

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



***EVALUAREA MERSULUI DUPĂ AFECȚIUNI ORTOPEDICE
ALE MEMBRULUI INFERIOR CU O NOUĂ CÂRJĂ
INSTRUMENTATĂ***

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

Conducător de doctorat:

PROF. UNIV. DR. BERTEANU MIHAI

Student-doctorand: Dr. DOBRE CRISTINA

(Căs: REYNDERS - FREDERIX)

ANUL 2020

Cuprins

Introducere.....	11
I. PARTEA GENERALĂ	
1. CONTEXTUL STUDIULUI, LITERATURĂ ȘI DEFINIȚIA PROBLEMEI	16
2.ANALIZA MERSULUI ȘI INFLUENȚA DISPOZITIVELOR DE ASISTARE A MERSULUI ASUPRA DINAMICII MERSULUI.....	18
2.1 Mersul normal.....	18
2.1.1 Faza de sprijin	20
2.2 Tulburări ale mersului.....	22
2.2.1 Tulburările mersului de origine musculo-scheletală.....	24
2.2.1.1 Mersul antalgic	24
2.2.1.2 Mersul în șoldul dureros.....	25
2.2.1.3 Mersul cu genunchiul în hiperextensie.....	26
2.2.1.4 Contractura șoldului.....	26
2.2.1.5 Durerea de origine vertebrală.....	26
2.2.2 Tulburări ale mersului de origine neuro-musculară și mielopatică	27
2.2.2.1 Mersul de origine mielopatică	27
2.2.2.2 Foot drop.....	27
2.2.2.3 Mersul legănat	27
2.2.3 Tulburări ale mersului asociate cu disfuncții cerebrale.....	28
2.2.3.1 Mersul nesigur (precaut)	28
2.2.3.2 Tulburări ale mersului de origine spastică	28
2.2.3.3 Tulburări ale mersului de origine ataxică	28
Mersul ataxic cerebelos	28

Mersul ataxic senzitiv	29
2.2.3.4 Tulburări ale mersului de origine frontală / tulburări ale mersului cu origine in etajele superioare	30
2.2.3.5 Mersul parkinsonian	31
Freezing	31
2.2.3.6 Alte afecțiuni asociate cu tulburari de rigiditate a mersului	32
2.2.3.7 Atrofia multipla sistemică	32
2.2.3.8 Paralizia progresivă supranucleară	32
2.2.3.9 Tulburări distonice de mers	32
2.2.3.10 Tulburările de mers din choree	33
2.2.3.11 Tulburări de mers mioclonice	33
2.2.3.12 Tremorul ortostatic	33
2.2.3.13 Desechilibre de origine subcorticală	34
2.2.3.14 Mersul vestibulopatic	34
2.3 Dispozitive și tehnici de asistare a mersului	34
2.3.1 Tipuri de mers cu cârje	35
2.3.2 Modele de cârje proiectate pentru schimbarea forțelor la nivelul corpului.....	38
2.3.2.1 Forțe care acționează asupra cârjei și a anumitor segmente ale corpului	39
2.3.2.2 Consumul de energie	40
2.3.2.3 Variabile legate de mers.....	41
2.3.2.3.1 Articulații -biomecanica.....	42
2.3.2.3.2 Timpul de mers, lungimea pasului și raportul balans /sprijin.....	42
2.3.2.3.3 Viteza și cadența	43

2.3.2.3.4 Accelerația	43
2.3.2.3.5 Concluzii ale evaluărilor	43
2.3.3 Dispozitive de asistență a mersului	44
2.3.3.1 Bastoane	45
2.3.3.2 Cârje	47
2.3.3.3 Cadre de mers	50
2.3.3.4 Schimbări inovatoare de design	52
2.3.3.4.1 Mânerul	53
2.3.3.4.2 Tija cârjei.....	54
2.3.3.4.3 Vârful cârjei.....	55
2.3.4 Concluzii	56
 II. PARTEA SPECIALĂ	
 3. PROIECTAREA ȘI DEZVOLTAREA CÂRJEI INSTRUMENTATE.....	
3.1 STADIUL ACTUAL AL CUNOAȘTERII.....	59
3.1.1 Dispozitive existente	60
Biofeedback	61
Măsurarea sarcinii	61
Forța normală de reacție la sol	61
Măsurarea unghiurilor	62
3.1.2 Specificații legate de utilizarea cârjelor	63
3.1.2.1 Sisteme portabile și non-portabile	63
3.1.2.2 Regulamentul privind dispozitivele medicale	65
3.1.2.3 Cerințe clinice	65
3.1.2.2.4 Aspecte privind reglementare	66
3.1.2.2.5 Adaptarea cârjelor.....	68

3.1.2.2.6 Mersul cu sprijin în trei puncte	69
3.1.2.2.7 Forța de reacție la sol	69
3.1.2.2.8 Calculul PWB (încărcarea parțială).....	70
3.2 Proiectare tehnică-Prototipare <i>Vanderlinden G.,Reynders-Frederix C., Innocenti B, Reynders-Frederix P</i>	71
3.2.1 Analiza și îmbunătățirea designului anterior	71
3.2.2 Analiza componentelor	72
3.2.2.1 Accelerometrul și gyroskopul.....	72
3.2.2.2 Senzorul de presiune	74
3.2.2.3 Parametrii principali ai tensiunii.....	77
3.2.2.4 Convertorul analogic digital	79
3.2.2.5 Rezistor de detecție a forței	80
3.2.2.6 Microcontroller	81
3.2.2.7 Alimentarea electrică	82
3.2.3 Analiza proiectării	85
3.2.4 Conexiunea hardware-ului.....	85
3.2.5 Senzorul de presiune	86
3.2.5.1 Instalarea senzorilor de presiune.....	87
3.2.5.2 GY-521.....	89
3.2.6 Codul hardware-ului	90
3.2.6.1 Bibliotecile Arduino	90
3.2.6.2 Gy 521.....	91
3.2.6.3 Datele trimise către computer	91
3.2.7 Interfața grafică	92
3.2.7.1 Python	92

3.2.8 Calibrarea și produsul final	93
4. APLICAȚIILE CÂRJEI INSTRUMENTATE	98
4.1 INTRODUCERE.....	98
4.2 Scopul studiului	99
5. Studiul 1. PROIECTAREA UNEI CÂRJE INSTRUMENTATE CARE POATE MONITORIZA MĂSURAREA PARAMETRILOR BIOMECANICI. Studiu de manipulare și fezabilitate al cârjei instrumentate.....	102
5.1 Introducere.....	102
5.2 Material și metodă.....	102
5.3 Rezultate.....	108
5.4 Discuții.....	119
5.5 Concluzii.....	121
6. Studiul 2. STUDIU COMPARATIV ÎNTRE UN GRUP DE PACIENȚI ORTOPEDICI ȘI UN GRUP DE SUBIECȚI SĂNĂTOȘI. Ambele folosind cârja electronică.....	122
6.1 Introducere	122
6.2 Material și metodă	122
6.3 Rezultate	126
6.4 Discuții	135
6.5 Concluzii	137
7. Studiul 3. INFLUENȚA UTILIZĂRII UNUI DISPOZITIV DE MERS PENTRU ÎNCĂRCAREA PE MEMBRUL INFERIOR CONTRALATERAL	138
7.1 Introducere	138
7.2 Material și metodă	138
7.3 Rezultate	153
7.4 Discuții	159
7.5 Concluzii	162
8. CONCLUZII GENERALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE LUCRU	163
Bibliografie	170
Annexe	185
I. CODUL PENTRU CALIBRAREA GY_521.....	185

II.	CODUL DE CALIBRARE PENTRU VALOAREA DE IEȘIRE A CALIBRĂRII DE TENSIUNE	188
III.	CODUL DE FUNCȚIONARE A CĂRJEI	191
IV.	CODUL FINAL DE UTILIZARE A PROGRAMULUI	198
V.	CLASE OBSERVATOARE ȘI OBSERVABILE	215
VI.	ARTICOL 1: MONITORING HEALING OF ORTHOPAEDIC AILMENTS WITH AN ORIGINAL INSTRUMENTED CRUTCH.....	218
VII.	ARTICOL 2: DEVELOPMENT OF AN ELECTRONIC ASSISTIVE WALKING DEVICE.....	230

Lista lucrărilor științifice publicate

- [1] **Reynders-Frederix C**, Reynders-Frederix P, Bernardo I, Illes T, Berteanu. M. Monitoring healing of orthopedic ailments with an original instrumented crutch. Health, Sports & Rehabilitation Medicine Vol. 21, no. 2, April-June, 88-92, 2020. Indexing: EBSCO, Index Copernicus, DOAJ, CiteFactor, Crossref; pISSN: 1582-1943; eISSN: 2247-7322; ISSN-L: 1582-1943. A journal rated B+ by CNCS (Romanian National Research Council) since 2007, certified by CMR (Romanian College of Physicians) since 2003, CFR (Romanian College of Pharmacists) since 2015 and CMDR since 2018. Available at: <http://jhsrm.org/health-sports-rehabilitation-medicine-vol-21-no-2-april-june-2020/monitoring-healing-of-orthopedic-ailments-with-an-original-instrumented-crutch/>
- [2] **Reynders-Frederix C**, Reynders-Frederix P, Bernardo I, Berteanu M. Development of an electronic assistive walking device, Romanian Biotechnological Letters. 25(5), 1992-1997, 2020. Available at: <https://www.e-repository.org/rbl/vol.25/iss.5/18.pdf>, Indexing ISI, IMPACT FACTOR₂₀₁₈ : **0.59**

Lista de abrevieri și simboluri

AO group - Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

AAD - Ambulatory assistive devices

AD - Assistive devices

ANOVA – One-way Analysis of Variance

Anterior GRF- horizontal GRF in the walking direction

Anterior Cruciate Lig. - Anterior Cruciate Ligament

Arth. Right - Arthrosis Right

BEAMS - Bio Electro and Mechanical Systems (Department)

CCS - Central Cord Syndrome

CL - Contralateral

COP - Center of pressure

Cr - Near the crutch

e.g - *exempli gratia* means for example

ESP32 - Microcontroller with integrated WiFi and dual-mode Bluetooth. Created by Espressif Systems - Shanghai

FSR - Force sensing resistors

GRF - Ground reaction force /Vertical ground force

Hz - Hertz (periods per second)

ISO - International Organization of Standardization

KCT - Kinetic Crutch Tip

MEMS- Micro Electric Mechanical Systems

Meta - Metatarsal

Mid foot - Middle part of the foot

MRI - Magnetic Resonance Images

MRI - Magnetic Resonance Imagery

MSA - Multiple system atrophy

MS - multiple sclerosis

MT III - Metatarsal 3

NGRF- Normal ground reaction force

NWD - Non-wearable devices

NS - Nonsignificant

Posterior GRF- horizontal GRF opposite to the walking direction

PLA – Polylactic Acid

PSP - Progressive Supranuclear Palsy

PWB - Partial Weight- Bearing

SCI - Spinal cord injury

SD - Standard deviation

SDs - Standard deviations

TKA – Total Knee Arthroplasty

THA - Total Hip Arthroplasty

USA - United States of America

V - Volt

WD - Wearable devices

Ω - Ohm (electrical resistance)

Sinteza ideilor principale

1.1 Problema fundamentală

În ultimul timp, a apărut un aflus de vârstnici cu leziuni ortopedice la nivelul membrelor inferioare [22].

Numărul tot mai mare de persoane fragile cu afecțiuni ale membrelor reprezintă o problemă serioasă pentru sistemele sociale din majoritatea țărilor occidentale și pentru sistemele de sănătate [22],

Un exemplu tipic îl reprezintă fractura osteoporotică de șold la pacienții vârstnici.

Prin urmare, s-a concretizat nevoia apariției protocoalelor de tratament și revalidare pentru a coborî acești pacienți din pat cât mai repede posibil. La pacienții foarte fragili care erau prea bolnavi pentru a fi operați, șoldul fracturat a fost tratat conservator, iar revalidarea a început cât mai curând posibil [13].

Cu timpul, tratamentul a trecut de la o perspectivă mai conservatoare [12] la un protocol mai agresiv, revalidarea acestor pacienți fragili având un rol central în abordarea holistică a pacientului. Această abordare multidisciplinară are nevoie de o mentalitate complet diferită față de deceniile anterioare.

Fixarea fracturii deschise, chiar dacă este bine efectuată, poate fi invazivă și distructivă pentru țesuturile moi. Complicațiile, cum ar fi infecțiile și întârzierea vindecării osoase, sunt rezultatele tipice ale acestui tip de tratament al fracturilor, accentul punându-se mai mult pe aspectul mecanic (hardware-ul implantului) decât pe partea biologică a tratamentului. Aceste complicații (infecții și întârzierea vindecării osoase) pot avea consecințe devastatoare pentru pacientul vârstnic și fragil [14], [23].

Pentru a evita aceste complicații grave, există tendința de a utiliza din ce în ce mai mult protocoale de tratament care respectă mai mult biologia țesuturilor moi. Aceste abordări „biologice” tind să se concentreze mai mult pe abordări chirurgicale minim invazive cu implanturi care să permită încărcarea timpurie a greutății în combinație cu protocoale viguroase de revalidare. Această abordare facilitează îngrijirea medicală și îmbunătățește printre altele funcția respiratorie a pacientului cu un rezultat funcțional mai bun [9-11].

În urmărirea unui pacient ortopedic, monitorizarea (prin tehnici moderne de imagistică) a calității procesului de vindecare biologică este destul de simplistă. Instrumentele obiective pentru evaluarea progresului funcțional al acestor pacienți lipsesc

sau rămân în urma aspectului radiologic al regiunii corporale afectate. Acest lucru conduce la un sentiment frustrare al pacientului dar și a prestatorului de servicii medicale. Această recuperare funcțională incompletă a pacientului ortopedic poate fi pusă pe seama eșecului de a reveni la nivelul anterior al propriocepției [130].

Aceste exemple subliniază necesitatea și dorința de a oferi o reabilitare mai bună a acestui important segment de pacienți. Mersul acestor pacienți este grav afectat de către afecțiunea lor ortopedică. În acest sens un instrument important îl reprezintă dispozitivele de asistență a deambulației care sunt deseori prescrise pentru a îmbunătăți calitatea mersului.

În jurul vârstei de 5 ani, se dezvoltă mersul matur [27]. Mersul normal este împărțit în două faze de sprijin și de balans și în opt etape. Modelul de mers al unei persoane poate fi puternic influențat de indicatori ca vârsta, starea fizică, unele aspecte psihosociale ale persoanei.

La acest tipar, variațiile cinematice sunt de obicei frecvente (în funcție de vârstă, sex sau între indivizi); în lipsa acestor variații, paternul de mers rămâne consecvent (în absența patologiilor / deformărilor esențiale sau a variațiilor terenului de mers).

Parametrii unui ciclu de mers, măsuri esențiale ale mersului, includ: viteza și cadența de mers, lungimea pasului, lățimea bazei de mers. [28.]

Tulburările de mers pot avea cauze multiple și variate, cum ar fi: ortopedice (de exemplu o fractură de stres, artrita, deformări ale membrelor inferioare) sau neurologice (de exemplu un accident vascular cerebral, o neuropatie), dar și afecțiuni medicale cronice sau acute (de exemplu, boala arterială periferică ocluzivă, insuficiență cardiacă cronică), la fel de bine precum pot fi dobândite sau congenitale (de exemplu obezitate) [32]. O clasificare etiologică a tulburărilor de mers a fost dezvoltată de Pirker W [32].

Deficiențele mersului, combinate adesea cu o instabilitate a anumitor segmente corporale, afectează semnificativ calitatea vieții [35] și restrâng independența personală a pacienților.

Mijloacele de mers sunt adesea folosite ca instrument esențial de reabilitare pentru a ajuta pacienții în recuperarea lor funcțională. Adesea, cârja este indicată în ultima etapă a programului de reabilitare după o intervenție chirurgicală ortopedică a membrelor inferioare. Adesea acești pacienți sunt cumva reticenți să părăsească confortul unui scaun cu roțile, iar prin utilizarea cârjelor sunt oarecum contrânși să se găsească într-o poziție verticală mai fiziologică, ceea ce schimbă orizontul pacientului[21].

Mijloacele de mers (bastoane, cârje și carucioare) reduc greutatea aplicată la nivelul membrelor inferioare. Acestea îmbunătățesc echilibrul și stabilitatea, ceea ce este important pentru pacienții vârstnici cu diferite comorbidități.

Deși cârjele sunt adesea prescrise postoperator pentru a facilita mersul, cunoașterea exactă a forțelor care acționează asupra membrului afectat într-o anumită situație clinică este totuși dificil de obținut [2], [25]; cu toate acestea, aceste informații sunt importante deoarece în prezent lipsesc instrumentele de monitorizare a progresului funcționalității.

Utilizarea mijloacelor ajutătoare de mers este piatra de temelie pentru menținerea mobilității la pacienții cu restricții temporare sau permanente de greutate.

Înțelegerea diferitelor tipuri de mers cu aceste mijloace ambulatorii, împreună cu avantajele, dezavantajele și complicațiile potențiale ale acestora, este esențială pentru prescrierea dispozitivului potrivit pentru pacientul potrivit.

Modelele de mers cu aceste dispozitive includ mersul în patru puncte, trei puncte, două puncte alternante, *swing-to* și *swing-through*. Principalele tipuri de dispozitive de asistență ambulatorie sunt bastoanele, cârjele și cadrele de mers. La selectarea dispozitivului adecvat trebuie luate în considerare indicațiile de utilizare a dispozitivului, precum și comorbiditățile pacientului.

De aceea am încercat să găsim instrumente nu numai pentru a facilita recuperarea pacienților, ci și pentru a avea o modalitate de a prezice vindecarea funcțională (recuperare) a pacienților după diferite afecțiuni ortopedice ale membrului inferior.

Monitorizarea și analiza mersului sunt de mare interes deoarece pacienții care prezintă o afectare a membrelor inferioare raportează de obicei nu numai o scădere a autonomiei și calității vieții, ci și o stare de sănătate mai slabă [16], [171].

Ar fi interesant dacă am putea prognoza mai bine recuperarea funcțională a unui pacient ortopedic. Cu o predicție exactă a istoriei bolii, impactul socio-economic ar putea fi mare. În prezent nu știm niciodată destul de bine dacă discrepanța dintre constatările obiective și plângerile pacientului este justificată.

Deoarece mersul la acești pacienți este grav afectat, medicii prescriu adesea mijloace ajutătoare de mers pentru a îmbunătăți echilibrul, pentru a compensa lipsa propriocepției și pentru a proteja membrul afectat de suprasolicitare. De aici ideea de a privi aceste dispozitive de asistare a mersului nu numai ca suporturi inerte, ci de a include o anumită *inteligentă* în cârjă pentru a cunoaște evoluția funcțională a pacientului.

Propriocepția este sensul care permite oamenilor să perceapă locația, mișcarea și acțiunea segmentelor corpului; este o colecție de senzații, inclusiv percepția poziției

articulare și a mișcării sau a forței musculare, care este strâns legată de controlul mișcării. Adesea, aceste „simțuri” sunt absente după traume sau intervenții chirurgicale. Cu toate acestea, cuantificarea procentului de pierdere a propriocepției nu este disponibilă și, totuși, lipsa propriocepției este responsabilă pentru o întârziere în recuperarea funcțională completă [130].

Un studiu recent arată că, în ciuda antrenamentelor în kinetoterapie, respectarea greutății este deficitară [15]. Pentru a instrui pacienții cu cât de multă greutate trebuie să încarce pe membrul lezat, poate fi utilizat un cântar clasic de baie în scopul de a ajuta pacientul să simtă forța de reacție adecvată la sol pe membrul afectat.

În principal, două probleme apar cu o astfel de tehnică:

- în primul rând, testul se bazează în principal pe observațiile clinicienilor [16], analizând pacientul și scala de greutate
- în al doilea rând, măsurătorile pot fi efectuate numai în modul static cu o scală de greutate de baie [17].

Deoarece urmărirea programului de antrenament pentru încărcarea parțială a greutății pacientului tinde să scadă în timp, pacienții tind să aplice o sarcină mai mare atunci când nu simt durere și, dimpotrivă, o presiune prea mică atunci când o simt [18]. Din păcate, există afecțiuni medicale (boala Charcot) care duc la scăderea sensibilității profunde a membrelor inferioare cu un risc real de lezare iatrogenă a picioarelor prin supraîncărcare.

Din aceste motive, se sugerează implementarea monitorizării în timp real a comportamentului mersului pacientului pentru a putea stabili recomandări individuale și realiste [15].

Din aceste motive, se sugerează implementarea monitorizării în timp real a mersului pacientului pentru a stabili recomandări individuale și realiste [15].

1.2 Ipoteză și obiective

Pe baza acestor considerații, am dorit să obținem un dispozitiv care poate controla automat gradul de încărcare pe membrul inferior afectat, permițând în același timp monitorizarea pacientului și a cărui utilizare să permită ameliorarea calității programului de recuperare. Aceasta ar fi obținută printr-un control corect al încărcării pe membrul afectat, ceea ce ar permite formarea mai rapidă a calusului (după o fractură-de exemplu) cu obținerea unei vindecări corecte, într-un timp convenabil.

Dispozitivul pe care ni l-am imaginat este un dispozitiv senzoriat, cu sisteme mecatronice, integrate și versatile, format dintr-o pereche de cârje inteligente și un sistem de configurație logică și de analiză a datelor care oferă feedback cu privire la gradul de încărcare.

Cercetările din literatură (din 2005 până în 2019) ne-au permis să găsim doar nouă astfel de sisteme, dintre care doar două, au fost comercializate. În prezent nu mai este cazul. Tabelul 1.1 prezintă istoricul și comparația diferitelor cârje instrumentate din 2010 până în 2018.

Pentru această teză, a fost ales ca și tip de mers, mersul cu contact în două puncte folosind o cârjă de partea opusă piciorului rănit. Piciorul lezat împreună cu cârja de parte contralaterală sunt avansate și depuse pe sol (de aici și termenul de contact în două puncte) [179]. După aceea, piciorul sănătos este avansat și adus la același nivel cu cârja și piciorul afectat.

Acest tip de ambulație este adesea utilizat pentru a menține echilibrul și a proteja șesșrul inferior afectat. În teorie, în acest fel vom obține mai puțină încărcare pe piciorul opus cârjei.

Scopul final al studiului actual a fost ajustarea unei cârje standard pentru antebraț pentru a furniza parametri mecanici de evaluare a mersului care ar putea fi trimiși prin Bluetooth către un computer. Acest computer ar trebui să transforme aceste date mecanice într-un afișaj grafic care să faciliteze interpretarea acestor date.

Tabelul 1.1: Istoricul și comparația diferitelor cârje instrumentate din 2010 până în 2018

Existing devices sorted by years		Merrett 2010 [13]	Heimo 2011 [31]	Chamorro Mariana 2013 [32]	Culmer 2014[12]	Sardini 2014 [11]	Sardini 2015 [30]	Chamorro Mariana 2016 [33]	Concept Techno 2016 [34]	Seylan 2018[35]
Performance										
Normal ground reaction force		yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes
Angle measurement	Pitch angle	yes			yes	yes	yes			yes
	Roll angle	yes			yes	yes	yes			yes
PWB & display		yes	yes	yes	yes		yes	yes	yes	
Walking speed/period				yes			yes			
Pitch angular velocity										
Ergonomics										
House recording		yes		yes			yes	yes	yes	
Independent usage		yes					yes	yes		
Biofeedback	Audible	yes	yes	yes				yes		
	Vibration		yes				yes		yes	
	Visual			yes	yes			yes		
Wireless		yes	yes		yes		yes			

Ne-am propus să creăm un algoritm care să poată prezice starea de recuperare funcțională a unui pacient ce prezintă o afecțiune ortopedică a membrilor inferioare.

Ne-am propus să evaluăm:

- performanța parametrilor furnizați de către prototip
- posibilele beneficii ale programului de revalidare

și să verificăm ipoteza descărcării greutății pe membrul contralateral (afectat) prin utilizarea unei cârje.

Ideea că prin utilizarea unei singure cârje este diminuată încărcarea membrului contralateral nu a fost niciodată dovedită. Se bazează pe o ipoteză teoretică conform căreia, prin utilizarea unei cârje, momentul cârjei va ajuta brațul de pârghie al mușchilor abductorului, pentru a compensa momentul brațului creat de greutatea corporală minus greutatea unui membru.

Suntem conștienți de faptul că parametrii mecanici ai mersului sunt doar un aspect al procesului de vindecare osoasă și că vindecarea osoasă este un proces multifactorial [22].

Dintre parametrii mecanici de mers care pot fi cuantificați, am ales să analizăm:

- forța aplicată asupra cârjei
- viteza unghiulară a cârjei în plan sagital pe linia de progresie a pacientului
- poziția cârjei în plan frontal.

De asemenea, am dorit să răspundem la următoarele întrebări:

- Este posibil ca instrumentul dezvoltat să reproducă datele biomecanice?
- Există probleme tehnice pentru recuperarea și analizarea acestor date?
- Există o problemă de siguranță?

1.3. Metodologie și Materiale

1.3.1 Proiectarea și dezvoltarea cârjei instrumentate

La baza acestui proiect stă brevetul de invenție al Profesorului Doctor Mihai Berteanu, de la UMF Carol Davila, București, intitulat : „Dispozitiv automat pentru controlul încărcării membrilor inferioare”. (RO -116945. BOPI nr 8/2001) [183]. Am utilizat ca sursă de inspirație și alte studii (anterioare) care au descris instrumente similare (MERRETT 2010; MERRETT, 2009; SARDINI, 2014, 2015, TONUTTI, 2015).

În colaborare cu echipa Profesorului Doctor Bernardo Innocenti, de la Departamentul de Biomecanică al Universității Politehnice din Bruxelles (ULB), am început în 2015 construcția dispozitivului numit de noi „cârjă instrumentată”.

În prima parte a acestei investigații, a fost utilizată și ajustată o cârjă clasică de antebrăț din aluminiu (tip Lofstrand) pentru a-i permite să detecteze și să înregistreze parametrii mecanici precum forța de încărcare axială pe cârjă, viteza unghiulară a cârjei în plan sagital, și poziționarea cârjei în plan frontal.

După cum arată Fig.1.1, sistemul este împărțit în trei categorii: utilizator, aplicație și hardware.

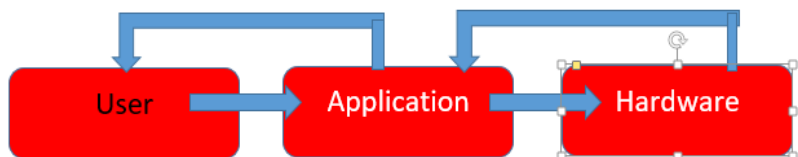



Fig.1.1: Definiția interfeței proiectului

În realizarea prototipului s-a ținut seama de cerințele noastre (medicale) dar și de posibilitățile de realizare ale echipei de ingineri. Componentele alese sunt discutate în conformitate cu cerințele notate în tabelul 1.2. În general, rezultatele nu necesită o precizie mai mare de 5% [18]. Cu toate acestea, distribuția forței prin oase și țesuturi moi poate induce erori de măsurare, care trebuie evitate pentru a obține rezultate semnificative.

Tabelul 1. 2: Lista tuturor componentelor utilizate în proiectul final

Components	Note
<u>ESP32 Wifi</u>	Microprocessor
<u>GY-521</u>	Gyroscope & Accelerometer
<u>Strain gauge</u>	HBM XC1x 
<u>Hx711</u>	24-bits ADC (to measure small voltages)
<u>FSR</u>	Force Sensing Resistor

1.3.2 Forța normală de reacție la sol (NGRF)

Forța normală de reacție la sol (NGRF) a fost măsurată folosind o combinație de senzori de presiune (HBM XC1) aplicați pe tija cârjei într-un aranjament așa-numit puntea Wheatstone. Dispozitivele de măsurare a suprafeței funcționează pe baza presupunerii că modificările înregistrate pe suprafața cârjei reflectă aceeași distorsiune mecanică (compresie axială) ca întreaga cârjă. Acești senzori bine orientați (patru în total) creează o

diferență de tensiune care este în concordanță cu încărcarea axială a tijei. Configurația punții Wheatstone izolează sarcina axială (monitorizează forța transmisă de pacient prin cârjă).

1.3.3 Giroscop și accelerometru

Când am proiectat cârja instrumentată, ne-am gândit să încorporăm :

- un giroscop care măsoară forța gravitațională g pe axele X, Y și Z și ajută la poziționarea cârjei într-un cadru spațial 3D
- și un accelerometru care măsoară viteza unghiulară în plan sagital.

Pentru această aplicație, am folosit un sistem micro electro- mecanic (MEMS - MPU-6050), cu accelerometru pentru cele trei axe și giroscop pentru cele trei axe, un senzor de temperatură și o unitate pentru a transforma algoritmi complexi în de date stabile.

MPU-6050 este conectat la un microprocesor Arduino.

1.3.4 Python

Pentru a crea o interfață grafică pentru utilizator (GUI), în cazul actual a fost ales pentru a fi folosit ca limbaj de programare Python, care transformă datele brute într-o interfață ușor de manevrat .

Aplicația este capabilă să afișeze datele colectate și poate afișa simultan trei parametri. În consecință, trei grafice în timp real sunt afișate în timp ce aplicația rulează (Fig 1.2).

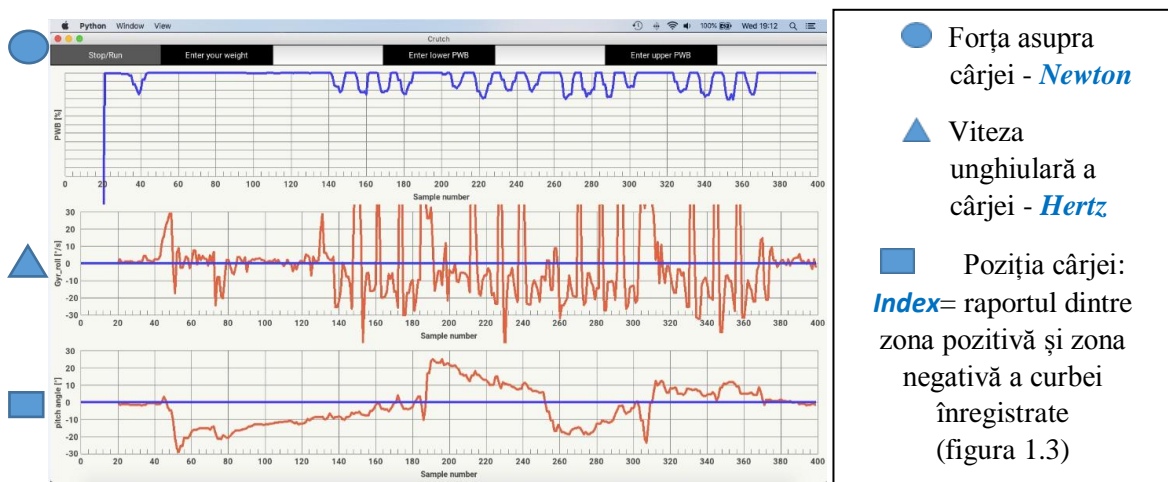


Figura 1. 2: Afișajul cu cele trei seturi de date în același timp

- ▲ : numărul de peak-uri ale vitezei unghiulare / secundă.
- : reprezentat printr-o curbă cu părți pozitive și negative.

Index > 1: cârja este înclinată mai departe de centrul corpului și deci pacienții aplică mai multă presiune pe cârjă.

Index < 1: cârja a fost ținută mai aproape de linia mediană a corpului, cu o presiune mai mare asupra membrului contralateral.

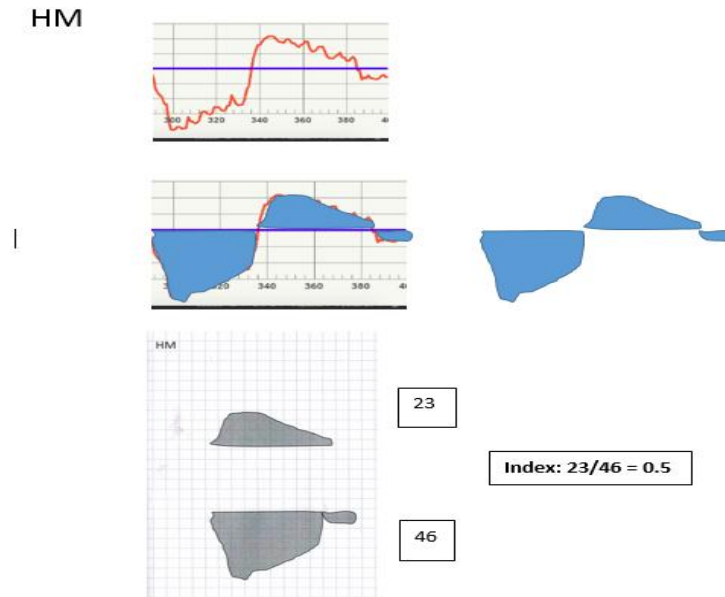


Figure 1. 5: Măsurarea ariei de sub curbă pentru poziționarea cârjei în plan frontal

Sinteza capitolelor

2. APLICAȚII ALE CÂRJEI INSTRUMENTATE

2.1 Prototipul final

Prototipul nostru, dezvoltat în colaborare cu echipa Departamentului BEAMS de la ULB, în forma utilizată pentru studiile efectuate în această teză este vizibil în figura 2.1.

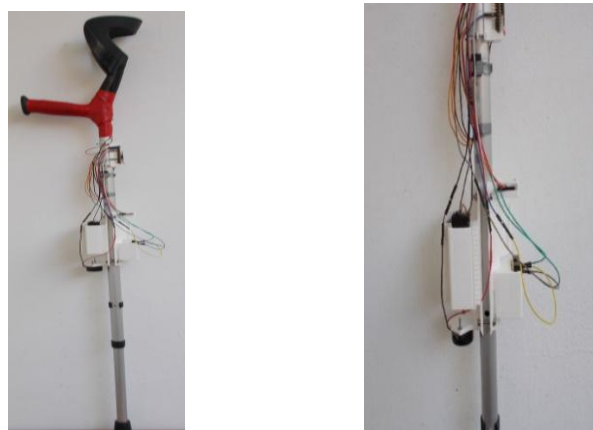


Fig. 2.1: Cârja instrumentată: prototipul nostru

2.2 Platforma de forță (RS scan®)

Adesea este prescrisă folosirea unui dispozitiv ajutor pentru mers la sfârșitul reabilitării după traume scheletice sau pentru recuperarea afecțiunilor ortopedice a membrului inferior [2]. Această idee se bazează pe un model teoretic care calculează starea de echilibru a bazinului în timpul mersului lent în faza de sprijin, în care un picior este pe sol, în timp ce celălalt este ridicat de pe podea [10]. Deoarece în timpul mersului progresia este lentă, se presupune că forțele inerțiale din timpul accelerației și decelerării pe parcursul fiecărei etape sunt neglijabile.

În această situație de echilibru între greutatea gravitațională minus un picior, forța mușchiului abductor și forța de reacție sunt transmise de la capul femural la acetabul; reducerea teoretică a încărcării pe membrul inferior opus cârjei este echivalentă cu de cinci ori forța dintre mână și cârjă. Cunoașterea acestui principiu este esențială și este utilizată adesea în revalidarea pacienților post-traumă. În partea a treia a acestei teze, am dorit să validăm în practică această importantă ipoteză, și am dezvoltat o cârjă instrumentată care ar putea înregistra sarcina reală a cârjei împreună cu viteza mișcării cârjei în plan sagital și poziția cârjei în plan frontal.

Pentru acest proiect am combinat datele obținute de la cârjă cu cele de la platforma de forță. Platforma de forță a fost necesară pentru a calcula exact câtă greutate era aplicată pe sol, de către piciorul opus față de cârjă.

Sistemul înregistrează presiunea rapid la intervale de timp succesive. Deci, cu cât timpul fazei de sprijin a fost mai lung, cu atât mai multă presiune totală a aplicat talpa piciorului. Prin urmare, a trebuit să normalizăm presiunea alegând cinci intervale de timp diferite, care pot fi exprimate ca procent, și să înregistrăm presiunea tălpii piciorului în acel moment specific.

Încărcarea cârjei ipsilaterale și contralaterale, așa cum a fost înregistrată de către platforma de forță, a fost măsurată utilizând cinci intervale de timp diferite la 10%, 25%, 40%, 60% și 80% din faza de poziție (Fig.2.2 și 2.3). Timpul fazei de sprijin (în acest exemplu) pentru dreapta a fost de 1000 msec și pentru stânga de 1200 msec. Astfel a rezultat o presiune totală de 3118 N pe piciorul drept și de 2464 N pe piciorul stâng. Valoarea ridicată a încărcării se datorează sistemului care calculează presiunea de fiecare dată.

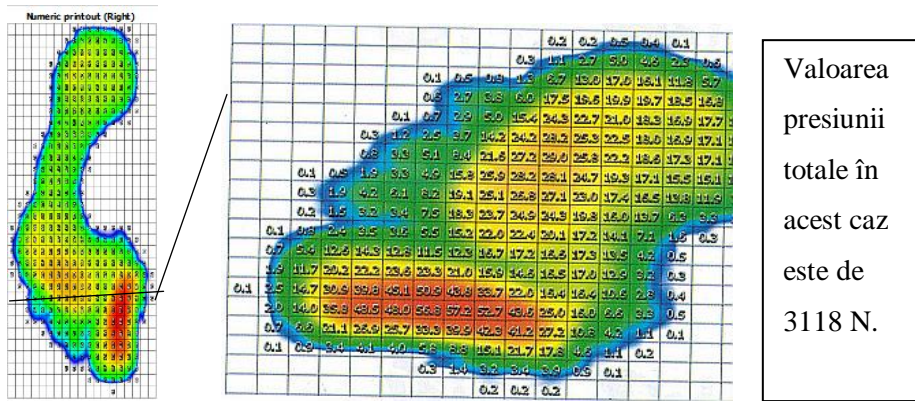


Figura 2.2: Imaginea măsurătorilor de presiune ale tălpii piciorului în N / cm² a mersului cu ritm lent, în faza de sprijin fără un dispozitiv de mers

Intervalele de timp au fost alese la 10%, 25%, 40%, 60% și 80% în faza de sprijin.

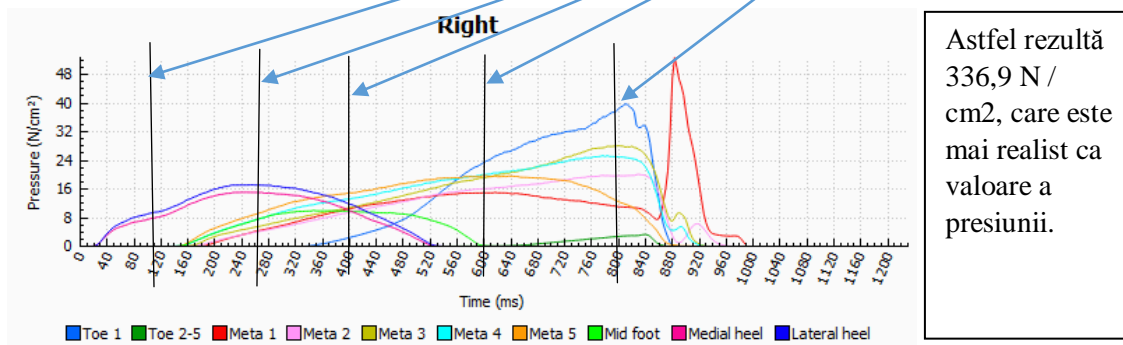


Figure 2.3: Diagramele multiple de încărcare / timp în timpul fazei de sprijin fără cârjă

Alegând un procent definit pentru timp, pentru a calcula presiunea, valoarea presiunii devine independentă de timpul de contact. Pentru calcularea presiunii s-au folosit 5 intervale de timp din faza de sprijin (fig 2.3).

Mersul cu o cârjă de partea stângă schimbă considerabil presiunea pe piciorul contralateral.

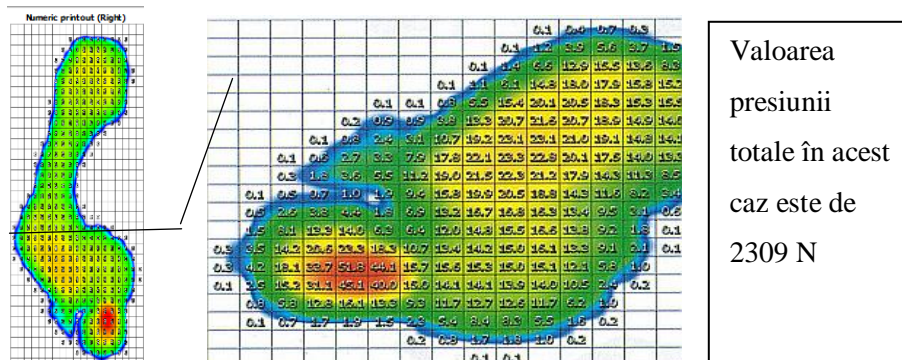


Figura 2.4: Imaginea măsurătorilor de presiune ale tălpii piciorului în N / cm² a mersului cu ritm lent, în faza de sprijin cu un dispozitiv de mers în partea stângă

Presiunea totală pe talpa piciorului drept este egală cu 2309 N sau cu -25,9% mai puțină sarcină pe piciorul drept, ceea ce este dificil de explicat. Timpul de contact al fazei de sprijin a fost similar cu cel din mersul fără cârjă: 1035 msec cu cârjă versus 1000 msec fără cârjă.

Intervalele de timp au fost alese la 10%, 25%, 40%, 60% și 80% în faza de sprijin.

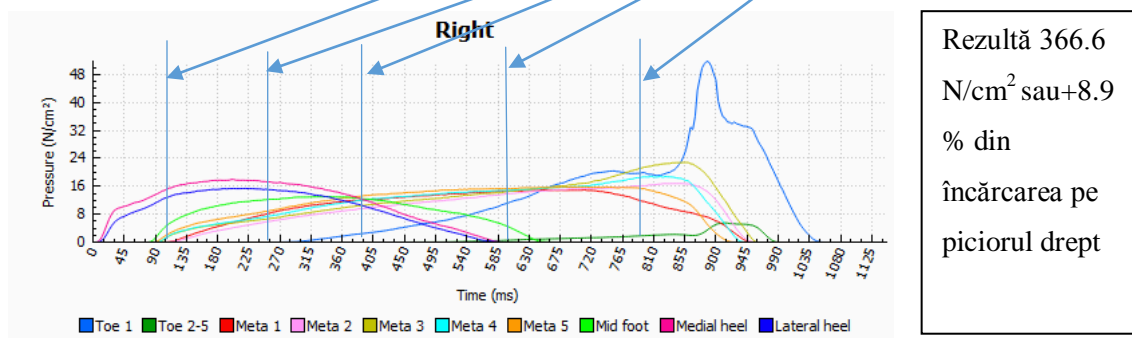


Fig. 2.5: Diagramele multiple de încărcare / timp în faza de sprijin *cu cârjă în stâng*

2.3 Alegerea participanților

Pentru studiile efectuate am utilizat pacienți cu diferite afecțiuni ortopedice ale membrului inferior și voluntari care au constituit grupul control. Pacienții ortopedici au fost aleși la întâmplare conform principiului „primul venit, primul servit”. Nu au existat pacienți care au refuzat să participe la studii. Toți subiecții implicați și-au marcat acordul de a participa.

Este clar că mersul cu o cârjă cu sprijin pe antebraț care trebuia aplicată de fiecare dată pe o suprafață de cauciuc cu dimensiunile de 50 x 50 cm (platformă de forță) nu a fost o sarcină ușoară. Pacienții și voluntarii au fost rugați să practice cu cârje clasice cu sprijin pe antebraț timp de 15 minute. După aceea, li s-a cerut să meargă cu picioarele goale în interior pe o traiectorie pre-definită reprezentată de o distanță de 5 metri parcursă de trei ori folosind de două ori cârjele instrumentate și o dată fără cârjă; acest lucru a fost făcut pe o pasarelă de cauciuc conductivă antiderapantă. Testul a fost repetat de cinci ori pentru fiecare poziție a cârjei.

Au fost excluși pacienții cu probleme neurologice și vârstnicii cu demență care nu au fost capabili de a înțelege scopul studiului.

3. PROIECTAREA UNEI CÂRJE INSTRUMENTATE CARE POATE MONITORIZA MĂSURAREA PARAMETRILOR BIOMECANICI

Studiu de manipulare și fezabilitate al cârjei instrumentate

3.1 INTRODUCERE

Folosind proprietățile unice ale cârjei instrumentate, am efectuat primul studiu pentru a răspunde următoarelor întrebări:

- Cârjele instrumentate sunt utile, eficiente și oferă date reproductibile și repetabile despre parametrii mersului?

- Există forme de interferență externă sau de zgomot care îngreunează înregistrarea cârjei instrumentate?

- Este posibil ca cercetătorul să poată controla mediul din jurul pacientului?

3.2 MATERIAL ȘI METODĂ






Pentru acest studiu am folosit cârja instrumentată descrisă în prima parte a tezei.

În acest studiu au fost folosiți doar voluntari sănătoși. Înainte de fiecare încercare, cârja a fost calibrată cu un cântar mecanic. Aceasta oferă o valoare absolută a forțelor care acționează asupra cârjei.

Indirect, este posibil să ne facem o idee despre presiunea exercitată asupra membrului afectat. Am ales ca tip de mers, mersul cu două puncte de contact contralateral, deoarece acest tip de suport este prescris frecvent la sfârșitul perioadei de revalidare după o afecțiune ortopedică.

Încărcarea pe membrul afectat în acest model de mersul cu două puncte de contact contralateral, depinde de forța exercitată asupra cârjei, dar și de poziția cârjei. Dacă se obține o creștere a brațului de pârghie între cârjă și punctul de sprijin, descărcarea greutății piciorului lezat va fi substanțială.

Tabel 3.1: Date demografice ale participanților la primul studiu

N	F/ M	Age	W(kg)	H(m)	Sh		R	L	F	Hz	P
1		39y	52	1.77	34	V	x		17	5.7	0.01
								x	15	5.9	0.25
2		39y	52	1.77	34	V	x		17	3.8	2
								x	17	4.2	1.15
3		63y	85	1.88	45	V	x		19	5.4	8.1
								x	30	5.4	1.0
4		63y	85	1.88	45	V	x		25	5.2	12.6
								x	37	5.2	79
5		32y	46	1.56	36	V		x	40	4.7	0.27

V: voluntar

Sh: mărimea pantofului





W: greutatea în kg

H: înălțimea în metri

Hz: Hertz, nr de perioade pe sec.

F: forța în Newton aplicată pe picior

P: poziționarea cârjei exprimată ca raportul dintre deviația pozitivă și negativă a cârjei

							x		40	4.7	1.2
6		27y	51	1.56	37	V	x		25	3.5	1.16
								x	68	4.1	7.3
7		31y	85	1.88	45	V	x		170	6.5	0.59
8		27y	76	1.82	43	V	x		85	5.5	0.63
								x	126	5.2	0.08
9		25y	72	1.71	44	V	x		80	4.3	0.01
								x	272	4.3	1.3

Am testat cârja pe nouă persoane și am efectuat 17 studii (Tabelul 3.1). În toate cazurile, am putea înregistra setul complet de date. Folosind cârja instrumentată, am înregistrat parametri de mers biomecanici pentru fiecare participant: forța axială, viteza și poziția cârjei.

Pentru analiza statistică a fost utilizat GraphPad InStat 3 (San Diego S.U.A.). Analizele statistice au evaluat distribuția Gaussiană utilizând testul Kolmogorov – Smirnov. Un test non-parametric, Mann-Whitney, a fost folosit pentru a compara datele și tabelul de contingență utilizând testul exact al lui Fischer. Regresia și corelația au fost testate cu variabilele multiple X (regresie multiplă). Nivelul de semnificație a fost stabilit la 5%.

3.3 REZULTATE

Forța: Forța medie exercitată asupra cârjei: 63,7 N cu un SD = 69,005N, cu o medie de eroare standard = 16,73. 95% interval de încredere, 28,2N --- 99,1N

Test de normalitate: testul Kolmogorov – Smirnov 0,2815 p valoare = 0,0009.

A trecut testul de normalitate: Da

Hertz: Hz mediu în timpul mersului cu cârja = 4,91, cu un SD = 0,807, cu o eroare standard de medie = 0,195, mediană (percentila 50) = 5,2. 95% interval de încredere, 4,5 -- - 5,3

Test de normalitate: Test Kolmogorov – Smirnov 0,166 p valoare > 0,1.

A trecut testul de normalitate: Da

Poziție: Poziția cârjei: <1 înseamnă că piciorul cârjei este de cele mai multe ori departe de baza picioarelor.

Poziția medie a cârjei = 6,86, cu un SD de 18,9 și o eroare standard de medie = 4,59

95% interval de încredere, -2,8 --- + 16,5,

Test de normalitate: testul Kolmogorov – Smirnov 0,336 p valoare < 0,0001.

A trecut testul de normalitate: Nu

Au existat 10 probe în care voluntarul a ținut cârja într-o poziție pozitivă (piciorul cârjei aproape de baza picioarelor) și șapte probe în care voluntarul a ținut cârja în poziție negativă (piciorul cârjei departe de baza picioarele).

Poziția cârjei nu a diferit statistic între bărbați și femei. Valoarea bilaterală exactă P a lui Fischer este 1.000.

Nu am găsit o corelație între forță și poziționarea cârjei: $r_2 = 0,01860$, valoarea $p = 0,6017$.

O analiză de regresie multiplă între forță ca variabilă constantă în relație cu frecvența și poziția cârjei (pitch) în cadrul grupului de voluntari se prezintă astfel :

- Forța = $32.529 + 6.187xV - 0.4981x \text{ Pitch}$.
- $R^2 = 2,24\%$ din variația forței explicată de model.
- Valoarea P este 0,8533 și este considerată nesemnificativă.
- Căutând contribuția semnificativă a unei variabile, nu am putut găsi o variabilă care să contribuie semnificativ la rezultate.

3.4 CONCLUZII ȘI DISCUȚII

- În termeni de manipulare și fezabilitate, cârja nu prezintă probleme tehnice majore.
- Am construit o cârjă instrumentată care ar putea înregistra încărcarea efectivă pe membrele inferioare împreună cu viteza unghiulară a cârjei în plan sagital și poziția cârjei în plan frontal. În fiecare caz, am putut prelucra cu ușurință datele într-un mod inteligibil.
- De asemenea, pe parcursul utilizării cârja instrumentată s-a dovedit a fi destul de robustă.
- Nu au existat interferențe electromagnetice sau zgomote de fond care ar fi putut altera funcționalitatea cârjei. Dezavantajul l-a constituit protejarea deficitară a firelor, ceea ce a transformat cârja într-un dispozitiv relativ fragil.
- De asemenea, reglajele de înălțime a cârjei nu au fost tocmai ușoare ; aceasta din cauza a cablării de calitate nesatisfacatoare a cârjei (în termeni de rezistență).
- De aceea, prototipul cârjei a putut fi utilizat doar într-un mediu de laborator.

4. STUDIU COMPARATIV ÎNTRE UN GRUP DE PACIENȚI ORTOPEDICI ȘI UN GRUP DE SUBIECȚI SĂNĂTOȘI.

Ambele folosind cârja electronică

4.1 INTRODUCERE

Putem prezice un rezultat funcțional folosind datele înregistrate, generate de cârja instrumentată pentru a compara pacienții ortopedici și subiecții sănătoși?











Înainte de a demara un studiu al patologiilor ortopedice individuale, utilizând parametrii biomecanici obținuți cu ajutorul cârjei instrumentate, trebuie să comparăm un grup de control format din subiecți sănătoși, cu un grup ales de pacienți care prezintă diferite afecțiuni ortopedice.














Dacă am putea obține o diferență semnificativă între aceste două grupuri, ar fi interesant să examinăm diferitele tipuri de afecțiuni ortopedice pentru a le monitoriza progresia funcțională cu ajutorul cârjei instrumentate pe parcursul recuperării.


4.2 MATERIALE ȘI METODĂ

Pentru acest studiu, am comparat două grupuri de subiecți. În primul grup, 17 pacienți cu leziuni ortopedice diferite ale membrului inferior au fost selectați la întâmplare conform principiului: „primul venit, primul servit”. Al doilea grup de șapte subiecți sănătoși l-am utilizat ca și grup control (tabelul 4.1).

Table 4.1: Date demografice ale participanților la studiu

N	F/M	Age	W	H	Sh	Ailment		R	L	F	Hz	P
1		22	72	1.78	43	Healed Collar bone Fracture Right		x		43	4.1	0.47
2		63	62	1.76	40	THA Left		x		68	6	62
3		39	86	1.63	39	Acetabulum fracture Right			x	98	4.8	0.02
								x				
									x	203	6	44
4		63	62	1.60	37	Calcaneus fracture		x		100	5.5	0.01
									x			
5		46	114	1.75	45	Hindfoot Arthr.Right & Subtalar Arthrosis Left		x		47	4.6	4.8
6		52	89	1.59	38	Non-union MT III Right foot		x		18	6.2	29
									x			
7		54	43	1.52	35	Ankle fracture 4 months		x		36	6.2	1.85
8		60	62	1.66	40	TKA Left		x		40	5	1.3
9		63	54	1.65	38	Patellofemoral Prosthesis Left Crush injury tibia Right (10 yrs old)		x		40	4.6	0.32
						2 Months later			x	21	1.6	0.02
						6 Months later		x		35	7.5	0.02
10		39	62	1.74	42	Non-union tibia left , still in treatment.			x	46	6.3	1.2
N	F/M	Age	W	H	Sh	Ailments						

11		56	75	1.76	39	Lisfranc arthrodesis Right (10 yrs old)		x		18	6.4	2
12		35	95	1.82	44	Non-union fibula Right			x	110	3	19.3
		48	84	1.74	42	Knee arthrodesis Right			x	102	4.25	11.5
13		63	85	1.88	45	Knee arthrosis left		x		40	4	0.5
									x	136	4.2	49
14		57	72	1.82	45	Knee arthrodesis Right			x	237	4.7	36
15		46	56	1.66	37	Algodystrophie Lower leg Left after ankle sprain		x		68	50	10.2
									x			
16		69	85	1.83	45	Anterior Cruciate Lig.Rupture Right.		x		170	4.3	0.47
17		58	62	1.72	38	Synovitis Knee Right			x	30	5.5	0.04
1		39	52	1.77	34		V	x		17	5.7	0.01
									x	15	5.9	0.25
		39	52	1.77	34		V	x		17	3.8	2
									x	17	4.2	1.15
2		63	85	1.88	45		V	x		19	5.4	8.1
									x	30	5.4	1.0
		63	85	1.88	45		V	x		25	5.2	12.6
									x	37	5.2	79
3		32	46	1.56	36		V		x	40	4.7	0.27
								x		40	4.7	1.2
4		27	51	1.56	37		V	x		25	3.5	1.16
									x	68	4.1	7.3
5		31	85	1.88	45		V	x		170	6.5	0.59
6		27	76	1.82	43		V	x		85	5.5	0.63

								x	126	5.2	0.08
7		25	72	1.71	44		V	x	80	4.3	0.01
								x	272	4.3	1.3

V: voluntar, **Sh:** mărimea pantofului, **W:** greutatea în kg, **H:** înălțimea în metri, **Hz:** Hertz, nr de perioade pe sec., **F:** forța în Newton aplicată pe picior, **P:** poziționarea cârjei exprimată ca raportul dintre deviația pozitivă și negativă a cârjei

Folosind cârja instrumentată, am înregistrat parametrii biomecanici de mers pentru fiecare participant: Forța axială, Viteza și Poziția cârjei, în același mod descris în studiul anterior. Datele pacienților au fost comparate cu datele obținute de la voluntari

4.3 REZULTATE

Nu am întâmpinat nicio defecțiune tehnică a cârjei în timpul înregistrării sau prelucrării datelor biomecanice.

a) O analiză de regresie multiplă între forță ca variabilă constantă și frecvența și poziția cârjei (pitch) în cadrul grupului de voluntari se prezintă astfel:

- Forța = $32.529 + 6.187xV - 0.4981x \text{ Pitch}$.
- $R^2 = 2,24\%$ din variația forței explicată în model.
- Valoarea P este 0,8533 și este considerată nesemnificativă.
- Căutând contribuția semnificativă a unei variabile, nu am putut găsi o variabilă care s-a contribuit semnificativ la rezultate.

b) Analiza regresiei multiple între forță ca variabilă constantă cu frecvența și poziția cârjei (pitch) în cadrul grupului de pacienți este după cum urmează:

- Forța = $87.677 - 0.8762xV - 0.3186x \text{ Pitch}$.
- $R^2 = 2,84\%$ din varianța în vigoare explicată de model.
- Valoarea P este 0,7609, ceea ce nu este considerat semnificativ.
- Căutând o contribuție semnificativă a unei variabile, am găsit forța ca variabilă care contribuie semnificativ.

c) Un test nonparametric Mann-Whitney a fost efectuat pentru a compara variabila *forță* dintre voluntari și pacienți. Valoarea P este de 0,1919, ceea ce nu este considerat semnificativ.

d) Un test nonparametric Mann-Whitney a fost făcut pentru a compara variabila *frecvență* dintre voluntari și pacienți. Valoarea P este de 0,7233, ceea ce nu este considerat semnificativ.

e) S-a făcut un test nonparametric Mann-Whitney pentru a compara variabila *poziție* dintre voluntari și pacienți. Valoarea P este 0,4509, ceea ce nu este considerat semnificativ.

4. 4 CONCLUZII ȘI DISCUȚII

- Acesta este primul studiu în care o cârjă instrumentată a fost utilizată pentru a monitoriza mersul pacienților utilizând comparativ un grup de control format din subiecți sănătoși. Alte studii au folosit doar subiecți sănătoși [18], [16].

- În ceea ce privește parametrii mecanici ai mersului : forța, viteza unghiulară și poziția cârjei, nu am putut găsi nicio diferență semnificativă între grupul de voluntari sănătoși și grupul de pacienți aleși aleatoriu. De asemenea, o analiză de regresie multiplă nu a putut oferi o explicație clară a diferenței dintre celelalte variabile.

- Rezultatele noastre nu se coroborează cu rezultatele obținute de către cercetătorii Smidt și Mommens care au arătat în studiul lor că mersul normal este mai rapid decât mersul cu cârjele [64]. De asemenea analiza consumului energetic, nu a arătat nici o diferență între pacienți și grupul de control.

- De asemenea, am găsit o variație largă a poziționării cârjei; valorile indicelui au variat de la 0,01 la 79.

- Cunoașterea încărcării și a înclinării cârjei poate oferi informații valoroase asupra mersului corect. Datele înregistrate pot fi utilizate pentru o varietate de aplicații. Cârjele instrumentate anterioare au fost doar dezvoltate cu un sistem sonor de biofeedback care avertiza pacientul atunci când acesta supraîncărcă. Limita pentru supraîncărcarea membrului afectat este un proces intuitiv realizat de kinetoterapeut și se bazează doar pe opinia sa de expert .

După cum sa menționat anterior, pacienții au dificultăți în a urma instrucțiunile prescrise cu privire la cât de mult sau de puțin să se încarce pe membrul afectat.

- Pentru un voluntar sănătos care nu are cunoștințe despre manipularea cârjelor, pare destul de dificil să învețe mersul cu ele.

- În majoritatea celorlalte studii, au fost folosiți doar subiecți sănătoși. Acest lucru face ca rezultatele lor să fie dificil de comparat cu rezultatele studiului nostru în care au fost evaluați în principal pacienții.

- Judecând după acest studiu, examinarea în detaliu a fiecărei afecțiuni ortopedice și precizarea evoluției bolii cu ajutorul cârjei instrumentate pare laborioasă și nu suntem siguri dacă foarte utilă. Probabil, mai multe variabile joacă un rol important în mersul cu o

cârjă. De exemplu, amortizarea încărcării datorită propriocepției și acțiunii musculaturii nu a putut fi încorporată în modelul nostru.

5. INFLUENȚA UTILIZĂRII UNUI DISPOZITIV DE MERS PENTRU ÎNCĂRCAREA PE MEMBRUL INFERIOR CONTRALATERAL

5.1 INTRODUCERE

În cadrul programelor de rehabilitare post traumă sau post intervenții chirurgicale ortopedice la nivelul membrelor inferioare, este utilizată o singură cârjă pentru descărcarea greutății membrului inferior afectat.

Ideea că utilizarea unei singure cârje diminuează încărcarea membrului contralateral nu a fost niciodată dovedită. Se bazează pe o ipoteză teoretică conform căreia, prin utilizarea unei cârje, momentul cârjei va ajuta brațul de pârghie al mușchilor abductorului, pentru a compensa momentul brațului creat de greutatea corporală minus greutatea unui membru.



Membrul inferior care susține greutatea nu contribuie la greutatea corpului. Această presupunere este omniprezentă. Folosind cârja instrumentată în combinație cu o platformă de forță, posedăm un instrument excepțional pentru a valida această ipoteză teoretică.













Ipoteza noastră nulă a fost să evidențiem o diminuare clară a încărcării aplicate pe membrul inferior contralateral cârjei și o încărcare mai mare pe picior ipsilateral (de lângă cârjă).












5.2 METODĂ ȘI MATERIAL

Am evaluat 25 de subiecți, 20 de pacienți cu diferite afecțiuni ortopedice - nouă bărbați cu o vârstă medie de 41,4 ani (22-69) și unsprezece femei cu o vârstă medie de 51,5 ani (27-75) și 5 voluntari sănătoși utilizați ca și grup de control - două femei și trei bărbați cu vârsta medie de 28 de ani (25—32). În total au fost efectuate 33 de măsurători. Douăzeci și patru în grupul pacienților și nouă în grupul voluntarilor (tabelul 5.1).

Table 5.1 Study Participants

N	F/ M	A ge	W	H	Sh	Ailment		R	L	F	Hz	P	Lo	LoCr
1		22	72	1.78	43	Healed Collar bone Fracture Right		x		43	4.1	0.47	-6.2%	-6%
2		63	62	1.76	40	THA Left		x		68	6	62	+9.6 %	-----

3		39	86	1.63	39	Acetabulum fracture Right			x	98	4.8	0.02	- 26.4 %	+13%
									x				-14%	-----
									x	203	6	44		
4		63	62	1.60	37	Calcaneus fracture			x	100	5.5	0.01	+1.4 %	+16%
									x				+8.9 %	+0.5%
5		46	114	1.75	45	Hindfoot Arthr.Right & Subtalar Arthrosis Left			x	47	4.6	4.8	- 11.3 %	+1.5%
6		52	89	1.59	38	Non-union MT III Right foot			x	18	6.2	29	- 20.2 %	+4.6%
									x				-3.8%	+2.4%
7		54	43	1.52	35	Ankle fracture 4 months			x	36	6.2	1.85	-26%	-2.4%
8		60	62	1.66	40	TKA Left			x	40	5	1.3	-7,8%	+4%
9		63	54	1.65	38	Patellofemoral Prosthesis Left Crush injury tibia Right			x	40	4.6	0.32	----- -	-----
						2 Months later			x	21	1.6	0.02	----- -	-----
						2 Months later			x	35	7.5	0.02		
10		39	62	1.74	42	Non-union tibia left, still in treatment.			x	46	6.3	1.2	+5.9 %	-33%
11		56	75	1.76	39	Lisfranc arthrodesis Right (10 yrs old)			x	18	6.4	2	-7.6%	-5%
12		35	95	1.82	44	Non-union fibula Right			x	110	3	19.3	-1.8%	+1.6%
13		48	84	1.74	42	Knee arthrodesis Right			x	102	4.25	11.5	----- -	-----
14		63	85	1.88	45	Knee arthrosis left			x	40	4	0.5	- 33.4 %	+19%
									x	136	4.2	49	- 14.5 %	-37%

15		57	72	1.82	45	Knee arthrodesis Right			x	237	4.7	36	-33%	-4.3%
16		46	56	1.66	37	Algodystrophie Left leg after ankle sprain		x		68	50	10.2	+4.7	-2.8
								x					+13.8	-19.4
17		69	85	1.83	45	Anterior Cruciate Lig.Rupture Right.		x		170	4.3	0.47	- 21.9 %	- 16.8%
18		58	62	1.72	38	Synovitis Knee Right			x	30	5.5	0.04	----- -	-----
19		75	72	1.73	38	Ankle Fracture			x				-8.2%	-17%
20		42	67	1.74	40	Ankle stiffness Right			x				-1.3%	-1.6%
1		31	85	1.88	45		V	x		170	6.5	0.59	-6%	- 11.4%
2		32	46	1.56	36		V		x	40	4.7	0.27	-2.9%	-3.8%
								x		40	4.7	1.2	-0.5%	- 10.8%
3		27	51	1.56	37		V	x		25	3.5	1.16	-9.6%	+4.7%
									x	68	4.1	7.3	-9.4%	-3.3%
4		27	76	1.82	43		V	x		85	5.5	0.63	- 35.4 %	-1.9%
									x	126	5.2	0.08	-2.5%	- 18.5%
5		25	72	1.71	44		V	x		80	4.3	0.01	+1.7 %	- 22.6%
									x	272	4.3	1.3	- 21.5 %	1%

Vol : volunteer. **H_z**; Hertz, amount of periods per second. **Sh**: shoe size **F**: force in Newton applied by the participant on the crutch handle **P**: pitch and roll of the crutch expressed as the ratio between positive and negative deviation of the crutch. **W**: weight in kilo's **H**: height in meters. **Lo**: load of the leg opposite from hand held crutch. **LoCr**: load of the leg nearby the crutch.

Am folosit cârja instrumentată, descrisă în prima parte a acestei teze, pentru înregistrarea parametrilor de mers biomecanici, cum ar fi: forța, viteza și poziția cârjei. Ca al doilea instrument pentru acest studiu, am folosit o platformă de forță (RsScan®) care

înregistrează distribuția forței în timp și pe suprafața talpii piciorului. Distribuția presiunii plantare și cinematica piciorului în timpul mersului au fost înregistrate. Placa de presiune a fost conectată prin cablu și port USB 2.0 la computer. A fost utilizat software-ul Footscan 9 (Rsscan®, Belgia).

Această placă de forță este un covor de cauciuc, de 50 cm pe 50 cm, situat în mijlocul traiectoriei de mers. Am urmat același protocol de mers ca în studiul anterior.

Testul a fost făcut fără cârje și cu cârjă de fiecare parte, alternând stânga cu dreapta.

Datele obținute de la pacienți au fost comparate cu datele de la voluntari. Am ales același tip de mers: mersul cu sprijin în două puncte contralaterale, din aceleași considerente expuse anterior.

Încărcarea pe piciorul afectat a fost calibrată cu o balanță mecanică, iar aceasta a fost repetată înainte de fiecare înregistrare. Software-ul utilizat pentru analiza statistică a fost GraphPad InStat® 3.

5.3 REZULTATE

În total, am înregistrat 60 de observații, 31 cu încărcare pe piciorul contralateral și 29 cu încărcare pe piciorul de lângă cârjă.

În 31 de observații pentru piciorul contralateral (opuse față de cârjă) cu 22 de subiecți, am observat o încărcare de 24 (77,4%) mai mică de pe membrul contralateral cu o medie de -13,2% și o SD de 11 (interval de încredere 95% , -8,4, -18,0%).

În șapte observații (22,6%), am măsurat o creștere a încărcării pe membrul contralateral cu o medie de +7,38% și o SD de + 3,93% (interval de încredere 95% +10,73, + 2,4%).

În 29 de observații ale încărcării pe piciorul ipsilateral (de aceeași parte a cârjei), pentru 18 (62,0%) cazuri, am constatat o diminuare a încărcării piciorului ipsilateral cu o medie de -11,47% (-1,6%, -33%) și un SD de -10,84% (95% interval de încredere -5,9%, - 17,0%) și în 11 (38,0%) cazuri, am constatat o creștere a încărcării piciorului ipsilateral cu o medie de + 6,73% (+0,5 %, +19%) și un SD de + 6,6% (interval de încredere de 95% + 1,9%, + 11,5%).

5.4. CONCLUZII ȘI DISCUȚII

- Studiul actual a fost unic prin faptul că am combinat o cârjă instrumentată fără fir cu o platformă de forță. Am comparat un grup de pacienți care cu diferite probleme ortopedice cu un grup de voluntari sănătoși.

- În studiul de față, nu am putut corobora cunoștințele utilizate în mod obișnuit în medicina ortopedică și de reabilitare, cum că încărcarea pe piciorul contralateral este mai mică, iar greutatea aplicată pe piciorul de lângă cârjă este mai mare.

-Poziția cârjei nu a fost constantă; de multe ori am observat o utilizare incomodă a cârjei de către pacienți în practica zilnică. Această poziție nestandardizată dispozitivului de mers ar putea explica de ce pacienții aplică mai multă sau mai puțină sarcină pe piciorul contralateral. Dacă acest lucru ar putea periclita în cele din urmă vindecarea leziunii scheletice [18, 16, 172 și 175].

- Nu există o explicație clară pentru rezultatele noastre. Analizele statistice ale datelor noastre au relevat doar o contribuție semnificativă a înălțimii și greutateii la încărcarea pe piciorul ipsilateral.

-Speram să explicăm parțial rezultatele cu poziționarea cârjei în timpul mersului. Pare rezonabil să se ia în considerare o supraîncărcare a piciorului contralateral cârjei atunci când corpul pacienților se apleacă spre piciorul afectat. Cu toate acestea, nu am găsit o influență semnificativă a poziției cârjei asupra încărcării piciorului contralateral. O posibilă explicație ar fi lipsa completă de propriocepție a membrului inferior afectat observată adeseori după un traumatism scheletic și / sau chirurgical. Datorită acestei deficiențe a propriocepției, este posibil ca efectul de amortizare a mușchilor din proximitate să lipsească.

- Prin urmare, în reabilitarea post-chirurgicală, nu recomandăm utilizarea mersului cu cârjă cu sprijin în două puncte la pacienții cu diferite afecțiuni ortopedice ale membrului inferior. Mersul cu două cârje [17, 18] pe tot parcursul fazei de reabilitare pare mai sigur.

- Mersul cu o cârjă poate fi valoros pentru a menține echilibrul pacienților după vindecarea traumei scheletice sau a problemelor ortopedice ale membrului inferior.

- Pacienții trebuie informați cu privire la utilizarea corectă a cârjelor, inclusiv prin sesiuni de instruire specifice despre utilizarea și înțelegerea mecanicii mijloacelor ajutătoare de mers.

6. CONCLUZII GENERALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE LUCRU

Scopul acestui studiu a fost dezvoltarea unei cârje instrumentate care să poată monitoriza și înregistra variabilele mecanice ale unei cârje cu susținere pe antebraț (tip Lofstrand).

Ambiția noastră a fost înaltă la începutul acestui proiect. Am crezut că parametrii mecanici furnizați de cârjă, ar putea fi utilizați în programul de recuperare individual a unui pacient ortopedic. Mai târziu în studiu, ne-am dat seama că această ambiție era puțin prea mare.

Privind înapoi, ne dăm seama acum că am fost mult prea optimiști pentru a evalua acest eveniment complex - mersul pe jos cu doar trei parametri biomecanici. Alți factori joacă un rol substanțial: starea țesuturilor moi din jurul fracturii, comorbiditățile, vârsta, starea socio-culturală și mentală, forța fizică. Așadar, ne-am concentrat mai mult pe performanțele cârjei instrumentate în sine.

Cârja poate fi văzută mai mult ca un însoțitor pentru pacientul ortopedic pentru a-l ajuta să-și păstreze echilibrul și să influențeze procesul de vindecare prin evitarea încărcării excesive a piciorului traumatizat și pentru a grăbi recuperarea funcțională.

În domeniul reabilitării, este adesea dificil și durează până când senzația de propriocepție este restabilită și aceasta se face cu un tratament fizic adecvat.

Restabilirea propriocepției este esențială pentru pacientul ortopedic. Nu este clar dacă starea funcțională merge mână în mână cu simțul propriocepției. În dezvoltarea acestor cârje instrumentate, am sperat să ne creștem armamentariul pentru a diagnostica și a înregistra lipsa progresiei funcționale a pacienților noștri.

De acum înainte, este posibil să se capteze rezultate obiective pentru încărcarea parțială a greutateii sau pentru încărcarea reală a membrilor inferioare în opoziție cu metoda clasică ce utilizează cântarul mecanic.

Colaborarea pe care am avut-o cu inginerii a fost fructuoasă, dar uneori dificilă din cauza limbajului profesional diferit pe care l-au avut membrii echipei. Personalul medical trebuie să transfere aplicații mecanice în lumea medicală, care este adesea complet diferită de mediul industrial.

- Spre deosebire de majoritatea dispozitivelor imaginate anterior, unde senzorii de tensiune erau atașați la vârful cârjei, noi am ales să le atașăm în treimea proximală a tijeii cârjei, pentru a evita deteriorarea datorată șocurilor.

În prima parte a studiului, am examinat manevrarea și eficiența cârjei și am testat-o pe un grup de subiecți sănătoși. Nu am avut probleme tehnice în producerea, recuperarea și stocarea acestor date biomecanice.

Deoarece protecția firelor nu a fost suficient de robustă, nu a fost posibilă utilizarea cârjei în afara laboratorului.

Senzorii a fost lipiți pe suprafața tijei cârjei într-un model bine definit, conform punții Wheatstone. În acest fel, presupunem că deformarea senzorilor de pe suprafața tijei cârjei reflectă deformarea apărută în întreaga tijă, Liniaritatea dintre evaluarea încărcării cu balanța mecanică și modificările curbei forței furnizate de cârjă au rămas constante pe tot parcursul experimentului (un an), ceea ce dovedește o bună conexiune între senzorii de presiune și tija cârjei.

Un alt aspect care nu a fost abordat în acest studiu este utilizarea pantofilor. Toți pacienții și voluntarii au fost testați în picioarele goale. Din literatură se știe că există o diferență între a purta și a nu purta pantofi. Purtarea încălțămintei crește deformarea tibială în timpul fazei de balans și are un efect de amortizare în timpul perioadei de sprijin [19].

S-au ridicat următoarele întrebări legate de cercetare:

- Există o diferență între un grup de pacienți cu diferite afecțiuni ortopedice și un grup de subiecți sănătoși atunci când analizăm datele furnizate de cârjă cum ar fi : forța, viteza unghiulară și poziția cârjei?

Nu s-a găsit nicio diferență semnificativă între grupul de pacienți și grupul de control al acestuia.

- A doua întrebare care s-a ridicat în prima parte a tezei a fost: Există o modalitate de a clasifica tiparul de mers al unui pacient ortopedic cu cârja instrumentată pentru a prezice starea de recuperare a unui pacient cu o problemă ortopedică a membrului inferior?

Nu am putut găsi o diferență semnificativă între un grup de pacienți cu diferite afecțiuni ortopedice și grupul de control al subiecților.

Am învățat că mersul cu cârje nu este atât de ușor; constatând necesitatea unei pregătiri specifice a acestor pacienți dispuși să folosească o cârjă cu sprijin pe antebraț.

În a doua parte a acestui studiu, întrebările ridicate au fost dacă am putea valida ipoteza că mersul cu o cârjă de antebraț diminuează încărcarea piciorului contralateral. Cunoașterea acestui principiu este esențială și este adesea utilizată în revalidarea post-traumă a pacienților. De asemenea, după afecțiuni ortopedice, pacienții pot beneficia de o încărcare redusă a piciorului în cauză.

Am folosit pentru acest experiment cârja instrumentată împreună cu o platformă de forță. Am comparat un grup de subiecți sănătoși, cu un grup de pacienți ortopedici cu leziuni specifice la picior și am folosit mersul cu contact în două puncte contralaterale cu o cârjă.

Observațiile noastre au fost uimitoare. Nu numai că variația diminuării sarcinii pe piciorul contralateral a fost destul de mare, dar în 22,6% din cazuri s-a înregistrat chiar o încărcare mai mare a piciorului controlateral.

Ultima observație este contra-intuitivă, dar are o relevanță clinică semnificativă.

Aceasta înseamnă că, în primul rând, pacienții trebuie să fie instruiți cu atenție cu privire la utilizarea dispozitivelor de mers și, în al doilea rând, dacă descărcarea piciorului afectat este esențială în tratament, ar trebui recomandată utilizarea a două cârje sau a unui cadru de mers.

Se poate dezvolta o colaborare interdisciplinară între revalidatori și chirurgii ortopedici, pentru stabilirea unui program preoperator de pre-reabilitare, pentru anumite afecțiuni ortopedice. În acest fel, se va reduce timpul programului de reeducare postoperatorie, cu impact direct asupra gradului de satisfacție al pacientului și asupra aspectelor financiare (diminuarea spitalizării). Este evident că vorbim despre o curbă de antrenament.

În ceea ce privește **direcțiile viitoare de lucru**, trebuie acordată atenție consolidării mecanice a cârjei. Dacă învelișul părții electrice este îmbunătățit, aceste cârje pot fi utilizate atât la domiciliul pacientului, cât și în mediul spitalicesc datorită designului său.

Lucrări ulterioare necesită adaptarea celei de-a doua cârje pentru a se potrive setului de cerințe. Apoi, putem trece la teste utilizând ambele cârje împreună pe o platformă de forță și să comparăm rezultatele capturate cu cele ale aplicației. Apoi urmează testarea cârjelor folosind pacienți pentru a verifica profilul modelului teoretic de încărcare parțială ; și, în cele din urmă, obținând suficiente probe pe pacient pentru a determina combinația de parametri care permite alertarea pacientului atunci când acesta nu respectă protocolul prescris.

Aplicația software poate fi îmbunătățită pentru a permite mai multe reglaje, cum ar fi posibilitatea de a exporta fișierele de date create în timpul testelor și grafica.

În cele din urmă, sistemul actual este limitat la a fi utilizat în interior.

O colaborare viitoare cu ingineri și biotehnologi ar fi interesantă pentru proiectarea pantofilor de monitorizare cu senzori integrați. Acești pantofi ar putea servi, poate, ca un instrument terapeutic în reabilitarea deficitului proprioceptiv. Și posibilitățile sunt multe: cu imaginație și multă perseverență.

Bibliografie

- [22] Court-Brown CM, Biant LC, Bugler KE, McQueen MM. Changing epidemiology of adult fractures in Scotland. *Scott Med J*.59, 30-4, 2014.
- [12] Rüedi TP MW. AO Principles of Fracture Management Thieme: Stuttgart, New York. 2015.
- [13] Augat P, Merk J, Ignatius A, Margevicius K, Bauer G, Rosenbaum D, et al. Early, Full Weightbearing with Flexible Fixation Delays Fracture Healing.
- [14] Ariza-Vega P, Kristensen MT, Martin-Martin L, Jimenez-Moleon JJ. Predictors of Long-Term Mortality in Older People with Hip Fracture. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 96(7), 1215–1221, 2015.
- [9] Eiff MP, Smith AT, Smith GE. Early Mobilization versus Immobilization in the Treatment of Lateral Ankle Sprains. *The American Journal of Sports Medicine*.22 (1), 83–88, 1994. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659402200115>.
- [10] Nash CE, Mickan S, Glasziou P. Resting injured limbs delays recovery: A systematic review; 2004. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/8361041>.
- [11] Vasarhelyi A, Gradl G, Mittlmeier T. Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity – is it achievable ? *Controlled Clinical Trial* 2006. 23, 99–105,2006.
- [23] Bliuc D, Nguyen ND, Milch VE, Nguyen TV, Eisman JA, Center JR. Mortality risk associated with low-trauma osteoporotic fracture and subsequent fracture in men and women. *JAMA*. 301(5), 513-21, 2009.
- [172] Papadosifos N. The Complications of Crutches - A Summary of a Systematic Review of the Literature. *ARG note*.1,1-2,2014.
- [179] Fatemeh Rasouli , Kyle BR. Walking assistances using crutches: A state of the art. *Journal of biomechanics*.2,98, 109489,2019.
- [26] Kahlenberg CA, Nwachukwu BU, McLawhorn AS, Cross MB, Cornell CN, Padgett DE. Patient satisfaction after total knee replacement: A systematic review. *HSS Journal* .14, 7,192-201, 2018. doi: 10.1007/s11420-018-9614-8.
- [130] O'Sullivan SB, Schmitz TJ. Physical Rehabilitation Assessment and Treatment, ed 4. Philadelphia, PA, Davis FA, p. 430-431, 2001
- [32] Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly. A clinical guide.

The central European Journal of Medicine. 129,81–95, 2017.doi: 10.1007/s00508-016-1096-4

[27] Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SL. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*. (62):336-353,1980.

[28] Goldberg B, Hsu JD. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, ed 3. Philadelphia, PA, Mosby, p. 557-573, 1997.

[171] Merrett GV, Peters C, Hallet G, White NM. An instrumented crutch for monitoring patients' weight distribution during orthopedic rehabilitation, *Procedia Chemistry*, 1, 1,714-717, 2009. Doi:10.1016/j.proche.2009.07.178.

[2] Rasouli F, Reed KB. Walking assistances using crutches: A state of the art review. *J Biomechanics*, 98,109489, 2019. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109489.

[64] Smidt GL, Mommens MA. System of reporting and comparing influence of ambulatory aids on gait. *Phys.Ther*. 60,551-558,1980. <https://doi.org/10.1093/ptj/60.5.551>.

[16] Sardini E, Serpelloni M, Lancini M, Pasinetti S. Wireless Instrumented Crutches for Force and Tilt Monitoring in Lower Limb Rehabilitation. *Procedia Engineering*.87, 348–351, 2014.

Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705814028677>.

[179] Fatemeh Rasouli , Kyle BR. Walking assistances using crutches: A state of the art. *Journal of biomechanics*.2,98, 109489,2019.

[15] Braun BJ, Veith NT, Rollmann M, Orth M, Fritz T, Herath SC, et al. Weightbearing recommendations after operative fracture treatment — fact or fiction ? Gait results with and feasibility of a dynamic, continuous pedobarography insole. *Int Orthop*. 41(8), 1507-1512, 2017. Doi:10.1007/s00264-017-3481-7

[17] Culmer PR, Brooks PC, Strauss DN, Ross DH, Levesley MC, O'Connor RJ, et al. An Instrumented Walking Aid to Assess and Retrain Gait. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*.19 (1), 141–148, 2014. <http://ieeexplore.ieee.org/document/6355690/>.

[18] Merrett GV, Ettabib MA, Peters C, Hallett G, White NM. Augmenting forearm crutches with wireless sensors for lower limb rehabilitation. *Measurement Science and Technology*. 21(12), 124008, 2010. <http://stacks.iop.org/0957-0233/21/i=12/a=124008?key=crossref.d2e9c853b9168a7e7cbce46bc79cb549>.

[19] Muro-de-la Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*.14(2):3362–3394,2014. <http://www.mdpi.com/1424-8220/14/2/3362>.

- [21] Knowelden J, Buhr AJ, Dunbar O. Incidence of fractures in persons over 35 years of age; A report to the MRC working party on fractures in the elderly. *Br J Prev Soc Med* 18,130-41,1964.
- [25] Tonutti M, The Companion Crutch: Design and Development of a Wireless Instrumented Crutch 2015 CID: 00689643, 2015. DOI: 10.13140/RG.2.2.20813.33763.
- [175] Aro H., Chao E. Bone-Healing Patterns Affected by Loading, Fracture Fragment Stability, Fracture Type, and Fracture Site Compression *Clin Orthop Relat Res.* 293,8-17,1993.
http://journals.lww.com/corr/Abstract/1993/08000/Bone_Healing_Patterns_Affected_by_Loading..3.aspx
- [174] Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G. “Orthopedic Biomechanics”, Thieme G Pub Stuttgart, p. 272-297,2016.
- [183] Berteanu M, Iliescu A. Dispozitiv de control automat al incarcarii membrului inferior.
RO-116945 B, publicat in BOPI nr.8/2001.Available at: <https://osim.ro/wp-content/uploads/Publicatii-OSIM/BOPI-Inventii/2001/bopi0801.pdf>.
- [185] **Reynders-Frederix C**, Reynders-Frederix P, Bernardo I, Illes T, Berteanu. M. Monitoring healing of orthopedic ailments with an original instrumented crutch. *Health, Sports & Rehabilitation Medicine* Vol. 21, no. 2, April-June, 88-92, 2020. Indexing: EBSCO, Index Copernicus, DOAJ, CiteFactor, Crossref; pISSN: 1582-1943; eISSN: 2247-7322; ISSN-L: 1582-1943, Available at: <http://jhsrm.org/health-sports-rehabilitation-medicine-vol-21-no-2-april-june-2020/monitoring-healing-of-orthopedic-ailments-with-an-original-instrumented-crutch/>
- [186] **Reynders-Frederix C**, Reynders-Frederix P, Bernardo I, Berteanu M. Development of an electronic assistive walking device, *Romanian Biotechnological Letters.* 25(5), 1992-1997, 2020. Available at: <https://www.e-repository.org/rbl/vol.25/iss.5/18.pdf>, Indexing ISI, IMPACT FACTOR 2018 : **0.59**