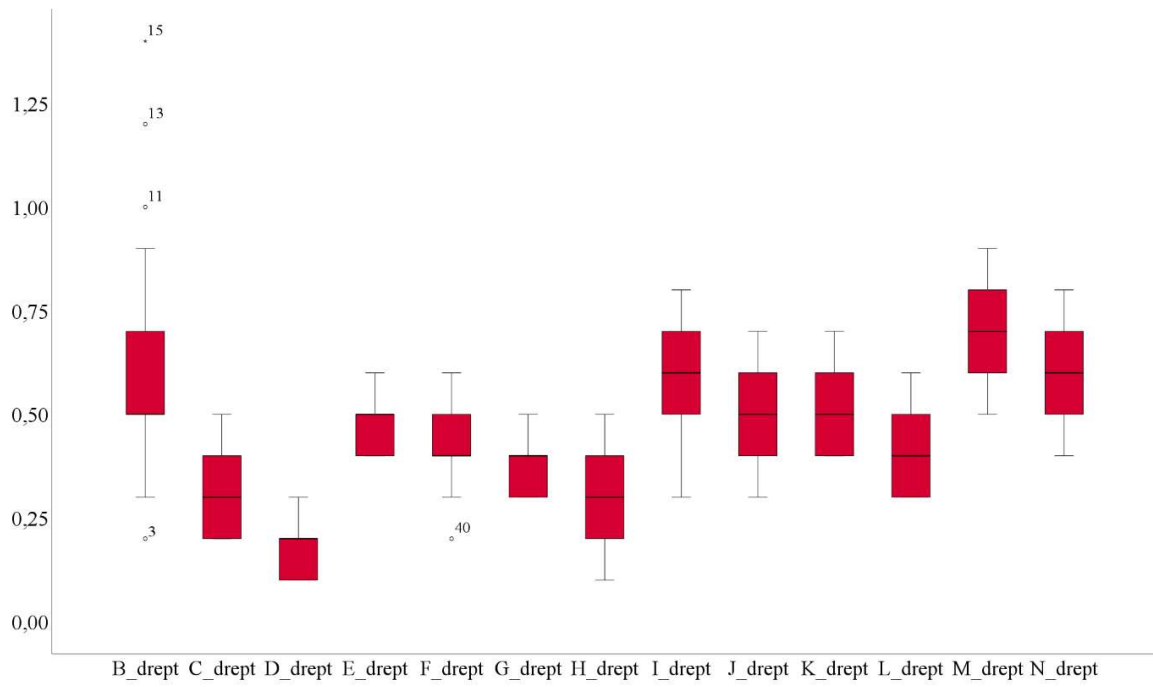


Fig. 6.2. AMO pentru pelvisul drept.

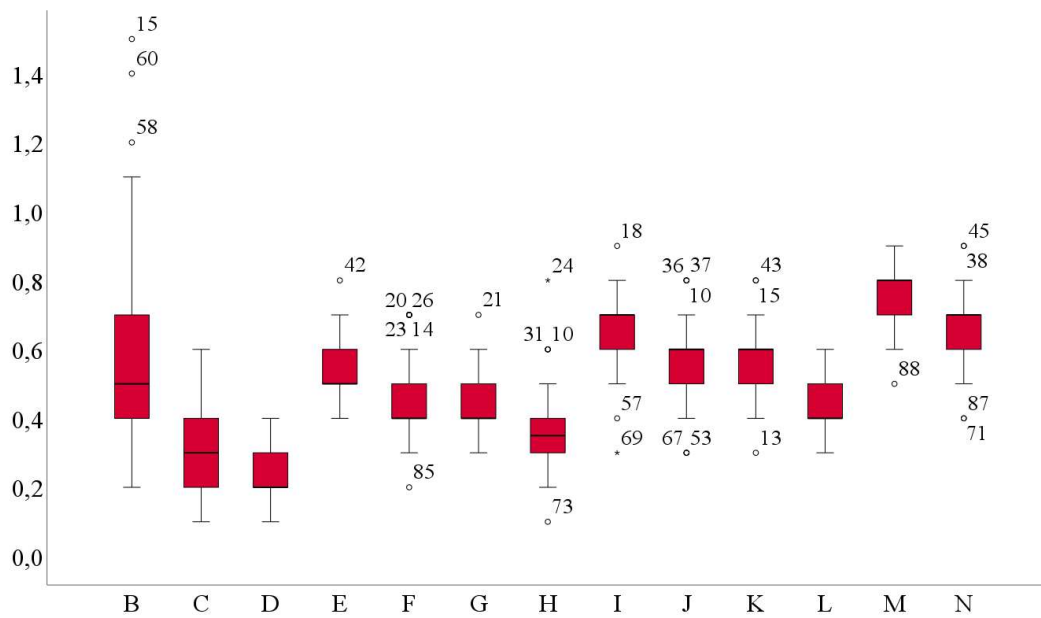


Fig. 6.3. AMO pentru pelvis (pelvisul stâng și drept).



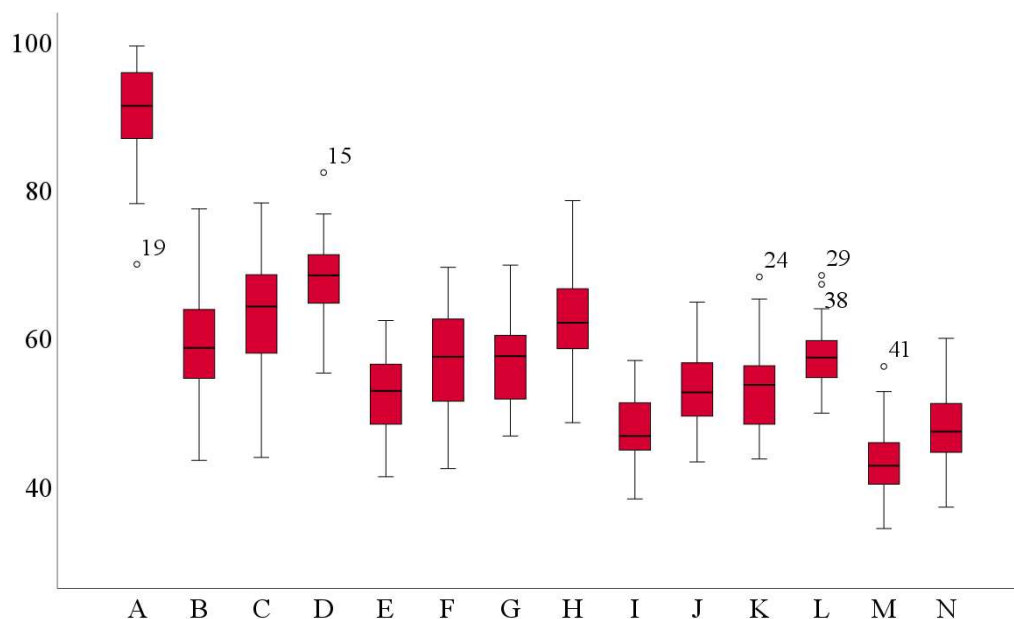


Fig. 6.4. Indicele de simetrie pentru mișcarea de oblicitate.

#### 6.4. Discuții

Rezultatele obținute indică următoarele:

a) AMO se reduce atunci când participantul merge cu mâinile pe bara de sprijin, atât cu alternatorul oprit, cât și cu alternatorul pornit, indiferent de gradul de DGC; b) AMO crește atunci când participantul merge atât cu mâinile pe lângă corp, cât și cu mâinile pe bara de sprijin, cu alternatorul pornit, față de sesiunile cu alternatorul oprit, indiferent de gradul de DGC; c) AMO crește atunci când participantul merge atât cu mâinile pe lângă corp cât și cu mâinile pe bara de sprijin, cu alternatorul pornit, odată cu creșterea gradului de DGC; d) AMO este crescută pentru pelvisul stâng, comparativ cu cel drept, pentru sesiunile cu alternatorul pornit, indiferent de gradul de DGC (Fig. 6.1., Fig. 6.2., Fig. 6.3.); e) IS al mișcării de oblicitate crește atunci când participantul merge cu mâinile pe bara de sprijin, comparativ cu mersul cu mâinile pe lângă corp, indiferent de gradul de DGC folosit, atât cu alternatorul oprit, cât și cu alternatorul pornit; f) IS al mișcării de oblicitate scade atunci când participantul merge atât cu mâinile pe lângă corp, cât și cu mâinile pe bara de sprijin, cu alternatorul pornit, comparativ cu sesiunile cu alternatorul oprit, indiferent de gradul de DGC folosit; g) IS al mișcării de oblicitate scade cu aproximativ o treime atunci când viteza de mers a participantului se reduce de la viteza de mers liberă, confortabilă la viteza de mers de 0,1 m/s (viteza de mers a sistemului RELIVE); h) IS al mișcării de oblicitate crește când participantul merge în sistemul RELIVE, la 0% DGC, cu alternatorul oprit. IS crește cel mai mult

atunci când participantul merge cu mâinile pe bara de sprijin; i) IS al mișcării de oblicitate scade când participantul merge în sistemul RELIVE, atât cu mâinile pe lângă corp, cât și cu mâinile pe bara de sprijin, cu alternatorul pornit, odată cu creșterea gradului de DGC (Fig. 6.4.); j) AMO a pelvisului scade în cazul sesiunilor de mers cu sistemul RELIVE, cu alternatorul oprit, cu mâinile pe lângă corp, la 0% și la 10% DGC; k) AMO a pelvisului scade în cazul sesiunilor de mers cu sistemul RELIVE, cu alternatorul oprit, cu mâinile pe bara de sprijin, indiferent de gradul de DGC; l) Sistemul RELIVE, când subsistemul alternator este pornit, reduce AMO pelviene la 0% și la 10% DGC, atunci când pășirea se face cu piciorul drept și mâinile sunt pe bara de sprijin.

*Sinteza observațiilor legate de ciclul de mers.* Toți participanții la studiu au menționat faptul că nu știu cu ce MI să înceapă să pășească, atunci când alternatorul este pornit. Cinci participanți au subliniat faptul că acțiunea alternatorului nu este sincronizată perfect cu subfazele ciclului de mers, perioada de dublu sprijin fiind prea mică. Astfel nu este timp suficient să muți CoM de pe un picior pe celălalt. Trei participanți au menționat că sistemul împiedică utilizatorul să facă pași mai mari (reduce lungimea pasului), trăgându-l înapoi. Doi participanți au menționat că lățimea pasului este redusă. 2) *Sinteza observațiilor legate de stabilitatea în timpul mersului.* Dintr-un total de 15 participanți, 13 au precizat că în momentul în care alternatorul este pornit, mersul devine dificil, mai ales atunci când mâinile sunt pe lângă corp, producându-se un dezechilibru sau destabilizare. În acest context, 4 dintre participanți au menționat că pentru menținerea echilibrului și a CoM, costul energetic este ridicat, depunând mult efort. Doi participanți au constatat că echilibrul se păstrează mai ușor cu membrele superioare depărtate de trunchi și nu pe lângă corp. 3) *Sinteza observațiilor legate de mișcările pelvisului.* Un alt aspect legat de subsistemul alternator, subliniat de un participant, este că ar facilita doar mișcarea activă de oblicitate a pelvisului, nu și celelalte mișcări ale pelvisului. Un participant a sugerat faptul că ar trebui studiat dacă alternatorul ar putea să asigure mișcarea de oblicitate numai pentru un singur hemipelvis, iar pe celălalt să nu îl influențeze. Doi participanți au precizat că pelvisul este menținut fix în basculare posterioară. 4) *Sinteza observațiilor legate de ham.* Alte probleme semnalate au fost legate de hamul sistemului. Un participant a menționat că acesta interferă cu reflexele posturale, deoarece, împiedică mișcările naturale ale trunchiului. Un alt participant a menționat că hamul restricționează înaintarea MI aflat în faza de balans. Doi participanți au relatat că pelvisul este menținut în basculare posterioară, apărând hiperlordoza lombară, iar alți doi participanți au acuzat dureri lombare în timpul sau după ședințele de mers cu RELIVE, poziția în ham fiind cel mai probabil cauza.

*Limitele studiului.* Studiul are anumite limitări în ceea ce privește lotul de participanți, modul de măsurare a mișcării de oblicitate, influențarea reciprocă dintre hamuri și centuri, înălțimea la care se află cadrul pelvian și poziția rolei din subsistemul alternator.

## 6.5. Concluzii

Studiul a evidențiat modificări ale valorilor mediei amplitudinii mișcării de oblicitate (MAO) și ale mediei indicelui de simetrie pentru oblicitate (MISO), în timpul sesiunilor cu alternatorul pornit, față de cele cu alternatorul oprit, în aceleași condiții.

Pornind de la rezultatele obținute în acest studiu, se pot trage mai multe concluzii:

1) *Sistemul RELIVE, când subsistemul alternator este oprit, reduce amplitudinea mișcării de oblicitate a pelvisului și crește simetria mișcării de oblicitate a pelvisului în timpul mersului fără DGC*

La mersul cu sistemul RELIVE și alternatorul oprit, indiferent de poziția mâinilor, valorile MAO<sub>90</sub> (mediei amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului la pășirea și cu piciorul stâng și cu cel drept) sunt mai mici față de cele la mersul fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia (0,1 m/s). Valorile MISO cresc la mersul cu sistemul RELIVE, cu alternatorul oprit, fără DGC, indiferent de poziția mâinilor, pe bara de sprijin sau pe lângă corp, față de mersul fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia (0,1m/s). Scăderea amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului și creșterea simetriei mișcării de oblicitate a pelvisului duce la menținerea echilibrului, creșterea stabilității mersului în plan coronal și creșterea simetriei mersului.

Pacienții cu hemipareză prezintă rotația inferioară sau căderea hemipelvisului pe partea afectată, iar pentru a putea merge, recurg la mișcări compensatorii, dintre care mersul Trendelenburg presupune o amplitudine crescută a mișcării de oblicitate. În urma antrenamentului, ce presupune îmbunătățirea controlului motor voluntar și creșterea forței musculare, amplitudinea exagerată a mișcării de oblicitate trebuie readusă în limite normale. Astfel, sistemul vine în sprijinul pacienților, având capacitatea de a reduce amplitudinea mișcării de oblicitate.

2) *Subsistemul alternator generează o asimetrie a mersului.*

Valorile MAO<sub>45,s</sub> (mediei amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului la pășirea cu piciorul stâng) sunt mai mari față de valorile MAO<sub>45,d</sub> (mediei amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului la pășirea cu piciorul drept). Astfel, apare o asimetrie a mersului prin creșterea amplitudinii mișcării de oblicitate, la pășirea cu piciorul stâng, similară celei care se manifestă la pacienții hemiparetici.

Această diferență dintre valorile MAO<sub>45,s</sub> și MAO<sub>45,d</sub> poate fi rezultatul unei mișcări compensatorii (mers Trendelenburg compensat). Dacă hemipelvisul și membrul inferior (MI) drept sunt situate puțin mai sus față de hemipelvisul și MI stâng (din cauza lungimii mai mici a segmentului de cablu drept sau poziției mai ridicate a capătului acestuia), tendința participantului este de a se înclina spre partea dreaptă, astfel încât centrul de masă să ajungă deasupra MI drept,

în timpul fazei de sprijin a acestuia. Rezultă o mișcare de oblicitate cu amplitudine mai mare la pășirea cu piciorul opus, adică stâng. Această amplitudine este mai mare ca cea generată de alternator, și astfel, valorile MAO la pășirea cu piciorul stâng pot fi mai mari ca cele la pășirea cu piciorul drept.

Prin urmare, subsistemul alternator nu are o influență directă asupra amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului, la pășirea cu piciorul stâng, ci una indirectă prin plasarea mai sus a hemipelvisului și MI drept.

Influența indirectă a subsistemului alternator asupra amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului poate explica și scăderea simetriei mișcării de oblicitate, odată cu creșterea gradului de DGC, indiferent de poziția mâinilor. Existând această poziție mai ridicată a pelvisului pe partea dreaptă, greutatea corpului cade preponderent pe partea stângă, exercitându-se astfel o forță mai mare de întindere asupra structurilor elastice ale hamului pe această parte. Odată cu creșterea procentului de DGC, crește și întinderea structurilor elastice, mai mult pe partea stângă, decât pe dreapta. Astfel MI stâng ajunge și mai jos, față de cel drept, crescând amplitudinea mișcării pe care pelvisul trebuie să o facă în timpul mersului.

În plus, pe lângă aceste comparații stânga-dreapta, acest studiu demonstrează și faptul că IS pentru mișcarea de oblicitate scade de la o sesiune de mers la alta. Astfel, subsistemul alternator, atunci când este pornit, duce la scăderea valorilor MISO, față de sesiunile când este oprit:

- a) indiferent de poziția mâinilor, pe bara de sprijin sau pe lângă corp;
- b) în cadrul sesiunilor cu același grad de DGC;
- c) în cadrul sesiunilor caracterizate de creșterea gradului de DGC.

În cazul pacienților cu hemipareză este posibil ca rezultatele să difere. În caz de hemipareză dreaptă, am arătat în studiul anterior, că DGC suplimentară pe partea dreaptă poate ridica hemipelvisul căzut, aducându-l mai aproape de nivelul la care se află hemipelvisul stâng. Reducând diferența de nivel între cele două hemipelvisuri, scade probabilitatea să apară mișcări compensatorii. Astfel, amplitudinea mișcării de oblicitate pe partea stângă, este mai mare ca cea pe partea dreaptă, dar nu mai crește, iar IS crește.

3) *Pornirea subsistemului alternator duce la creșterea amplitudinii mișcării de oblicitate.*

Subsistemul alternator, atunci când este pornit, are ca efect creșterea valorilor MAO<sub>90</sub>, față de valorile MAO<sub>90</sub> din sesiunile când alternatorul este oprit:

- a) indiferent de poziția mâinilor, pe bara de sprijin sau pe lângă corp;
- b) în cadrul sesiunilor cu același grad de DGC;
- c) în cadrul sesiunilor caracterizate de creșterea gradului de DGC.

Creșterea amplitudinii mișcării de oblicitate duce la un efort (cost energetic) crescut pentru menținerea stabilității în mers. De cele mai multe ori apar dezechilibrări, ceea ce poate determina un mers instabil și asimetric.

Deși amplitudinea mișcării de oblicitate scade la pășirea cu piciorul drept, ea crește la pășirea cu piciorul stâng, determinând o creștere globală a amplitudinii mișcării de oblicitate la utilizatorii sănătoși. În cazul pacienților cu hemipareză dreaptă este posibil ca rezultatul să fie diferit, așa cum am menționat și în concluzia anterioară, astfel încât amplitudinea mișcării de oblicitate pe partea stângă să nu crească.

4) *Sistemul RELIVE, când subsistemul alternator este pornit, reduce amplitudinea mișcării de oblicitate pelviene la 0 și la 10% DGC, atunci când pășirea se face cu piciorul drept și cu mâinile pe bara de sprijin.*

La mersul cu sistemul RELIVE, la 0 și la 10% DGC, cu alternatorul pornit și cu mâinile pe bara de sprijin, valorile MAO obținute la pășirea cu piciorul drept, au scăzut față de valorile MAO obținute la pășirea cu piciorul stâng, în timpul sesiunii de mers fără sistemul RELIVE, cu viteza acestuia. Astfel, la pășirea cu piciorul drept, echilibrul și stabilitatea în mers crește în plan coronal, chiar și în timpul DGC cu 0 și 10%, lucru ce nu este evidențiat și la pășirea cu piciorul stâng, datorită existenței asimetriei de mers.

În cazul pacienților cu hemipareză dreaptă am arătat în studiul anterior, că la 0% DGC asigurată de subsistemul BWS, o DGC suplimentară generată de alternator pe partea dreaptă poate ridica hemipelvisul căzut, aducându-l mai aproape de nivelul la care se află hemipelvisul stâng. În plus, folosirea barei de sprijin la o DGC de 10%, duce la creșterea stabilității în plan coronal, amplitudinea mișcării de oblicitate menținându-se scăzută la pășirea cu piciorul paretic.

5) *Viteza maximă de mers a sistemului RELIVE (0,1 m/s) produce o scădere importantă a simetriei mișcării de oblicitate.*

Valoarea MISO scade cu aproximativ o treime atunci când viteza de mers a participantului se reduce de la viteza de mers liberă, confortabilă, la viteza de mers de 0,1 m/s (viteza maximă de mers a sistemului RELIVE). Acest lucru este explicat prin faptul că la viteze mici mersul devine instabil. Viteza de 0,1m/s este o viteză prea mică pentru a menține un mers stabil, determinând o creștere a efortului (costului energetic) depus, ceea ce duce la modificări ale pattern-ului de mers, prin apariția dezechilibrării și producerea constantă a reflexelor de reechilibrare. Prin urmare, sistemul ar trebui modificat pentru a permite viteze de deplasare mai mari.

O viteză inițială mică este preferată pentru pacienții post-AVC, pentru ca aceștia să se poată obișnui cu sistemul și să își poată îmbunătăți deficitul somato-senzitiv, proprioceptiv, vestibular etc. Dar, pentru a reînvia un pattern de mers cât mai asemănător cu cel de dinaintea

producerii AVC-ului, viteza de mers trebuie crescută. Acest lucru ajută la creșterea stabilității în mers, scăderea dezechilibrărilor și creșterea simetriei mersului.

În plus față de cele menționate mai sus, s-au mai desprins și alte concluzii:

1) *Bara de sprijin contribuie la stabilizarea și creșterea simetriei mersului*

Aceasta stabilizează mai bine pelvisul în mers prin scăderea amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului (reduce valorile MAO) și creșterea simetriei mișcării de oblicitate (crește valorile MISO), indiferent dacă alternatorul este pornit sau oprit și indiferent de gradul de DGC. Acest lucru duce și la stabilizarea traiectoriei centrului de masă în plan frontal.

La pacienții post-AVC, bara oferă, pe lângă stabilizare și ajutor în creșterea simetriei mersului, și siguranță suplimentară, fiind un punct de sprijin.

2) *Piciorul primului pas este impredictibil*

Toți participanții la studiu nu au știut care va fi primul hemicorp/hemipelvis ridicat de alternator și, prin urmare, nu au știut cu ce picior să înceapă să pășească. Piciorul primului pas este dat de poziția rolei pe discul perforat al subsistemului alternator. Acest lucru ar trebui introdus în software, pentru ca operatorul să poată informa participantul asupra piciorului cu care se va efectua primul pas.

3) *Subfaza ciclului de mers la inițierea mersului este impredictibilă*

Acest aspect este legat tot de poziția rolei pe discul perforat. Dacă rola se află într-o poziție intermediară între pozițiile corespunzătoare orelor 12 și 6 pe discul perforat, atunci începutul deplasării nu va coincide cu începutul fazei de sprijin pentru unul dintre picioare, respectiv începutul fazei de balans pentru celălalt picior.

4) Observațiile participanților deschid direcții de continuare a cercetării: a) studiul altor parametri ai mersului (lungimea și lățimea pasului și perioada de dublu sprijin); b) studierea influenței ansamblului subsistem alternator – subsistem de BWS asupra celorlalte mișcări ale pelvisului; c) studierea diferitelor tipuri de hamuri existente și cum influențează acestea mișcările pelviene pentru identificarea unor soluții alternative

Aceste concluzii confirmă ipoteza de la care a pornit studiul, aceea că sistemul RELIVE produce modificări ale amplitudinii mișcării de oblicitate în timpul mersului.

## 7. Concluzii și contribuții personale

### *Atingerea obiectivelor.*

Obiectivele stabilite inițial pentru a evalua biomecanica mersului în timpul utilizării sistemului mecatronic RELIVE au fost atinse în totalitate. A fost înregistrată distribuția presiunii plantare folosind dispozitivul F-Scan de la Tekscan și au fost înregistrați parametrii de mers folosind dispozitivul G-Walk de la BTS. Datele obținute în cadrul diferitelor sesiuni de mers (cu alternatorul pornit sau oprit, cu mâinile pe lângă corp sau pe bara de sprijin, cu diferite grade de descărcare a greutății corporale (DGC) - 0%, 10%, 20%) au fost prelucrate statistic, rezultatele au fost analizate și au fost formulate concluzii referitoare la funcționarea sistemului RELIVE.

### *Avantajele economice.*

Sistemul RELIVE este dedicat reabilitării persoanelor cu deficiențe locomotorii pentru îmbunătățirea calității vieții acestora. Implicațiile economice ale dezvoltării și perfecționării sistemului se referă la raportul cost/beneficiu care este în favoarea celui din urmă prin reducerea costurilor cu asistența medicală pentru persoanele cu dizabilități post-AVC. Principalul lui avantaj tehnic rezultă din faptul că este un sistem asistiv care integrează subsistemul de susținere a greutății corporale (BWS) cu un subsistem original (alternatorul), capabil să producă mișcarea activă de oblicitate a pelvisului. Dezvoltarea și perfecționarea lui sunt esențiale pentru a crește calitatea reabilitării. Pentru aceasta trebuie avute în vedere atât punctele tari cât și cele slabe ale sistemului, care sunt corelate cu avantajele și dezavantajele lui tehnice.

### *Contribuțiile personale.*

Contribuțiile originale privesc identificarea avantajelor și dezavantajelor tehnice care pot fi remediate, astfel încât sistemul RELIVE să poată intra în teste pe pacienții care suferă de dizabilități de ambulație cauzate, în primă instanță, de afecțiuni ale sistemului nervos central. Pentru aceasta s-a recurs la studierea modificărilor cinetice (ale presiunii plantare) și cinematice (ale amplitudinii mișcării pelviene de oblicitate) în timpul mersului asistat, pentru a vedea modul în care sistemul RELIVE influențează valorile medii ale presiunii plantare și ale amplitudinii și indicelui de simetrie ale mișcării de oblicitate a pelvisului. Astfel am identificat principalele puncte tari și puncte slabe ale sistemului.

### *Punctele tari ale sistemului RELIVE:*

1) Subsistemul de BWS descarcă greutatea participanților. DGC îmbunătățește pattern-ul de

mers prin scăderea efortului depus și reducerea costului energetic cu care se execută pașii, ceea ce duce, în cazul pacienților neurologici, la scăderea reflexelor tonice și a spasticității.

**2)** Sistemul RELIVE, când subsistemul alternator este oprit, reduce amplitudinea mișcării de oblicitate pelviene și crește simetria mișcării de oblicitate în timpul mersului fără DGC. Astfel, sistemul vine în sprijinul pacienților cu hemipareză, reducând amplitudinea mișcării de oblicitate, care la aceștia este exagerată și trebuie readusă în limite normale.

**3)** Subsistemul alternator nu exercită o acțiune simetrică asupra celor două hemicorpurii, generând o asimetrie a mersului. Pe deoparte, pe partea dreaptă are loc o DGC suplimentară, iar pe de altă parte, amplitudinea mișcării de oblicitate a pelvisului, la pășirea cu piciorul stâng, este mai mare față de cea la pășirea cu piciorul drept, ceea ce duce la creșterea amplitudinii mișcării de oblicitate globale a pelvisului. De asemenea, IS pentru mișcarea de oblicitate scade. Acest lucru este determinat fie de lungimea mai mică a segmentului drept de cablu, fie de poziția mai ridicată a capătului acestuia, ducând la o poziționare mai sus a hemipelvisului și a membrului inferior (MI) drept. Subsistemul alternator nu are o influență directă asupra amplitudinii mișcării de oblicitate a pelvisului, la pășirea cu piciorul stâng, ci una indirectă prin poziționarea mai sus a hemipelvisului și MI drept. Deși faptul că alternatorul generează această asimetrie pare un lucru negativ, este posibil să fie în avantajul pacienților cu hemipareză dreaptă. Dacă pe partea cu hemipareza, sistemul descarcă mai mult din greutate, acesta asistă pacienții la sfârșitul fazei de sprijin și începutul fazei de balans, astfel încât desprinderea de la sol a piciorului să se realizeze mult mai ușor, cu consum energetic redus. Acest lucru poate determina reducerea mișcărilor compensatorii (mersul Trendelenburg compensat și mersul circumdus) și reînvățarea pattern-ului de mers normal. Astfel amplitudinea mișcării de oblicitate pe partea stângă este mai mare ca cea pe partea dreaptă, dar nu mai crește, iar IS crește. Dacă căruciorului rotativ este rotit fără să se modifice poziția capetelor cablului, atunci toate aceste lucruri se aplică pe partea opusă, sistemul putând să asiste și pacienții cu hemipareză stângă.

**4)** Când subsistemul alternator este pornit, sistemul RELIVE, reduce amplitudinea mișcării de oblicitate pelviene la 0 și la 10% DGC, la pășirea cu piciorul drept, cu mâinile pe bara de sprijin. În cazul pacienților cu hemipareză dreaptă la o DGC de 0% și 10%, DGC suplimentară pe care sistemul o realizează pe partea dreaptă, paretică, poate ridica hemipelvisul căzut, aducându-l mai aproape de nivelul la care se află hemipelvisul stâng. Prin rotirea căruciorului rotativ, se poate obține același rezultat și în cazul parezei pe partea stângă.

**5)** Bara de sprijin contribuie la stabilizarea și creșterea simetriei mersului. Aceasta stabilizează mai bine pelvisul în mers prin scăderea amplitudinii și creșterea simetriei mișcării de oblicitate. La pacienții post-AVC, bara oferă, pe lângă stabilizare și ajutor în creșterea simetriei mersului, și



siguranță suplimentară, fiind un punct de sprijin.

*Punctele slabe ale sistemului RELIVE:*

1) Subsistemul alternator interferă cu subsistemul de BWS în toate sesiunile de mers studiate, ducând la creșterea suplimentară a gradului de DGC, față de procentul setat în prealabil. O dată cu creșterea DGC scad, de asemenea, forțele de reacție ale solului. Scăderea forței de propulsie și a forțelor de reacție ale solului determină scăderea vitezei de mers, creșterea vitezei de mers fiind esențială în reabilitarea pacienților post-AVC.

2) Ansamblul subsistem alternator – subsistem de BWS modifică zonele de presiune maximă la nivelul plantei în timpul DGC cu 20%, doar pentru piciorul drept. Deoarece interferă cu subsistemul de BWS, subsistemul alternator duce la creșterea suplimentară a gradului de DGC, la un procent setat de operator de 20% rezultând un procent real de DGC >20%. De asemenea există și posibilitatea ca subsistemul de BWS să descarce mai mult decât comanda operatorului. La 20% DGC apare o zonă în plus de presiune maximă, pe partea medială a piciorului drept (metatarsianul I). Acest lucru presupune o forță crescută în zona medială ce poate accentua inversia pacienților cu hemipareză dreaptă.

3) Viteza maximă de mers a sistemului RELIVE (0,1 m/s) este o viteză mică și produce o scădere importantă a simetriei mișcării de oblicitate. Chiar dacă o viteză inițială mică este benefică pentru pacienții post-AVC, ulterior, pentru a reînvăța un pattern de mers cât mai asemănător cu cel de dinaintea producerii AVC-ului, viteza de mers trebuie crescută. Acest lucru ajută la creșterea stabilității în mers, scăderea dezechilibrărilor și creșterea simetriei mersului.

4) Piciorul primului pas și subfaza ciclului de mers cu care începe deplasarea sunt imprecizabile.

Ipotezele de pornire atât pentru primul studiu (sistemul RELIVE produce modificări ale presiunii plantare în timpul mersului) cât și pentru al doilea studiu (sistemul RELIVE produce modificări ale amplitudinii mișcării de oblicitate în timpul mersului) au fost confirmate. Mersul cu sistemul RELIVE produce modificări ale presiunii plantare, prin influențarea valorilor mediei presiunii medii de vârf și ale amplitudinii mișcării de oblicitate, prin influențarea valorilor MAO și MISO. *În concluzie*, sistemul RELIVE influențează biomecanica mersului, atât din punct de vedere cinetic, cât și cinematic. Sistemul are un potențial mare, fiind unul dintre puținele care asistă mișcarea de oblicitate, necesară pacienților hemiplegici, în timpul mersului pe sol. Punctele slabe trebuie corectate pentru a îmbunătăți sistemul și a putea trece la testarea pe pacienți. Sistemul astfel modificat va putea fi utilizat în asistarea recuperării pacienților cu patologie neurologică, în particular cei hemiparetici, aducând beneficii în plus, în raport cu terapia convențională. Pentru atingerea acestui obiectiv, cercetarea trebuie continuată în direcția optimizării sistemului.

*Direcțiile în care trebuie continuată cercetarea, în vederea optimizării sistemului RELIVE.*

**1)** Modificarea sistemului actual, pe baza rezultatelor obținute în teză: a) separarea mecanică completă a subsistemului alternator de subsistemul de BWS; b) creșterea vitezei de deplasare a sistemului în plan orizontal; c) dezvoltarea software-ului astfel încât să poată preciza cu ce MI începe să pășească utilizatorul; d) egalizarea lungimilor segmentelor distale ale cablului care ridică, pe rând, hemipelvisurile; e) verificarea și corectarea înclinării (pantei) șanțurilor prin care trec segmentele distale ale cablului; f) răsucirea căruciorului rotativ să se facă fără a modifica poziția capetelor cablurilor.

**2)** Investigarea efectelor modificărilor unor componente ale sistemului: a) distanța dintre segmentele cablului acționat de alternator care trag de ham; b) unghiul sub care segmentele de cablu trag de ham; c) mișcarea de oblicitate să fie asigurată de alternator numai pentru un singur hemipelvis, celălalt nefiind influențat; d) studierea diferitelor tipuri de hamuri existente și găsirea unei soluții alternative care să nu restricționeze mișcările pelvisului și ale MI; e) adăugarea unor restricții la mișcările hamului, cu scopul de a obține o simetrie și un echilibru mai bune;

**3)** Upgradarea sistemului: a) atașarea unui EMG de suprafață sau a unui EEG pentru recunoașterea intenției de mișcare și antrenamentul controlului motor; b) atașarea unei unități de FES cu circuit închis, care, prin biofeedback, să poată adapta intensitatea stimulării în funcție de amplitudinea mișcării produse și de subfazele ciclului de mers, sincronizând mișcările pelviene cu acestea; c) implementarea modului de funcționare „sistemul urmărește pacientul”, pentru care este nevoie ca sistemul să poată fi acționat în ambele sensuri astfel încât utilizatorul să nu întâmpine rezistență din partea sistemului, în timpul deplasării; d) asistarea prin tehnici de realitate virtuală pentru experiențe imersive sau de realitate augmentată;

**4)** Completarea studiului cu alte studii de biomecanică a mersului, ce privesc: a) activarea musculară în timpul mersului cu sistemul RELIVE; b) influența ansamblului subsistem alternator- subsistem de BWS asupra celorlalte mișcări ale pelvisului; c) verificarea corectitudinii cu care subsistemului de BWS descarcă greutatea setată; d) alți parametri ai mersului (lungimea, lățimea pasului și perioada de dublu sprijin).

## Bibliografie

1. Sivan M, Phillips M, Baguley I, Nott M (editors). *Oxford handbook of rehabilitation medicine*. (Oxford handbooks) Third edition, Oxford University Press, Oxford, New York, 2019. ISBN 978-0-19-878547-7
2. Auerbach N, Tadi P. *Antalgic Gait in Adults*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), 2023.
3. Valderrabano V, Nigg BM, von Tscharnner V, Stefanyshyn DJ, Goepfert B, Hintermann B. Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. *Clin. Biomech.*, 22(8) 894–904, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.05.003>
4. Feigin VL, Brainin M, Norrving B, Martins S, Sacco RL, Hacke W, Fisher M, Pandian J, Lindsay P. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2022. *Int. J. Stroke*, 17(1) 18-29, 2022. <https://doi.org/10.1177/17474930211065917>
5. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet. Neurol.*, 20(10) 795-820, 2021. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(21\)00252-0](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(21)00252-0)
6. Hwang S, Lee S, Shin D, Baek I, Ham S, Kim W. Development of a Prototype Overground Pelvic Obliquity Support Robot for Rehabilitation of Hemiplegia Gait. *Sensors*, 22(7):2462, 2022. 2. <https://doi.org/10.3390/s22072462>
7. Ayad S, Ayad M, Megueni A, Spaich EG, Struijk LNSA. Toward Standardizing the Classification of Robotic Gait Rehabilitation Systems. *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, 12, 138–153, 2019. <http://dx.doi.org/10.1109/RBME.2018.2886228>
8. van Asseldonk EHF, Veneman JF, Ekkelenkamp R, Buurke JH, van der Helm FCT, van der Kooij H. The Effects on Kinematics and Muscle Activity of Walking in a Robotic Gait Trainer During Zero-Force Control. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 16(4) 360–370, 2008. <http://dx.doi.org/10.1109/TNSRE.2008.925074>
9. Mun K, Yu H, Zhu C, Cruz MS. Design of a novel robotic over-ground walking device for gait rehabilitation. *2014 IEEE 13th International Workshop on Advanced Motion Control (AMC)*, 458–463, 2014. <http://dx.doi.org/10.1109/AMC.2014.6823325>
10. Olenšek A, Zadavec M, Matjačić Z. A novel robot for imposing perturbations during overground walking: mechanism, control and normative stepping responses. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 13(1):55, 2016. <http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0160-7>

11. Vashista V, Khan M, Agrawal SK. A Novel Approach to Apply Gait Synchronized External Forces on the Pelvis using A-TPAD to Reduce Walking Effort. *IEEE Robot. Autom. Lett.*, 1(2) 1118–1124, 2016. <https://doi.org/10.1109/LRA.2016.2522083>
12. Ye J, Chen G, Liu Q, Duan L, Shang W, Yao X, Long J, Wang Y, Wu Z, Wang C. An Adaptive Shared Control of a Novel Robotic Walker for Gait Rehabilitation of Stroke Patients. *2018 IEEE International Conference on Intelligence and Safety for Robotics (ISR)* Shenyang China, 2018, 373–378, 2018. <https://doi.org/10.1109/IISR.2018.8535892>
13. Badea DI, Ciobanu I, Seiciu PL, Berceanu M. Pelvis mobility control solutions for gait rehabilitation systems: a review. *Health, Sports & Rehabilitation Medicine (HSRM)*, 22(1) 26–35, 2021. <https://doi.org/10.26659/pm3.2021.22.1.26>
14. Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EEG, Ekkelenkamp R, Asseldonk EHFV, van der Kooij H. Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 15(3) 379–386, 2007. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2007.903919>
15. Aoyagi D, Ichinose WE, Harkema SJ, Reinkensmeyer DJ, Bobrow JE. A Robot and Control Algorithm That Can Synchronously Assist in Naturalistic Motion During Body-Weight-Supported Gait Training Following Neurologic Injury. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 15(3) 387–400, 2007. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903922>
16. Lim HB, Luu TP, Hoon KH, Qu X, Tow A, Low KH. Study of body weight shifting on robotic assisted gait rehabilitation with NaTUre-gaits. *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011, 4923–4928, 2011. <http://doi.org/10.1109/IROS.2011.6048430>
17. Khan MI, Santamaria V, Agrawal SK. Improving Trunk-Pelvis Stability Using Active Force Control at the Trunk and Passive Resistance at the Pelvis. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 3(3) 2569–2576, 2018. <https://doi.org/10.1109/LRA.2018.2809919>
18. Stramel DM, Agrawal SK. Validation of a Forward Kinematics Based Controller for a mobile Tethered Pelvic Assist Device to Augment Pelvic Forces during Walking. *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 10133–10239, 2020.
19. Stauffer Y, Reynard F, Allemand Y, Bouri M, Fournier J, Clavel R, Metrailler P, Brodard R. Pelvic motion implementation on the WalkTrainer. *2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Sanya, China, 133–138, 2007. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2007.4522121>

20. Aurich-Schuler T, Gut A, Labruyère R. The FreeD module for the Lokomat facilitates a physiological movement pattern in healthy people – a proof of concept study. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 16(1):26,2019. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0496-x>
21. Stegall P, Zanutto D, Agrawal SK. Variable Damping Force Tunnel for Gait Training Using ALEX III. *IEEE Robot. Autom. Lett.*, 2(3):1495–1501, 2017. <https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2671374>
22. Pietrusinski M, Cajigas I, Severini G, Bonato P, Mavroidis C. Robotic Gait Rehabilitation Trainer. *IEEE/ASME Trans Mechatron.*, 19(2):490–499, 2014. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2013.2243915>
23. Ohnuma T, Lee G, Chong NY. Development of JARoW-II active robotic walker reflecting pelvic movements while walking. *Intell. Serv. Robot.*, 10(2) 95–107, 2017. <https://doi.org/10.1007/s11370-016-0212-7>
24. Salguero-Beltrán A, Yamhure G, Manrique M, Jiménez LC, Hernández AM, Cotrino C. On the design of an ischiatic body weight support system (IBWS) for gait rehabilitation. *Conference Proceeding 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Rome, Italy,1434–1439, 2012. <https://doi.org/10.1109/BioRob.2012.6290940>. ISBN 9781457711992
25. Munawar H, Yalcin M, Patoglu V. AssistOn-Gait: An overground gait trainer with an active pelvis-hip exoskeleton. *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Singapore, 594–599, 2015. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281265>
26. Liu Q, Zhang B, Liu Y, Hsiao Y, Jeng MD, Fujie MG. Integration of visual feedback system and motor current based gait rehabilitation robot for motor recovery. *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, Budapest, Hungary, 2016. 001856–60. <https://doi.org/10.1109/SMC.2016.7844508>
27. Shi Q, Zhang X, Chen J, Chen Y. Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system. *2014 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA)*, Hailar, China, 108–112, 2014. <https://doi.org/10.1109/ICInfA.2014.6932635>
28. Surdilovic D, Bernhardt R, Schmidt T, Zhang J. *26 STRING-MAN: A Novel Wire Robot for Gait Rehabilitation*. In: *Advances in Rehabilitation Robotics: Human-friendly Technologies on Movement Assistance and Restoration for People with Disabilities* (Bien ZZ, Stefanov D, editors), Lecture Notes in Control and Information Science, vol. 306, 413–424, Springer, Berlin, Heidelberg 2004. [https://doi.org/10.1007/10946978\\_26](https://doi.org/10.1007/10946978_26)

29. Hashimoto K, Tanaka T, Kusaka T. Walking Assistance and Resistance of Walking Motion by Trunk and Pelvis Motion Assist. *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Madrid, Spain, 8597–602, 2018. <https://doi.org/10.1109/IROS.2018.8593531>
30. Han Y, Guo S, Zhang L, Xi FJ, Lu W. Tip-Over Stability Analysis of a Pelvic Support Walking Robot. *J. Healthc. Eng.*,2020:1506250, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/1506250>
31. Son C, Lee A, Lee J, Kim D, Kim SJ, Chun MH, Choi J. The effect of pelvic movements of a gait training system for stroke patients: a single blind, randomized, parallel study. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 18(1):185, 2021. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00964-7>
32. Ji J (Charles), Guo S, Xi F (Jeff), Zhang L. Design and Analysis of a Smart Rehabilitation Walker With Passive Pelvic Mechanism. *J. Mech. Robot.*, 12(3):031007 2020. <https://doi.org/10.1115/1.4045509>
33. Guerrero CR, Grosu V, Grosu S, Leu A, Ristic-Durrant D, Vanderborcht B, Lefeber D. Torque control of a push-pull cable driven powered orthosis for the CORBYS platform. *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Singapore, 25–30, 2015. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281170>
34. Peshkin M, Brown DA, Santos-Munne JJ, Makhlin A, Lewis E, Colgate JE, Patton J, Schwandt D. KineAssist: A Robotic Overground Gait and Balance Training Device. *9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2005)*, Chicago, USA, 241–246, 2005. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501094>
35. Ji J, Song T, Guo S, Xi F, Wu H. Robotic-Assisted Rehabilitation Trainer Improves Balance Function in Stroke Survivors. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, 12(1) 43–53, 2020. <https://doi.org/10.1109/TCDS.2018.2883653>
36. Morbi A, Ahmadi M, Nativ A. GaitEnable: An omnidirectional robotic system for gait rehabilitation. *2012 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, Chengdu, China, 936–41, 2012. <https://doi.org/10.1109/ICMA.2012.6283269>
37. Mun K, Yu H, Zhu C, Cruz MS. Design of a novel robotic over-ground walking device for gait rehabilitation. *2014 IEEE 13th International Workshop on Advanced Motion Control (AMC)*, 458–463, 2014. <http://dx.doi.org/10.1109/AMC.2014.6823325>
38. Anaya-Reyes F, Narayan A, Aguirre-Ollinger G, Cheng HJ, Yu H. An Omnidirectional Assistive Platform Integrated With Functional Electrical Stimulation for Gait Rehabilitation: A Case Study. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 28(3) 710–719, 2020. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2972008>

39. Olenšek A, Zadavec M, Matjačić Z. A novel robot for imposing perturbations during overground walking: mechanism, control and normative stepping responses. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 13(1):55, 2016. <http://dx.doi.org/10.1186/s12984-016-0160-7>
40. UEFISCDI, Definiții Technology Readiness Level (TRL). [https://uefiscdi.gov.ro/userfiles/file/PNCIDI%20III/P2\\_Cresterea%20competitivitatii%20economiei%20romanesti/TRL.pdf](https://uefiscdi.gov.ro/userfiles/file/PNCIDI%20III/P2_Cresterea%20competitivitatii%20economiei%20romanesti/TRL.pdf)
41. Guiding notes to use the TRL self-assessment tool. <https://horizoneuropencportal.eu/store/trl-assessment>
42. Seiciu PL, Popescu AM, Ciobanu I, Iliescu AN, Berteau M. Hip vertical movement mechatronic system for gait rehabilitation. Proceedings of the Romanian Academy, Series A, Mathematics, Physics, Technical Sciences, Information Science, 17(3), 253-258, 2016.
43. Ciobanu I. *Sistem mecatronic complex de reabilitarea mersului la pacienții cu afecțiuni neurologice dizabilitante*. Teza de doctorat. Coordonator Științific: Prof. Dr. Mihai Berteau. Universitatea de medicina si farmacie " Carol Davila" Bucuresti; 2016.
44. Wafai L, Zayegh A, Woulfe J, Aziz SM, Begg R. Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry. *Sensors (Basel)*, 15(8) 20392–20408, 2015. <https://doi.org/10.3390/s150820392>
45. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys. Ther.*, 80(4) 399–409, 2000. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.4.399>
46. Murray MP, Drought AB, Kory, RC. Walking Patterns of Normal Men. *The Journal of Bone & Joint Surgery (JBJS)*, 46(2) 335-360, 1964.
47. Sandrini G, Homberg V, Saltuari L, Smania N, Pedrocchi A (editors). *Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders*. Series Biosystems & Biorobotics, vol. 19, Springer International Publishing AG, Cham, 2018. ISBN 9783319727363. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-72736-3>
48. Tesio L, Rota V. The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. *Front. Neurol.*, 10:999, 2019. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00999>

## Lista cu lucrările științifice publicate

În calitate de autor principal:

1) Badea DI, Ciobanu I, Iliescu A, Paduraru GI, Stoica CR, Alexe MA, Prisecaru DA, Seiciu PL, Berteanu M. Changes in Pelvic Biomechanics Induced by RELIVE Overground Gait Rehabilitation System. *2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB)*, Iasi, Romania, 1–4, 2021. <https://doi.org/10.1109/EHB52898.2021.9657647>

2) Badea DI, Ciobanu I, Iliescu A, Paduraru GI, Alexe MA, Prisecaru DA, Seiciu PL, Berteanu M. Changes in Plantar Pressure Distribution Induced by RELIVE Overground Gait Rehabilitation System. *2022 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, Iasi, Romania, 1–4, 2022. <https://doi.org/10.1109/EHB55594.2022.9991432>

3) Badea DI, Ciobanu I, Seiciu PL, Berteanu M. Pelvis mobility control solutions for gait rehabilitation systems: a review. *Health, Sports & Rehabilitation Medicine (HSRM)*, 22(1) 26-35, 2021. <https://doi.org/10.26659/pm3.2021.22.1.26>

4) Badea DI, Ileana Ciobanu I, Popa R, Seiciu PL, Berteanu M. Modifications in plantar pressure in overground assisted gait training. *Health, Sports & Rehabilitation Medicine (HSMR)*, 24(2) 54-60, 2023. <https://doi.org/10.26659/pm3.2023.24.2.54>

În calitate de coautor:

1) Mikolajczyk T, Ciobanu I, Badea DI, Iliescu A, Pizzamiglio S, Shauer T, Seel T, Seiciu PL, Turner DL, Berteanu M. Advanced technology for gait rehabilitation – an overview. *Advances in Mechanical Engineering*, 10(7) 1–19, 2018. <https://doi.org/10.1177/1687814018783627>

2) Ciobanu I, Stanculescu (Badea) DI, Iliescu A, Popescu AM, Seiciu PL, Mikolajczyk T, Moldovan F, Berteanu M. The usability pilot study of a mechatronic system for gait rehabilitation. *Procedia Manufacturing*, 22, 864-871, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2018.03.122>

3) Paduraru GI, Stoica CR, Barbu V, Alexe MA, Seiciu PL, Ciobanu I, Iliescu A, Badea DI, Berteanu M. Compact Rolling Walker Mechatronic System for Gait Rehabilitation, *2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB)*, Iasi, Romania, 1-4, 2021. <https://doi.org/10.1109/EHB52898.2021.9657685>