

UNIVERSITATEA „ALEXANDRU IOAN CUZA” DIN IAȘI

FACULTATEA DE FIZICĂ

ȘCOALA DOCTORALĂ DE FIZICĂ

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

**ANALIZA MULTIFRACTALITĂȚII
BIOSEMNALELOR ASOCIATE MERSULUI ÎN
CONDIȚII FIZIOLOGICE ȘI PATOLOGICE**

Conducător științific:

**Prof. univ. dr. habil. DORINA-EMILIA
CREANGĂ**

Doctorand:

**DOBÎNDĂ (căs. DOBÎNDĂ-ALBU)
MARIUS**

IAȘI
2026

MULȚUMIRI

Autorul aduce mulțumiri doamnei Prof. univ. dr. habil. Dorina-Emilia Creangă, conducător științific al acestei teze, pentru îndrumare, sprijin academic și disponibilitatea acordată pe parcursul activității doctorale.

De asemenea, mulțumiri sunt adresate pacienților și colegilor implicați în testarea sistemelor de analiză a mersului, precum și Facultății de Fizică a Universității „Alexandru Ioan Cuza” din Iași pentru suportul academic și tehnic oferit în cadrul acestei cercetări.

Autorul mulțumește soției pentru sprijinul și răbdarea oferite pe parcursul elaborării tezei.

CUPRINS

MULȚUMIRI	1
LISTĂ DE ABREVIERI ȘI SIMBOLURI	5
INTRODUCERE	7
Context științific al cercetării	7
Controlul neuronal și dinamica locomotorie	7
Dinamica mersului ca proces neliniar cu auto-organizare.....	8
Contribuția tezei în contextul cercetărilor actuale.....	8
Obiective și ipoteze de lucru.....	9
Structura tezei	10
CAPITOLUL I - Fundamente biofizice ale controlului mișcării.....	11
1.1 Organizarea neuro-musculară și generarea mișcării voluntare.....	11
1.2 Sistemul cardiovascular: reglare fizică și adaptarea la efort	11
1.3 Legi fizice ale mișcării umane: energie, stabilitate, optimizare	12
1.4 Mersul uman ca sistem dinamic neliniar.....	12
CAPITOLUL II - Modelarea biomecanică a mersului în condiții fiziologice și patologice.....	13
2.1. Modele fizice simplificate ale mersului	13
2.2. Stabilitate mecanică și baza de sprijin.....	17
2.3. Patologii locomotorii: implicații dinamice și energetice	18
2.4. Interacțiunea dintre controlul neuronal și lanțurile de feedback.....	18
2.5. Limitele sistemelor robotice în redarea mișcărilor naturale	19
CAPITOLUL III - Metodologia experimentală și sistemele de achiziție	20
3.1. Metode de analiză în domeniul frecvenței și al scalării.....	20
3.1.1. Reprezentări spectrale și timp-frecvență.....	20
3.1.2. Analiza DFA și interpretarea exponentului de scalare	20
3.2. Cuplaj neliniar și sincronizare între subsisteme biologice	21
3.3. Metodologia experimentală și participanții.....	21
3.3.1. Procedura de testare	22
3.3.2. Sistem portabil dezvoltat pe arhitectură STM32 și accelerometrie triaxială: arhitectură și limitări.....	23
3.4. Software de procesare offline: GaitFlowAnalyzer (v.1.2.1).....	26

3.5. Sincronizare temporală și preprocesare fizică a semnalului	26
3.5.1. Sincronizarea temporală a achiziției multi-segmentare	26
3.5.2. Organizarea și stocarea seriilor temporale	26
3.5.3. Conversia în unități fizice și filtrarea semnalului	27
3.5.4. Eliminarea tendinței locale și segmentarea seriilor	27
3.5.5. Rolul sincronizării și preprocesării în analizele ulterioare	27
3.6. Validare experimentală și repetabilitate	28
3.6.1. Preprocesare, analiză numerică și extragerea descriptorilor dinamici	28
3.6.2. Abordarea statistică.....	29
3.6.3. Repetabilitatea și distincția dintre variabilitate biologică și eroare experimentală	30
3.7. Considerații privind eroarea și calitatea datelor	30
CAPITOLUL IV - Proprietăți fractale și multifractale ale semnalelor biomecanice.....	31
4.1. Cadrul analitic și justificarea scenariului focalizat.....	31
4.2. Proprietăți de scalare și corelații pe termen lung.....	31
4.2.1. Analiza DFA globală — gradient proximal-distal.....	31
4.2.2. Variabilitatea locală a exponenților de scalare (σ_α)	33
4.2.3. Descriptori spectrali (f_{dom} , energie HF).....	33
4.3. Structura multifractală a semnalelor de mers	34
4.3.1. Analiza MF DFA și spectrul $f(\alpha)$	34
4.3.2. Lățimea spectrului multifractal ($\Delta\alpha$)	35
4.4. Coordonarea bilaterală — analiza MFDCCA	37
4.4.1. Coeficientul ρ_{DCCA} ca indicator al sincronizării între membre.....	37
4.4.2. Interpretarea biomecanică a diminuării corelației bilaterale.....	38
4.5. Analiza comparativă a variabilității temporale.....	38
4.5.1. Variabilitatea temporală și analiza DFA	38
4.5.2. Instabilitatea temporală a corelațiilor	38
4.6. Sinteza rezultatelor și consecințe asupra modelării controlului motor	38
CAPITOLUL V - Integrare conceptuală și interpretare biofizică	40
5.1. Integrarea biofizică a controlului neuromotor	40
5.2. Principiu variațional, redundanță și varietăți (manifolde) necontrolate în controlul biofizic	40
5.3. Oscilatori biologici și sincronizare inter-sistemică	41
5.4. Propagarea variabilității între subsisteme.....	42

CONCLUZII GENERALE	44
Contribuții originale ale tezei.....	44
Validarea ipotezelor.....	45
Limitări:	45
Direcții viitoare	45
PUBLICAȚII, MANUSCRISE ȘI COMUNICĂRI ȘTIINȚIFICE ASOCIATE TEZEI	46
A. Lucrări publicate, acceptate sau trimise spre evaluare în reviste.....	46
B. Comunicări științifice la conferințe	46
C. Proprietate intelectuală.....	47
D. Alte activități academice	47
Declarație de etică.....	48
BIBLIOGRAFIE.....	49

LISTĂ DE ABREVIERI ȘI SIMBOLURI

Abreviere/ simbol	Semnificație
ADXL345	accelerometru digital triaxial produs de Analog Devices
Cliff's δ	coeficient neparametric de mărime a efectului, utilizat pentru estimarea gradului de dominanță sau de separare între două distribuții
CoM	Center of Mass — centrul de masă
DFA	Detrended Fluctuation Analysis — analiza fluctuațiilor cu eliminarea tendințelor locale
EMG	electromiografie
fBm	fractional Brownian motion — mișcare browniană fracționară
f_dom	frecvența dominantă
fGn	fractional Gaussian noise — zgomot gaussian fracționar
F(n)	funcția de fluctuație
FSR	Force Sensitive Resistor — rezistor sensibil la forță
H	exponentul Hurst
HF	High-Frequency Energy — energia componentelor de frecvență înaltă ale semnalului de accelerație, utilizată pentru diferențierea mișcărilor bruște de cele fluide
I ² C	Inter-Integrated Circuit — protocol de comunicație serială între circuite integrate
IQR	Interquartile Range — interval intercuartilic
MFDCCA	Multifractal Detrended Cross-Correlation Analysis — analiza multifractală a corelațiilor încrucișate cu eliminarea tendinței locale.
MFDFA	Multifractal Detrended Fluctuation Analysis — analiza multifractală a fluctuațiilor cu eliminarea tendinței locale
n	dimensiunea ferestrei de analiză
OLED	Organic Light-Emitting Diode — afișaj cu diode organice emițătoare de lumină
PSD	Power Spectral Density — densitatea spectrală de putere
RAGT	Robot-Assisted Gait Training — antrenament robotizat asistat al mersului
SD	Secure Digital — card de memorie
SDIO	Secure Digital Input/Output — interfață de comunicație pentru cardul SD
STM32	familie de microcontrolere STMicroelectronics bazate pe nuclee ARM Cortex
UCM	Uncontrolled Manifold — varietate necontrolată
USB	Universal Serial Bus — magistrală serială universală / interfață de comunicație
α , în expresia $f(\alpha)$	exponent de singularitate al spectrului multifractal

α_{DFA}	exponent de scalare estimat prin analiza DFA
$\Delta\alpha$	lăţimea spectrului multifractal
ρ_{DCCA}	coeficientul de corelaţie încrucişată DCCA
σ_{α}	variabilitatea estimărilor locale ale exponentului de scalare α_{DFA}

Notă: Numerotarea figurilor şi tabelelor este păstrată conform tezei de doctorat.

INTRODUCERE

Context științific al cercetării

Mersul uman poate fi privit ca rezultatul interacțiunii dintre mecanisme neuronale, cele biomecanice și procesele fiziologice care susțin controlul mișcării. În condiții fiziologice, aceste mecanisme permit menținerea stabilității și adaptarea continuă la modificările apărute în mediul înconjurător dar și modificărilor interne apărute în organism. În condiții patologice, această organizare poate fi perturbată, iar sistemul își poate pierde parțial sau complet capacitatea de adaptare și flexibilitatea funcțională.

Semnalele biomecanice generate în timpul mersului reprezintă expresii observabile ale acestor procese de control. Dincolo de variațiile locale, seriile temporale pot prezenta corelații pe termen lung, proprietăți de scalare și modificări ale variabilității pe mai multe scale temporale, aceste aspecte fiind considerate importante pentru înțelegerea capacității de adaptare a sistemului [Hausdorff, 2007; Ravi et al., 2020].

Toate aceste proprietăți sunt investigate în lucrarea de față prin metode precum Detrended Fluctuation Analysis (DFA), Multifractal Detrended Fluctuation Analysis (MFDFA) și Multifractal Detrended Cross-Correlation Analysis (MFDCCA), aplicate pe semnale locomotorii obținute experimental. Sistemele neuronal și locomotor sunt tratate ca subsisteme dinamice aflate în interacțiune, iar componenta cardiovasculară este menționată doar ca element fiziologic de suport, fără a reprezenta direcția principală a cercetării. Interesul principal al lucrării vizează proprietățile de scalare, corelațiile pe termen lung și modificările care apar în organizarea temporală a semnalelor în condiții fiziologice și patologice.

Controlul neuronal și dinamica locomotorie

Din acest punct de vedere, controlul locomotor nu este doar rezultatul funcționării sistemului nervos, ci o manifestare integrată care include sistemul musculo-scheletal, feedback-ul senzorial periferic și mecanismele descendente implicate în reglarea posturii și a mersului [Takakusaki, 2017]. Mersul devine astfel o formă observabilă prin care se evidențiază procesele de control senzorio-motor. Examinarea semnalelor de mers, în special a configurației temporale a acestora, facilitează studierea modului în care sunt organizate și ajustate aceste mecanisme, fără a reduce fenomenul locomotor la un număr restrâns de parametri cinematici.

Lucrarea de față tratează mersul ca o manifestare a funcționării unui sistem biofizic complex. Prin studiul dinamicii mersului putem evalua stabilitatea sistemului, capacitatea de adaptare și modificările care apar în tranziția de la starea fiziologică la cea patologică. Această abordare este în acord cu perspectivele moderne din neuromecanică și controlul mișcării.

Comportamentul motor este interpretat ca rezultatul unui sistem dinamic de control, în care mecanismele neuronale și proprietățile mecanice ale aparatului locomotor interacționează în mod dinamic [Burdet et al., 2013, Capitolul 1].

Dinamica mersului ca proces neliniar cu auto-organizare

Mersul uman nu poate fi considerat un proces liniar. Acesta este constant adaptabil datorită unor mecanisme interne de organizare. Aceste mecanisme nu funcționează la o singură scară de timp, unele răspund aproape instantaneu, altele integrează informația pe intervale mai lungi. Variabilitatea care se observă în semnalele mersului nu este întâmplătoare, ci reflectă mai degrabă modul în care sistemul își ajustează funcționarea prin mecanisme de control. Acestea sunt distribuite pe mai multe niveluri ierarhice, spinal, trunchi cerebral, cerebelos și cortical, fiecare dintre ele contribuind diferit la organizarea globală a mișcării [Takakusaki, 2017].

În paralel, informațiile senzoriale provenite de la nivel plantar, muscular și articular, împreună cu informațiile vizuale și vestibulare, sunt integrate permanent în procesul de control motor. Feedback-ul proprioceptiv contribuie inclusiv la adaptarea mersului către un tipar mai economic energetic, mai ales atunci când contextul mecanic al mersului se modifică [Hubbich et al., 2015]. Din acest motiv, variațiile de la un pas la altul nu pot fi considerate simple erori sau fluctuații întâmplătoare. Ele reprezintă, de cele mai multe ori, expresia unei adaptări continue a sistemului locomotor la condițiile interne și externe. De fapt, variabilitatea face parte din funcționarea normală a sistemului [Burdet et al., 2013, Capitolul 8].

Contribuția tezei în contextul cercetărilor actuale

Contribuția principală a tezei constă în elaborarea unui cadru metodologic integral, pornind de la achiziția experimentală cu un sistem hardware original și până la interpretarea biofizică a datelor, aplicată comparativ pe loturi formate din participanți cu patologii neurologice și un grup de referință, evaluate în aceleași condiții experimentale.

Spre deosebire de o parte a studiilor din literatură, care utilizează serii temporale derivate din parametri discreți ai mersului, precum intervalele dintre pași [Dutta et al., 2013; Phinyomark et al., 2020], sau aplică MFDDFA pe date provenite de la senzori de presiune plantară [Günaydin & İkizoğlu, 2023], semnale ale forței de reacțiune verticală analizate prin metode neliniare și algoritmi de clasificare [Elden et al., 2018], această teză utilizează semnale de accelerație triaxială multisegmentară. Semnalele au fost achiziționate cu un sistem portabil dezvoltat special pentru acest scop. Analiza integrată a mai multor descriptori fractali, multifractali și de corelație, corelații pe termen lung, variabilitate locală a exponenților de scalare și coordonare bilaterală, urmărește

să ofere o caracterizare mai completă a dinamicii mersului decât permite fiecare metodă aplicată separat [Hausdorff, 2007; Marin-Lopez et al., 2023].

Sistemul cardiovascular este adus în discuție doar ca element fiziologic de suport și ca reper conceptual pentru înțelegerea dinamicii biosemnalelor, fără a deveni tema centrală a tezei. Teza aparține domeniului biofizicii aplicate și nu se intersectează cu biomecanica clinică sau cu cercetările clinice, metode în care mersul este analizat prin parametri cinematici, forțe de reacțiune sau eficiență funcțională, și având mersul normal ca element de comparație [Perry, 1992; Baker, 2013].

Obiective și ipoteze de lucru

Obiectivul general al cercetării constă în investigarea proprietăților fractale, multifractale și de corelație ale semnalelor biomecanice asociate mersului. Investigarea se face în condiții fiziologice și patologice, printr-un cadru metodologic care integrează achiziția experimentală, analiza neliniară a seriilor temporale și interpretarea biofizică a rezultatelor.

Obiectivele specifice ale lucrării sunt:

- achiziția semnalelor locomotorii cu ajutorul unui sistem portabil de construcție proprie, dezvoltat pe arhitectură STM32, cu integrarea a 6 accelerometre triaxiale poziționate multisegmentar;
- aplicarea unui protocol experimental identic pentru un grup neurologic și un grup de referință, în condiții similare de testare a mersului;
- analiza proprietăților de scalare și a corelațiilor pe termen lung prin metoda DFA;
- evaluarea variabilității locale a exponenților de scalare prin analiza DFA locală;
- caracterizarea structurii multifractale a semnalelor locomotorii prin MFDFA;
- investigarea coordonării bilaterale și a corelațiilor dintre membrele inferioare prin MFDDCA;
- compararea descriptorilor obținuți între grupul neurologic și grupul de referință;
- interpretarea modificărilor observate într-un cadru biofizic al controlului neuromotor, fără transformarea rezultatelor în criterii diagnostice directe.

Cercetarea este ghidată de următoarele ipoteze de lucru.

Ipoteza 1. În condiții fiziologice, mersul prezintă o organizare temporală complexă, cu proprietăți fractale și multifractale. Modificarea acestei organizări poate crea premisele unui mers mai rigid și mai puțin adaptabil, ceea ce poate fi asociat cu trecerea către o manifestare patologică.

Ipoteza 2. Parametrii clasici ai mersului, bazați pe valori medii sau analize spectrale globale, surprind doar parțial modificările controlului locomotor [Borzi et al., 2020; Takeda et al.,

2009]. Analiza fractală, multifractală și de corelație poate evidenția aspecte ale organizării temporale care nu sunt surprinse suficient prin metodele statistice convenționale.

Ipoteza 3. Corelațiile dintre membrele inferioare reflectă modul în care este organizat controlul mersului, iar modificarea lor poate fi asociată cu perturbarea coordonării locomotorii în condiții patologice. Ipoteza 4. Integrarea descriptorilor fractali, multifractalii și de corelație poate oferi o imagine mai completă asupra stabilității și capacității de adaptare a sistemului motor comparativ cu analiza separată a fiecărui descriptor utilizat.

Structura tezei

Teza este structurată în cinci capitole, având o progresie logică de la fundamentele teoretice la examinarea experimentală și, la final, la integrarea biofizică a concluziilor.

CAPITOLUL I - Fundamente biofizice ale controlului mișcării

Mersul uman nu este un proces strict periodic sau determinist. La scară macroscopică pare organizat ciclic, dar analiza fină a seriilor temporale pas-cu-pas evidențiază fluctuații complexe, structurate și corelate pe termen lung [Hausdorff et al., 1995; Hausdorff, 2005; Hausdorff, 2007]. Aceste variații nu sunt zgomot aleatoriu. Ele reflectă dinamica internă a unui sistem de control distribuit, care operează simultan pe mai multe scale temporale.

Variabilitatea mersului nu trebuie interpretată ca simplă eroare de execuție. Fluctuațiile care apar de la un pas la altul reflectă modul în care sistemul locomotor își adaptează permanent funcționarea prin interacțiunea mecanismelor neuronale, senzoriale și mecanice [Hausdorff, 2005].

1.1 Organizarea neuro-musculară și generarea mișcării voluntare

Activarea musculară voluntară nu este comandată punctual, ea apare ca rezultat al integrării informației senzoriale, al planificării motorii și al mecanismelor de feedback implicate în controlul posturii și al mișcării [Takakusaki, 2017]. Din punct de vedere fizic, acest tip de organizare presupune un număr mare de grade de libertate a căror coordonare nu poate fi descrisă prin modele liniare simple.

Controlul neuromuscular nu menține o stare fixă. Stabilitatea se construiește continuu, prin adaptare la perturbații interne și externe, pe baza integrării informațiilor senzoriale și a mecanismelor posturale automate [Takakusaki, 2017]. Sarcina controlului este distribuită între multiple niveluri ierarhice și temporale — ceea ce permite apariția unor tipare de mișcare robuste și în același timp flexibile, capabile să se reorganizeze în funcție de context.

1.2 Sistemul cardiovascular: reglare fizică și adaptarea la efort

Sistemul cardiovascular este analizat ca un subsistem biofizic de suport, a cărui funcție rezultă din cuplajul dintre excitabilitatea electrică a cardiomiocitului, generarea de forță mecanică și procesele de conversie energetică. Stabilitatea funcțională a acestui sistem depinde de mecanisme de reglare multi-nivel, iar perturbarea acestora poate modifica condițiile hemodinamice și energetice ale organismului, influențând indirect mecanismele de control neuronal și procesele motorii dependente de acestea.

Reglarea rapidă a funcției cardiovasculare este asigurată prin mecanisme reflexe autonome, integrate la nivelul trunchiului cerebral, dintre care baroreflexul arterial joacă un rol central în menținerea stabilității hemodinamice. Acest mecanism permite adaptarea continuă a frecvenței cardiace și a tonusului vascular la variațiile posturale și la solicitările mecanice asociate

efortului și tranzițiilor dinamice ale corpului, contribuind la menținerea perfuziei adecvate a organelor vitale [Benarroch, 2008].

1.3 Legi fizice ale mișcării umane: energie, stabilitate, optimizare

Mișcarea umană respectă legile fundamentale ale mecanicii, fiind guvernată de conservarea energiei, de relațiile dintre forțe și momente și de condițiile de stabilitate dinamică. Cu toate acestea, aplicarea acestor legi în sisteme biologice implică particularități generate de caracterul adaptiv și variabil al controlului motor.

Din punct de vedere biofizic, mersul poate fi interpretat ca un proces adaptativ, în care sistemul locomotor ajustează tiparul de mișcare în funcție de contextul mecanic, de feedback-ul senzorial și de costul energetic al deplasării. Studiile privind mersul pe bandă au arătat că feedback-ul proprioceptiv contribuie la adaptarea către un tipar de mers mai economic energetic, mai ales atunci când condițiile mecanice ale mersului se modifică [Hubbuck et al., 2015]. Stabilitatea nu este echivalentă cu rigiditatea, ci cu posibilitatea sistemului locomotor de a limita efectele perturbațiilor mici apărute în timpul fiecărui pas și de a reveni către un regim funcțional după perturbări mai mari. În acest sens, stabilitatea mersului poate fi înțeleasă ca abilitatea de a continua deplasarea fără cădere, în ciuda perturbațiilor interne și externe [Bruijn et al., 2013]. Studii experimentale în medii perturbatoare au arătat că oscilațiile vizuale sau mecanice aplicate în timpul mersului pot modifica măsurabil stabilitatea dinamică, aceste efecte fiind mai evidente în direcția în care este aplicată perturbarea [McAndrew et al., 2011].

1.4. Mersul uman ca sistem dinamic neliniar

Mersul pare repetitiv doar dacă este privit la scară mare. În realitate, apar permanent mici variații de la un pas la altul. Unele sunt legate de menținerea echilibrului, altele de modul în care corpul răspunde la schimbările mediului sau la modificările interne ale sistemului.

Controlul mersului nu este subordonat unui singur centru ci este distribuit între mai multe niveluri funcționale și se adaptează permanent la perturbațiile interne și externe. În timpul mersului, sistemul trebuie să gestioneze simultan constrângerile biomecanice, informația senzorială și răspunsurile motorii [Burdet et al., 2013, Capitolele 5–6].

Coordonarea mersului apare prin interacțiunea continuă dintre mecanismele neuronale, informația senzorială și prin răspunsurile biomecanice ale sistemului locomotor. În condiții fiziologice, această organizare permite adaptarea continuă la modificările mediului, în timp ce situațiile patologice determină o structură a variabilității care poate fi modificată, iar mersul poate deveni mai rigid și mai puțin adaptabil [Stergiou, 2016, pp. 13–21].

CAPITOLUL II - Modelarea biomecanică a mersului în condiții fiziologice și patologice

Pe baza fundamentelor teoretice prezentate anterior, acest capitol abordează modelarea biomecanică a mersului din perspectivă fizică. Sunt analizate modele simplificate și concepte de stabilitate și coordonare, cu scopul de a evidenția diferențele dinamice dintre mersul fiziologic și cel patologic. Accentul este pus pe descrierea fenomenelor mecanice și dinamice, fără a introduce intervenții clinice.

2.1. Modele fizice simplificate ale mersului

Mersul uman poate fi descris, într-o primă aproximație, prin modele fizice simplificate care surprind comportamentul global al sistemului locomotor. Un astfel de model clasic este pendulul invers, în care corpul este considerat ca o masă concentrată în centrul de masă (CoM), deplasându-se deasupra unui punct de sprijin variabil, corespunzător contactului piciorului cu solul [Davidovits, 2008, pp. 56–58; Kuo & Donelan, 2010].

În timpul mersului, centrul de masă descrie o traiectorie oscilatorie, determinată de alternanța fazelor de sprijin unilateral și bilateral. Această oscilație reflectă schimbul dintre energia potențială și energia cinetică și contribuie la eficiența mecanică a mersului [Davidovits, 2008, pp. 56–58].

Ideea de bază din spatele mersului ne arată că nu se împinge corpul înainte ci se permite această cădere recuperată prin plasarea următorului pas. Cu toate acestea, descrierea de mai sus nu implică faptul că înaintarea corpului este pasivă. Deplasarea pe sol necesită existența unor forțe reale de interacțiune între picior și sol iar componenta antero-posterioară a reacțiunii solului joacă un rol esențial în producerea mișcării spre înainte (figura 2.1). Prin urmare, mersul uman nu este rezultatul exclusiv al unei „căderi controlate” ci un regim dinamic activ. Mecanismele de propulsie și control neuromuscular susțin o traiectorie a CoM ce poate fi descrisă global printr-un model de tip pendul invers.

Deși modelul pendulului invers surprinde schimbul dintre energia potențială și energia cinetică și oferă o explicație parțială pentru eficiența energetică a mersului, el rămâne incomplet. Modelul nu explică în totalitate costul energetic al mersului, tranziția dintre pași, rolul articulațiilor și contribuția controlului neuromuscular [Kuo & Donelan, 2010].

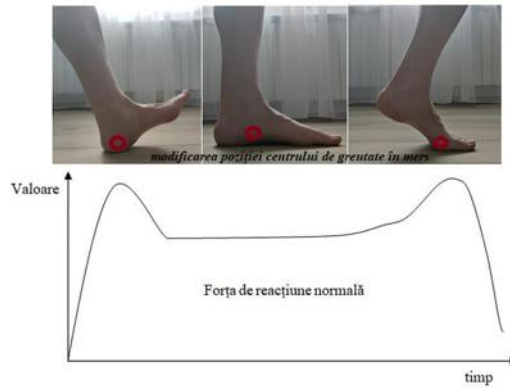


Figura 2.1. Modificarea poziției centrului de masă la nivelul piciorului în timpul sprijinului plantar și variația în timp a forței de reacțiune normală. Reprezentarea are caracter ilustrativ și evidențiază succesiunea fazelor de contact plantar pe parcursul unui pas.

Modelul pendulului invers descrie doar parțial dinamica mersului, deoarece stabilitatea în locomoție nu este statică, ci dinamică. Ea apare din mișcare, din schimbarea sprijinului și din sincronizarea temporală a segmentelor corporale.

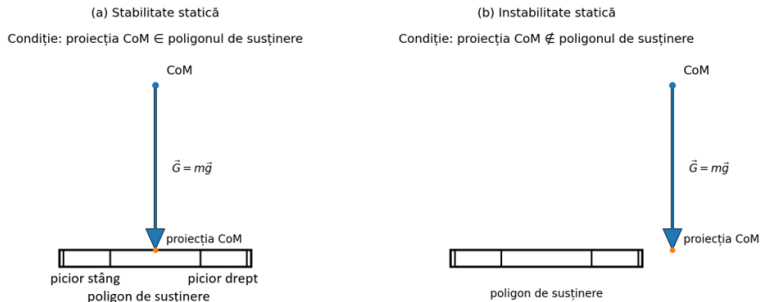


Figura 2.2. ilustrează condiția de stabilitate statică a corpului uman în sprijin bipodal, dintr-o perspectivă pur geometrică. Zonele de sprijin corespunzătoare celor două picioare definesc poligonul de susținere. Centrul de masă (CoM) este considerat punct material, iar vectorul greutateii $\vec{G} = m\vec{g}$ are direcție verticală. În situația (a), proiecția verticală a CoM se află în interiorul poligonului de susținere, condiție necesară pentru existența echilibrului static iar în situația (b), proiecția CoM este în exteriorul poligonului, ceea ce conduce la apariția unui moment de răsturnare și la pierderea stabilității statice.

Condiția de stabilitate statică poate fi exprimată prin anularea momentului resultant al forței gravitaționale față de orice punct al bazei de susținere. Acest lucru este echivalent cu menținerea proiecției CoM în interiorul poligonului de susținere.

Situația (a): Stabilitate statică

Față de un punct O ales pe baza de sprijin, suma momentelor forțelor este nulă atât timp cât verticala centrului de masă intersectează baza de sprijin. În această situație, proiecția verticală a centrului de masă (CoM) se află în interiorul poligonului de susținere, iar echilibrul static poate fi menținut.

$$\sum \vec{M}_O = 0 \Leftrightarrow \text{proiecția CoM} \in \text{poligonul de susținere}$$

Situația (b): Instabilitate statică

Atunci când, față de un punct O al bazei de sprijin, linia de acțiune a forței gravitaționale nu mai intersectează baza de sprijin, suma momentelor forțelor devine diferită de zero. În acest caz, proiecția centrului de masă se află în exteriorul poligonului de susținere, apare un moment de răsturnare, iar echilibrul static nu mai poate fi menținut.

$$\sum \vec{M}_O \neq 0 \Leftrightarrow \text{proiecția CoM} \notin \text{poligonul de susținere}$$

Cât timp proiecția verticală a centrului de masă cade în interiorul bazei de sprijin, momentul ei față de sol este nul și echilibrul static este posibil. Când proiecția verticală a centrului de masă părăsește baza de sprijin, apare un moment de răsturnare și stabilitatea se pierde.

Din punct de vedere fizic mersul fiziologic este un regim apropiat de minimul energetic și apropiat de limita de stabilitate. De aceea, dacă mersul este prea lent devine instabil și dacă este prea rapid are un cost energetic mare.

În figura 2.3. se observă diferența dintre stabilitatea statică și stabilitatea dinamică în mers. Deși, în sprijin unipodal, proiecția centrului de masă poate părăsi baza de sprijin, mersul este posibil prin deplasarea anterioară a bazei de susținere, realizată prin plasarea membrului inferior controlateral. Traectoria centrului de masă poate fi descrisă global printr-un model de tip pendul invers.

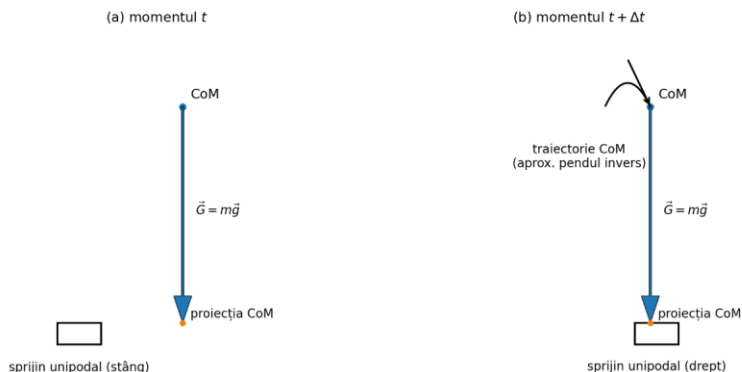


Figura 2.3. Stabilitate dinamică în mers.

În situația (a), corespunzătoare momentului t , corpul se află în faza finală a sprijinului unipodal pe membrul inferior stâng. Proiecția centrului de masă se află în exteriorul bazei de sprijin active, ceea ce ar conduce la instabilitate în regim static. În situația (b), la momentul $t + \Delta t$, prin plasarea membrului inferior drept și transferul sprijinului, baza de susținere se deplasează anterior, iar proiecția centrului de masă ajunge în interiorul noii baze, stabilitatea fiind astfel restabilită dinamic.

Figura 2.4 ilustrează schematic variația poziției verticale a centrului de masă pe parcursul ciclului de mers, evidențiind maximul CoM în faza de sprijin unilateral. Reprezentarea are caracter conceptual și este utilizată pentru a clarifica principiile mecanice generale ale mersului.

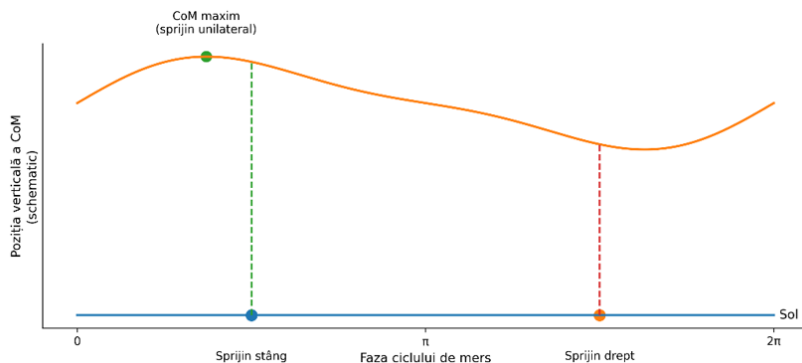


Figura 2.4. Traiectoria centrului de masă (CoM) într-un ciclu de mers (schemă conceptuală – modelul pendulului invers). Poziția CoM atinge valori minime în fazele de dublu sprijin și o valoare maximă în apropierea mijlocului pasului (sprijin unilateral).

2.2. Stabilitate mecanică și baza de sprijin

Stabilitatea mecanică a mersului este determinată de relația dintre proiecția centrului de masă și baza de sprijin. Din punct de vedere fizic, echilibrul este menținut atât timp cât proiecția CoM se află în interiorul bazei de sprijin, permițând compensarea momentelor generate de greutatea corpului [Davidovits, 2008, pp. 2–3].

Figura 2.5. prezintă două situații conceptuale fundamentale: un caz de echilibru mecanic posibil, în care momentul este compensabil, și un caz de dezechilibru, în care proiecția CoM depășește baza de sprijin, generând un moment de răsturnare. Această schemă evidențiază caracterul dinamic al stabilității în mers și faptul că echilibrul nu reprezintă o stare statică, ci un proces continuu de reglare.

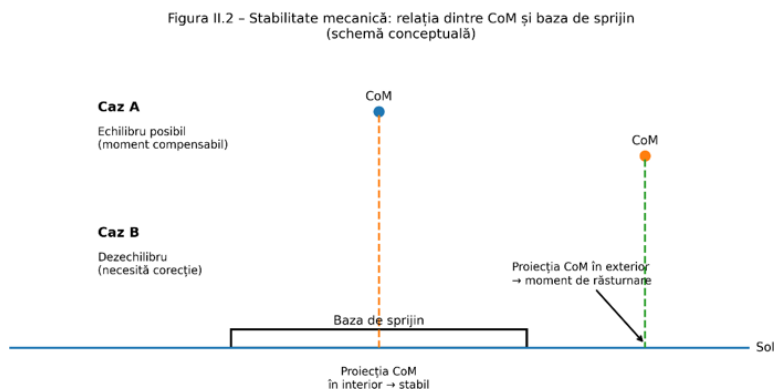


Figura 2.5. Stabilitate mecanică: relația dintre proiecția CoM și baza de sprijin. Dacă proiecția verticală a CoM rămâne în interiorul bazei de sprijin, echilibrul poate fi menținut; dacă iese în exterior, apare un moment de răsturnare care necesită corecție dinamică.

În condiții patologice, menținerea proiecției CoM în interiorul bazei de sprijin necesită strategii compensatorii suplimentare, reflectate adesea prin modificări ale variabilității mersului [Hausdorff, 2007].

Modelul pendulului invers și descrierea mișcării rotaționale a centrului de masă oferă o reprezentare coerentă a mersului fiziologic din punct de vedere mecanic și energetic. Orice abatere de la acest regim implică modificări ale traiectoriei CoM, ale distribuției energetice și ale mecanismelor de stabilitate, aspecte care vor fi analizate în continuare în context patologic.

Figura 2.6. Modelul pendulului invers - descriere rotațională a CoM

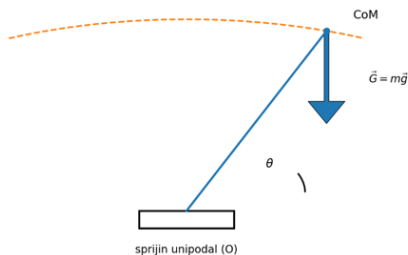


Figura 2.6. Modelul pendulului invers aplicat mersului fiziologic. În sprijin unipodal, corpul este aproximat printr-o masă concentrată în centrul de masă (CoM), conectată de punctul de sprijin O printr-un braț rigid de lungime efectivă l . Sub acțiunea forței gravitaționale $\vec{G}$, apare un moment care generează o mișcare de rotație a CoM, traiectoria acestuia fiind aproximată printr-un arc de cerc.

Unghiul θ descrie abaterea CoM față de verticală.

2.3. Patologiile locomotorii: implicații dinamice și energetice

Din perspectivă biofizică, patologiile locomotorii pot fi interpretate ca modificări ale regimului dinamic al sistemului de control al mișcării, mai degrabă decât ca simple deficite locale de forță sau coordonare. Mersul uman fiziologic este caracterizat printr-o organizare temporală complexă, cu corelații pe termen lung și o structură specifică a variabilității, care reflectă adaptabilitatea sistemului locomotor la perturbații interne și externe [Hausdorff et al., 1995; Goldberger et al., 2002].

În condiții patologice proprietățile dinamice ale mersului pot suferi reorganizări importante. Diferențele dintre stările fiziologice și patologice nu se reflectă doar prin modificări ale valorilor medii ale parametrilor cinematici sau energetici, ci și prin modificări ale structurii temporale a fluctuațiilor, precum și ale modului în care energia este distribuită și controlată pe parcursul ciclului de mers. Studiile asupra dinamicii mersului au arătat că pierderea corelațiilor pe termen lung și a organizării multiscalară constituie un marker important al deteriorării funcționale, chiar și atunci când parametrii medii rămân relativ conservați [Hausdorff et al., 1995; Goldberger et al., 2002].

2.4. Interacțiunea dintre controlul neuronal și lanțurile de feedback

Controlul mișcării umane apare ca un rezultat al interacțiunii dintre multiple niveluri de reglare neuronală și mecanică. Acestea sunt organizate sub forma unor lanțuri de feedback care

acționează pe scale temporale diferite. Sistemul locomotor nu funcționează după un set rigid de comenzi prestabilite, ci ca un sistem adaptiv, capabil să își ajusteze continuu răspunsul motor în funcție de informațiile senzoriale și de constrângerile mecanice ale mișcării.

Din punct de vedere biofizic, semnalele biomecanice asociate mersului pot fi privite ca ieșiri observabile ale acestor mecanisme de control multi-nivel. Variabilitatea pas-cu-pas nu reprezintă un zgomot nedorit, ci o expresie a mecanismelor de feedback implicate în menținerea stabilității dinamice și a adaptabilității locomotorii. Structura temporală a acestei variabilități reflectă modul în care sistemul neuronal integrează informația senzorială și ajustează comenzile motorii în prezența perturbațiilor interne și externe [Hausdorff et al., 1995; Goldberger et al., 2002].

2.5. Limitele sistemelor robotice în redarea mișcărilor naturale

Sistemele robotizate folosite în reeducarea mersului pornesc, de obicei, de la o traiectorie deja stabilită. Pacientul este ghidat pe acea traiectorie, iar pasul devine mai controlat și mai ușor de repetat. În primele etape ale recuperării, acest lucru poate fi util. Sunt situații în care pacientul nu poate menține singur un tipar de mers suficient de stabil, iar ghidarea externă îi permite să execute mișcarea într-un cadru mai sigur. Totuși, efectele sistemelor de tip asistență robotizată de antrenament al mersului (RAGT) asupra parametrilor biomecanici ai mersului post-AVC nu sunt încă demonstrate cu un nivel ridicat de certitudine. Un review sistematic cu meta-analiză a arătat că dovezile actuale privind superioritatea RAGT față de antrenamentul non-robotic asupra biomecanicii mersului sunt de certitudine foarte scăzută [Nedergård et al., 2021].

Această problemă nu apare doar în sistemele robotizate. Un efect apropiat a fost descris și în studiile despre sincronizarea senzorio-motorie. Când mersul este ghidat auditiv sau vizual, structura fluctuațiilor se poate schimba. Corelațiile pe termen lung pot fi înlocuite de variații care se compensează de la un pas la altul, ca și cum sistemul ar corecta permanent abaterea față de reperul extern [Terrier, 2016; Vaz et al., 2024]. Așadar, variabilitatea măsurată într-un mers ghidat sau constrâns nu ar trebui privită în același mod ca variabilitatea din mersul natural (fără constrângeri). Variabilitatea exprimă atât organizarea sistemului locomotor, cât și constrângerea impusă din exterior.

Prin urmare, rezultatele obținute în condiții de asistență robotică cu lanț cinematic închis trebuie interpretate separat de cele obținute în mersul liber. Analiza proprietăților dinamice rămâne utilă, dar numai dacă diferența dintre mersul natural și mersul ghidat mecanic este recunoscută în interpretarea datelor [Perry & Burnfield, 2010; Hidler et al., 2008; Nedergård et al., 2021].

CAPITOLUL III - Metodologia experimentală și sistemele de achiziție

Acest capitol prezintă materialele și metodele utilizate în studiu: loturile de participanți, protocolul experimental, sistemul portabil de achiziție, software-ul de procesare offline, etapele de preprocesare și metodele statistice și computaționale aplicate semnalelor biomecanice. Scopul capitolului este de a clarifica modul în care au fost obținute, pregătite și analizate datele utilizate în capitolele de rezultate.

3.1. Metode de analiză în domeniul frecvenței și al scalării

Analiza semnalelor biologice poate fi făcută prin metode spectrale și prin metode bazate pe scalarea temporală. Reprezentările în domeniul frecvenței oferă informații despre distribuția energetică a semnalului. Metodele de scalare temporală completează această imagine, arătând cum se organizează fluctuațiile și corelațiile la diferite scale de timp. Ambele sunt utile, mai ales când semnalele sunt nestaționare, situație frecventă în cazul biosemnalelor, unde media sau deviația standard descriu doar parțial comportamentul sistemului [Hausdorff, 2005]. În acest context, analiza neliniară poate evidenția modificări ascunse ale seriilor temporale, care nu sunt surprinse suficient prin metode liniare clasice [Goshvarpour & Goshvarpour, 2012].

3.1.1. Reprezentări spectrale și timp–frecvență

Reprezentările în domeniul frecvenței, precum densitatea spectrală de putere, oferă informații globale asupra distribuției energetice a semnalelor și permit identificarea componentelor dominante și a modificărilor de structură spectrală. Aceste abordări sunt utile pentru descrierea proprietăților globale ale semnalelor biologice și pentru evidențierea diferențelor de organizare energetică între regimuri dinamice distincte.

3.1.2. Analiza DFA și interpretarea exponentului de scalare

Investigarea proprietăților de scalare ale seriilor temporale biologice se face utilizând analiza DFA (Detrended Fluctuation Analysis). Metoda a fost introdusă de Peng et al. (1994) pentru a pune în evidență corelațiile pe termen lung în serii temporale nestaționare. Ulterior, a ajuns să fie aplicată extensiv în analiza semnalelor biologice [Hausdorff, 2007], permițând separarea fluctuațiilor intrinseci ale semnalului de tendințele lente și oferind o descriere robustă a organizării temporale pe mai multe scale. Analiza multifractală MFDFA reprezintă o extensie a analizei DFA clasice și a fost introdusă de Kantelhardt et al. (2002). MFDFA permite caracterizarea distribuției exponenților de scalare pe mai multe scale temporale simultane.

Rezultatul analizei DFA este exponentul de scalare, notat în această lucrare cu α_{DFA} , care caracterizează proprietățile de corelație temporală ale semnalului. Interpretarea acestuia

depinde de tipul procesului analizat. Pentru un proces staționar de tip fractional Gaussian noise (fGn), $\alpha_{DFA} = H$; în această situație, $\alpha_{DFA} = 0,5$ corespunde unui proces necorelat, iar valorile $\alpha_{DFA} > 0,5$ indică persistență și existența corelațiilor pe termen lung. Pentru un proces nestaționar de tip fractional Brownian motion (fBm), relația este $\alpha_{DFA} = H + 1$. Prin urmare, exponentul de scalare α_{DFA} și exponentul Hurst H nu sunt identici matematic în toate situațiile [Kantelhardt et al., 2002]. În prezenta lucrare, pentru evitarea confuziilor de notație, descriptorul obținut prin analiza DFA este notat cu α_{DFA} și este denumit exponent de scalare DFA.

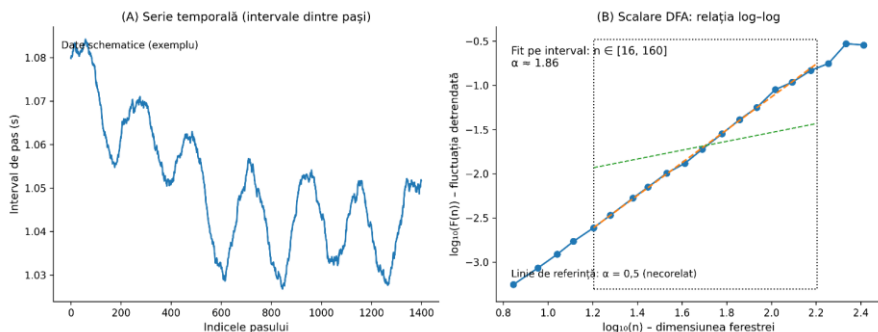


Figura 3.1. Exemplu schematic de analiză DFA (Detrended Fluctuation Analysis) aplicată unei serii temporale de mers.

Notă: În reprezentarea schematică din Figura 3.1, simbolul α este păstrat în forma originală a graficului și corespunde exponentului de scalare α_{DFA} definit în text.

3.2. Cuplaj neliniar și sincronizare între subsisteme biologice

Modul în care fluctuațiile și variațiile acestora se corelează și se organizează în timp spune mai mult despre starea sistemului decât valorile individuale ale fiecărui parametru. Semnalele biomecanice înregistrate în timpul mersului sunt, din această perspectivă, expresii observabile ale unui sistem cuplat. Corelațiile dintre ele reflectă sincronizările parțiale și dependențele neliniare dintre subsisteme — informație care se pierde dacă analizăm fiecare semnal izolat. În condiții patologice, observăm o modificare a acestor corelații. Nu neapărat fiecare semnal în parte, ci modul în care subsistemele interacționează — ceea ce justifică o abordare integrativă, nu una parametru cu parametru [Goldberger et al., 2002].

3.3. Metodologia experimentală și participanții

Investigația experimentală a inclus două grupuri de participanți: un grup neurologic ($n = 15$) cu tulburări de mers documentate și un grup de referință format din subiecți sănătoși ($n = 15$). Criteriul esențial de includere a fost capacitatea de a merge independent pe sol pe o distanță minimă de 30 de metri, cu sau fără dispozitive de asistență.

Au fost excluși participanții cu afecțiuni musculo-scheletale severe, afecțiuni cardiovasculare acute, tulburări cognitive semnificative sau comorbidități susceptibile să influențeze independent mersul. Utilizarea medicației și statusul de recuperare au fost înregistrate la momentul achiziției. Toți participanții au fost evaluați în condițiile lor clinice obișnuite, fără ajustări ale medicației pentru scopurile acestui studiu. În cazul bolii Parkinson, evaluările au fost efectuate în starea medicată tipică („ON”), pentru a reduce variabilitatea asociată fluctuațiilor dopaminergice.

Grupul de referință a fost format din adulți fără istoric de afecțiuni neurologice sau musculo-scheletale care să afecteze locomoția. Consimțământul informat scris a fost obținut de la toți participanții înainte de achiziția datelor. Studiul a fost aprobat de comitetul local de etică și desfășurat în conformitate cu Declarația de la Helsinki (Aviz etic nr. 1/14.02.2025, Spitalul de Recuperare „Sf. Gheorghe”, Botoșani).

Caracteristicile loturilor sunt prezentate în Tabelul 3.1.

Tabelul 3.1. Caracteristicile loturilor (distribuția vârstei și sexului)

Grup	n	Vârstă, mediană [Q1–Q3] (ani)	Sex (M/F)
Referință (Control)	15	51,0 [46,5–56,5]	7/8
Neurologic (Patologic)	15	59,0 [54,0–65,0]	10/5

Valorile dintre paranteze reprezintă Q1 și Q3; intervalul intercuartilic este definit ca $IQR = Q3 - Q1$.

M = masculin; F = feminin.

3.3.1. Procedura de testare

Înregistrarea datelor a fost realizată în condiții identice pentru toți participanții, indiferent de grup. A fost stabilit un traseu în interior, fără obstacole, și care a permis deplasarea pe o distanță de 30 de metri fără a fi necesare modificări ale direcției de deplasare.

Ritmul de mers a fost unul confortabil, autoselectat, fără constrângeri de timp - de aceea timpul necesar parcurgerii distanței diferă de la un participant la altul - fără asistență externă, în conformitate cu practicile consacrate de evaluare clinică a mersului [Holden et al., 1984].

Pentru a reduce influența oboselii și a variabilității zilnice asupra datelor colectate, toate măsurătorile au fost efectuate în prima parte a zilei. Fiecare participant a parcurs același traseu de 30 de metri de patru ori, cu un interval de repaus de aproximativ 3 minute între trasee. Analiza semnalelor s-a făcut independent, ca mai apoi să fie agregate la nivel de subiect. Același protocol experimental a fost aplicat ambelor grupuri, asigurând condiții de mediu și iluminare identice.

3.3.2. Sistem portabil dezvoltat pe arhitectură STM32 și accelerometrie triaxială: arhitectură și limitări

Înainte de dezvoltarea sistemului STM32, a fost dezvoltat și utilizat un sistem separat de biofeedback vizual în timp real, realizat pe platformă Arduino MKR1000, un accelerometru triaxial ADXL345 și trei senzori FSR integrați la nivel plantar (Figura 3.2). Sistemul a permis urmărirea, în timpul exercițiului și mersului, a unor modificări la nivelul sprijinului plantar și ale accelerației segmentare la nivelul membrului inferior.

Alegerea senzorilor FSR pentru evaluarea relativă a sprijinului plantar este susținută de studii care au utilizat brânțuri instrumentate cu senzori FSR și aplicații de feedback vizual pentru reeducarea distribuției presiunii plantare la pacienți post-AVC, evidențiind avantajele acestor senzori prin cost redus, flexibilitate și integrare facilă în sisteme portabile [Baldazzi et al., 2020].

Acest sistem nu a fost inclus în analiza fractală și multifractală a tezei. Funcția sa a fost una aplicativă, de ghidaj vizual direct pe baza semnalelor înregistrate. În testările preliminare, acest sistem inițial a contribuit la observarea modului în care informația vizuală directă poate susține corectarea încărcării plantare și a tiparului de pas la pacienți cu tulburări neurologice ale mersului [Dobîndă-Albu, 2026].



Figura 3.2. Sistem separat de biofeedback vizual în timp real, realizat pe platformă Arduino MKR1000, cu accelerometru ADXL345 și senzori FSR integrați la nivel plantar.

Un exemplu de afișare în timp real a semnalelor este prezentat în Figura 3.3. Curbele provenite de la senzorii FSR oferă o imagine asupra succesiunii sprijinului plantar, în timp ce semnalul accelerometric permite observarea variațiilor segmentare asociate deplasării membrului inferior. În această etapă, interpretarea a fost una vizuală și descriptivă, utilizată pentru ghidarea pacientului în timpul exercițiului, fără generarea unor concluzii clinice automate.

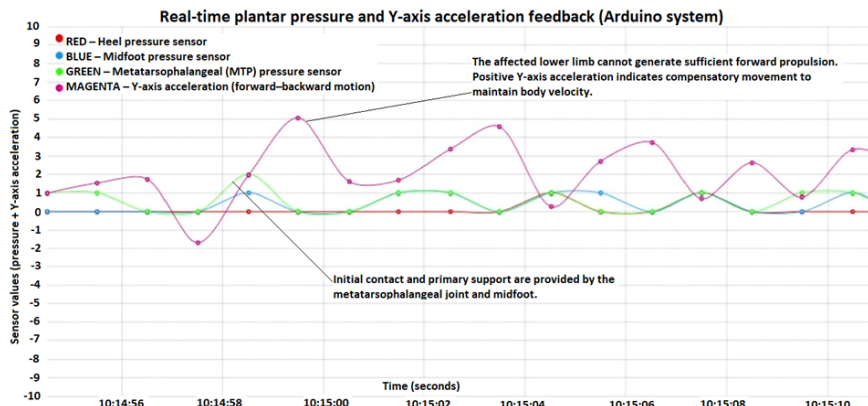


Figura 3.3. Exemplu de afișare în timp real a semnalelor provenite de la senzorii FSR și de la accelerometrul ADXL345 în timpul mersului. Reprezentarea a fost utilizată pentru feedback vizual imediat, fără analiză AI și fără formularea unor decizii clinice automate.

Folosirea acestui sistem a evidențiat însă și limitele unui sistem simplu de biofeedback: număr redus de senzori, precizie limitată a senzorilor FSR, lipsa sincronizării multisegmentare și imposibilitatea caracterizării complexe a dinamicii mersului. Din acest motiv, pentru investigarea dinamicii mersului în condiții fiziologice și patologice a fost dezvoltat ulterior un sistem portabil destinat achiziției semnalelor biomecanice multisegmentare.

Spre deosebire de sistemul Arduino, care a avut rol de feedback vizual în timp real, sistemul GaitFlow Scanner a fost conceput pentru achiziția offline a semnalelor biomecanice multisegmentare, necesare analizei dinamice, fractale și multifractale a mersului.

Unitatea de procesare este microcontrolerul STM32F411CEUx (ARM Cortex-M4), operat la 96 MHz, cu 512 KB Flash și 128 KB RAM. Comunicarea cu cei șase senzori ADXL345 și cu display-ul OLED se realizează prin I²C Fast Mode la 400 kHz. Stocarea datelor se face pe card SD prin interfață SDIO, sistem de fișiere FAT32, dispozitivul fiind recunoscut automat ca USB Mass Storage la conectarea la PC, fără necesitatea unui driver dedicat. La pornire, un bootloader dedicat caută fișierul update.bin pe cardul SD și, dacă îl găsește, îl scrie în Flash la adresa 0x08020000, după care transferă controlul aplicației principale. Achiziția se realizează pe 18 canale simultane (6 senzori × 3 axe) la o rată de 310 Hz, fișierele de ieșire fiind denumite automat cu data și ora înregistrării. Display-ul OLED afișează în timp real ora, data, nivelul bateriei, spațiul disponibil pe SD și starea fiecărui senzor în parte. Interfața fizică include 4 butoane cu funcții multiple. Alimentarea este asigurată de o baterie Li-ion de 3,7V, cu încărcare gestionată de circuitul TP4056 și tensiune stabilizată de regulatorul TPS63060. Sistemul nu

include giroscopae sau magnetometre, limitare asumată și care nu afectează obiectivul analizei dinamice a semnalelor.

Senzorii au fost fixați prin benzi elastice ajustabile, asigurând un contact stabil cu segmentul corporal fără a restricționa mișcarea. Dispozitivul experimental, aflat în stadiu de testare pe o placă breadboard și pe un subiect sănătos, este prezentat în Figura 3.4, iar schema funcțională a sistemului GaitFlow Scanner este redată în Figura 3.5.

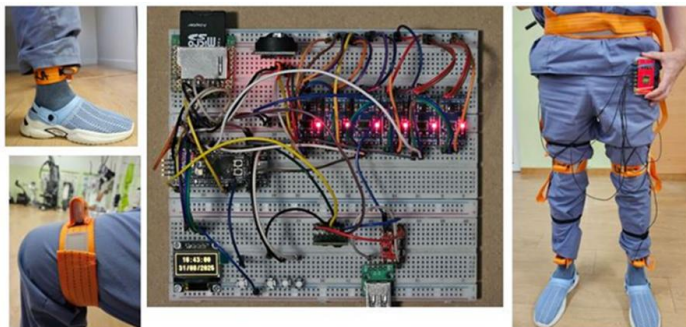


Figura 3.4. Configurația experimentală a sistemului GaitFlow Scanner: montaj electronic pe breadboard, poziționarea senzorilor și testarea în timpul mersului la un subiect sănătos.

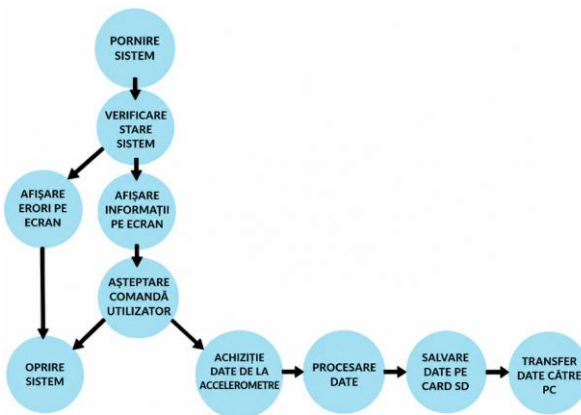


Figura 3.5. Diagrama bloc a funcționării dispozitivului

Accelerația a fost înregistrată de-a lungul a trei axe ortogonale — X (mișcare medio-laterală), Y (mișcare antero-posterioară) și Z (mișcare verticală) — la o frecvență de eșantionare de 310 Hz. Semnalele au fost stocate în format text brut (.txt) pe un card SD și procesate offline. Analiza s-a concentrat preponderent pe axa Y, direct legată de progresia înainte și de modul în

care propulsia este generată și controlată în timpul mersului. Celelalte axe au fost luate în considerare, dar s-au dovedit mai puțin informative pentru scopul prezentei analize.

3.4. Software de procesare offline: GaitFlowAnalyzer (v.1.2.1)

Pentru analiza offline a datelor, a fost realizată o aplicație disponibilă pentru sistemele de operare Windows (de la versiunea 10 în sus) cu denumirea GaitFlowAnalyzer. Aceasta a fost dezvoltată în Python, cu interfață grafică customtkinter și vizualizare prin matplotlib. Aplicația este distribuită ca executabil independent fără necesitatea instalării unor componente software suplimentare (executabil independent) de către utilizatorul final.

GaitFlowAnalyzer (v.1.2.1) a fost înregistrat la Oficiul Român pentru Drepturile de Autor (ORDA) sub nr. 870/04.03.2025. Sistemul hardware GaitFlow Scanner face obiectul unei cereri de brevet de invenție depuse la OSIM (nr. A/00119/2025, data de depozit 28.03.2025), iar marca GaitFlow este înregistrată la OSIM cu nr. 209282, începând cu 20.02.2025.

3.5. Sincronizare temporală și preprocesare fizică a semnalului

Analiza proprietăților dinamice ale mersului, în special investigarea corelațiilor pe termen lung și a organizării multiscale, impune existența unor serii temporale coerente din punct de vedere temporal. Sincronizarea temporală este realizată prin utilizarea unei arhitecturi centralizate de control, în care citirea senzorilor este declanșată periodic prin intermediul temporizatoarelor interne ale microcontrolerului STM32F411. Această abordare menține un pas de eșantionare constant și asigură alinierea temporală a tuturor canalelor.

3.5.1. Sincronizarea temporală a achiziției multi-segmentare

Achiziția simultană pe șase canale triaxiale impune o referință temporală comună. Erorile de sincronizare conduc la distorsiuni ale structurii corelațiilor și pot afecta semnificativ estimarea proprietăților de scalare. Prin urmare, integritatea temporală a seriilor — continuitate, pas constant de eșantionare, aliniere inter-canal — a fost tratată ca un criteriu de calitate a datelor, iar înregistrările care nu respectau aceste condiții au fost excluse din analiză.

3.5.2. Organizarea și stocarea seriilor temporale

Datele achiziționate sunt salvate local sub formă de fișiere text (.txt), fiecare fișier conținând seriile temporale corespunzătoare axelor X, Y și Z pentru fiecare senzor. Stocarea locală pe card SD, independentă de o transmisie wireless, elimină variabilitățile introduse de latențe de comunicație și garantează continuitatea și integritatea procesului de achiziție în condiții reale de mers.

3.5.3. Conversia în unități fizice și filtrarea semnalului

Semnalele brute furnizate de accelerometre au fost convertite în unități fizice (multipli ai accelerației gravitaționale g), utilizând factorii de scalare specifici senzorilor ADXL345. Pentru reducerea influenței zgomotului de înaltă frecvență, semnalele brute au fost filtrate trece-jos la 10 Hz printr-un filtru digital standard aplicat în configurație zero-fază. Alegerea acestei frecvențe de tăiere se bazează pe faptul că componentele dominante ale mersului uman se situează sub această limită, în timp ce frecvențele superioare sunt asociate tipic zgomotului sau vibrațiilor mecanice. După filtrare, fluctuațiile de înaltă frecvență sunt reduse, în timp ce structura globală a semnalului este păstrată (Figura 3.6).

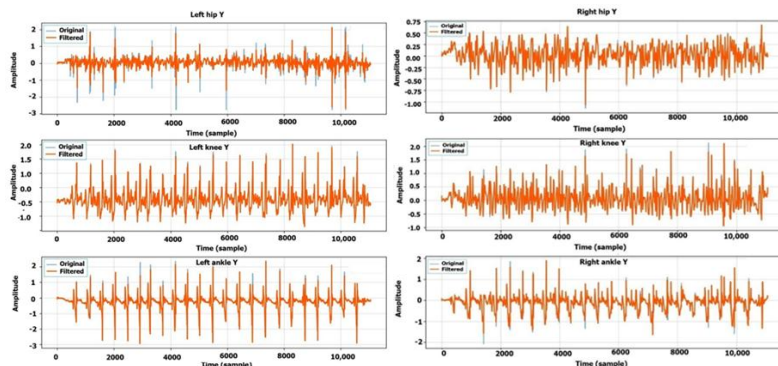


Figura 3.6. Exemplu reprezentativ de semnale de accelerație după filtrare trece-jos (LPF 10 Hz) pe axa antero-posterioară (Y) pentru toate articulațiile instrumentate (șold, genunchi, gleznă, bilateral) la un subiect patologic. Semnalele filtrate păstrează componentele dominante asociate mersului, reducând în același timp zgomotul de înaltă frecvență și artefactele senzorilor.

3.5.4. Eliminarea tendinței locale și segmentarea seriilor

Au fost aplicate proceduri de eliminare a tendinței locale pentru reducerea variațiilor lente, având în vedere să nu se altereze corelațiile pe termen lung sau proprietățile de scalare ale semnalelor. Pentru a evita includerea tranzițiilor asociate pornirii și opririi mersului, seriile temporale au fost segmentate, iar intervalele utilizate în analiză au fost selectate astfel încât să corespundă porțiunilor de mers stabil. Intervalele afectate de artefacte evidente, discontinuități sau pierderi de date au fost excluse.

3.5.5. Rolul sincronizării și preprocesării în analizele ulterioare

Etapele descrise au fost concepute pentru a ne asigura că analizele ulterioare reflectă proprietățile dinamice ale sistemului locomotor, nu particularități ale instrumentației. Menținerea

integrității temporale a seriilor și limitarea intervențiilor numerice sunt esențiale pentru investigarea corectă a proprietăților de scalare și a cuplajului dinamic dintre semnale.

3.6. Validare experimentală și repetabilitate

3.6.1. Preprocesare, analiză numerică și extragerea descriptorilor dinamici

Datele brute au fost analizate offline utilizând scripturi Python dezvoltate special pentru această teză. Fluxul de procesare a fost organizat în trei niveluri succesive, fiecare adresând o altă scară de interpretare.

La primul nivel, analiza s-a concentrat pe proprietățile temporale și spectrale ale semnalelor individuale. Densitatea spectrală de putere (PSD) a fost estimată prin metoda Welch, permițând identificarea frecvențelor dominante în banda fiziologică a mersului (0,4–3,0 Hz) (Figura 3.7).

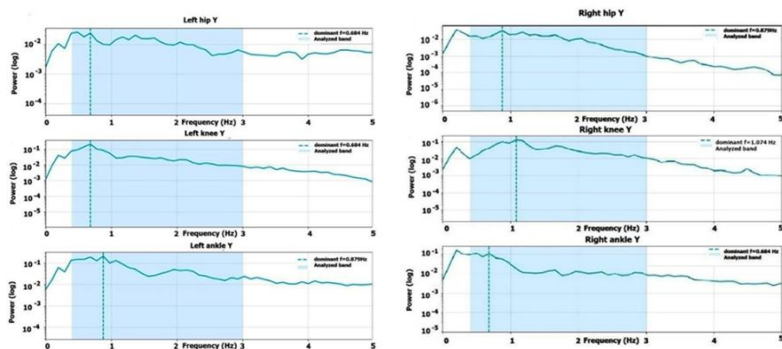


Figura 3.7. Densitatea spectrală de putere (PSD) a semnalelor de accelerație pe axa Y pentru toate articulațiile analizate (șold, genunchi, gleznă, bilateral) la un subiect patologic. Frecvența dominantă (f_{dom}) este indicată pentru fiecare semnal în banda de mers analizată (0,4–3,0 Hz).

La al doilea nivel, o procedură standardizată de procesare în cadrul unui lot a fost aplicată tuturor participanților, asigurând consistența descriptorilor derivați din semnal. Rezultatele individuale au fost agregate pentru a obține rezumate la nivel de lot.

La al treilea nivel, analiza s-a concentrat pe organizarea multiscalară și coordonarea semnalelor. Analiza DFA globală a fost utilizată pentru estimarea exponentului de scalare α_{DFA} și investigarea corelațiilor pe termen lung, iar analiza DFA locală a fost utilizată pentru evaluarea variației temporale a estimărilor locale ale exponentului α_{DFA} , cuantificată prin σ_{α} , în ferestre glisante. Un exemplu al analizei DFA globale este prezentat în Figura 3.8.

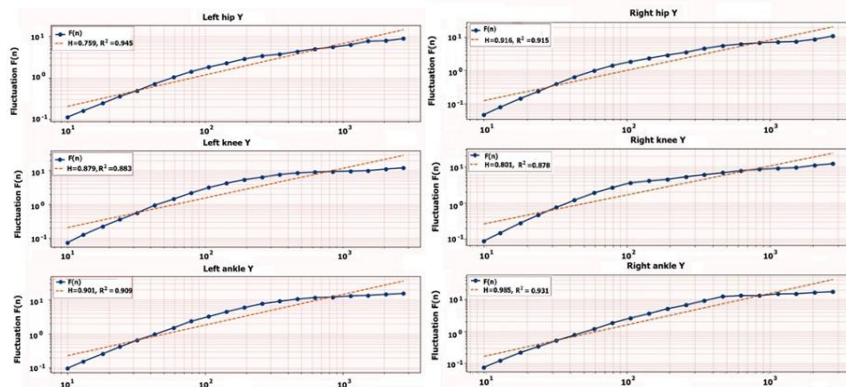


Figura 3.8. Analiza fluctuațiilor cu eliminarea tendinței locale (DFA) a semnalelor de accelerație pe axa Y pentru toate articulațiile instrumentate la un subiect patologic. Este prezentată relația log–log dintre funcția de fluctuație $F(n)$ și scala n , împreună cu ajustarea liniară utilizată pentru estimarea exponentului de scalare DFA (α_{DFA}).

Notă: În casetele de legendă ale graficelor din Figura 3.8, simbolul H este păstrat din versiunea inițială a reprezentării și corespunde descriptorului α_{DFA} utilizat în forma finală a tezei.

Analiza multifractală (MFDFA) a fost aplicată pentru caracterizarea distribuției exponenților de scalare prin spectrele $h(q)$ și $f(\alpha)$, cu valori q între -5 și 5 și scale logaritmice. Analiza multifractală a corelațiilor încrucișate (MFDCCA) a fost utilizată pentru evaluarea cuplajului bilateral dintre semnalele înregistrate la articulațiile omoloage, prin coeficientul ρ_{DCCA} .

3.6.2. Abordarea statistică

Dimensiunea redusă a eșantionului și comportamentul non-gaussian observat pentru mai mulți descriptori au impus o abordare statistică preponderent descriptivă și neparametrică. Un participant din grupul neurologic a fost exclus din analiza multiscalară, deoarece semnalul conținea artefacte persistente care împiedicau estimarea fiabilă a descriptorilor fractali.

Compararea grupurilor s-a realizat prin testul Mann–Whitney U, iar mărimea efectului a fost estimată prin coeficientul Cliff's δ , o măsură neparametrică a gradului de separare dintre două distribuții. Valorile Cliff's δ sunt cuprinse între -1 și $+1$: o valoare apropiată de 0 indică o suprapunere mare între distribuții, iar valorile apropiate de ± 1 indică o separare mai pronunțată. Această abordare este utilă în contextul unor eșantioane reduse și al unor distribuții care nu au forma unei distribuții normale, deoarece completează interpretarea valorilor p , comparate cu

pragul de semnificație statistică stabilit la 0,05, printr-o estimare neparametrică a mărimii efectului [Macbeth et al., 2011; Meissel & Yao, 2024].

Pentru a reduce sensibilitatea la variabilitatea de eșantionare, a fost aplicată metoda bootstrap (10.000 de iterații) pentru estimarea intervalelor de încredere de 95% pentru diferența dintre grupuri, în cazul descriptorilor selectați: lățimea spectrului multifractal ($\Delta\alpha$), variabilitatea DFA locală (σ_α) și valoarea mediană a coeficientului ρ_{DCCA} . Toate analizele au fost efectuate în Python, cu pragul de semnificație statistică stabilit la 0,05.

În unele situații, valorile exponentului de scalare α_{DFA} au depășit 1. Această precauție interpretativă este justificată de natura nestaționară a semnalelor fiziologice analizate și de faptul că analiza DFA a fost aplicată direct datelor de accelerație. Prin urmare, valorile $\alpha_{\text{DFA}} > 1$ nu au fost tratate ca exponenți Hurst clasici, ci ca estimări ale comportamentului de scalare în intervalul de scale analizat. Această precauție interpretativă se bazează pe relația diferită dintre α_{DFA} și H în procesele staționare și nestaționare [Bryce & Sprague, 2012; Kantelhardt et al., 2002].

3.6.3. Repetabilitatea și distincția dintre variabilitate biologică și eroare experimentală

Repetabilitatea a fost evaluată prin achiziții multiple realizate în condiții experimentale similare, respectând același protocol standardizat. Variabilitatea observată între înregistrări consecutive nu este interpretată ca eroare experimentală, ci ca expresie a variabilității inerente a sistemului locomotor — o proprietate funcțională relevantă din perspectiva sistemelor complexe.

Un aspect important al validării îl constituie separarea variabilității biologice de erorile experimentale. Variabilitatea biologică este considerată un element de interes științific, întrucât reflectă adaptabilitatea și complexitatea controlului locomotor. Erorile experimentale sunt asociate cu probleme de sincronizare, pierderi de date sau artefacte evidente și sunt tratate prin criteriile de excludere descrise anterior.

3.7. Considerații privind eroarea și calitatea datelor

Principalele surse de eroare identificate în cadrul sistemului de achiziție sunt legate de stabilitatea montajului senzorilor, de posibilele artefacte de mișcare la nivelul conexiunilor mecanice și de limitările inerente ale accelerometriei în absența componentelor inerțiale complementare (giroscoape, magnetometre).

CAPITOLUL IV - Proprietăți fractale și multifractale ale semnalelor biomecanice

4.1. Cadrul analitic și justificarea scenariului focalizat

Analiza semnalelor biomecanice obținute prin intermediul sistemului purtabil STM32 s-a făcut în două etape. Prima etapă, globală, a inclus în analiză toate cele trei axe ale accelerației și toate articulațiile pe care au fost poziționați senzorii. Această abordare a permis obținerea unei imagini de ansamblu asupra dinamicii mersului, însă a evidențiat diferențe relativ mici între grupuri, cu distribuții care se suprapun considerabil.

A doua etapă a restrâns analiza la componenta Y (antero-posterioară) a semnalelor de accelerație înregistrate la genunchi și glezne. Axa Y a fost aleasă deoarece urmărește mișcarea direct legată de progresia înainte. În unele afecțiuni neurologice, în special după AVC, avansarea membrului inferior poate fi limitată, iar pacientul recurge la strategii compensatorii. Una dintre acestea este „pasul cosit”, o mișcare de circumducție produsă în principal în plan frontal. Circumducția nu poate fi identificată direct din componenta Y, dar poate influența organizarea generală a accelerației înregistrate în timpul mersului.

Alegerea axei Y a ținut cont și de configurația sistemului hardware. Sistemul nu are giroscopae sau magnetometre, deci nu poate reconstitui orientarea absolută a segmentelor. Nu permite nici corectarea modificărilor de orientare apărute în timpul mersului. Din acest motiv, componentele accelerației sunt interpretate în raport cu poziționarea senzorilor, iar axa Y reprezintă un compromis rezonabil între relevanța biomecanică și comparabilitatea semnalelor.

4.2. Proprietăți de scalare și corelații pe termen lung

4.2.1. Analiza DFA globală — gradient proximal-distal

Analiza DFA globală a fost aplicată semnalelor de accelerație pentru caracterizarea corelațiilor temporale pe termen lung și a comportamentului general de scalare. Rezultatul analizei a fost raportat ca exponent de scalare α_{DFA} . Pentru procesele staționare de tip fGn, $\alpha_{DFA} = 0,5$ indică absența corelațiilor, valorile $0,5 < \alpha_{DFA} \leq 1$ indică persistență temporală, iar $\alpha_{DFA} < 0,5$ indică un comportament anti-persistent. Această interpretare nu poate fi transferată automat proceselor nestaționare de tip fBm, pentru care $\alpha_{DFA} = H + 1$ [Hausdorff, 2007; Kantelhardt et al., 2002]. În această lucrare, valorile α_{DFA} sunt interpretate ca estimări ale comportamentului de scalare în intervalul de scale analizat și nu sunt echivalate automat cu exponenți Hurst clasici.

La nivelul lotului, analiza DFA globală a evidențiat o diferențiere mai accentuată, la nivel distal, între grupuri. Valorile α_{DFA} la nivelul șoldului se suprapun în mare măsură între grupuri, diferențe moderate apar la genunchi, iar cele mai pronunțate diferențe se manifestă la gleznă.

Participanții din grupul neurologic au prezentat exponenți de scalare mai reduși la articulațiile distale, indicând o diminuare a persistenței și a corelațiilor temporale pe termen lung.

Analiza mărimii efectului, cuantificată prin coeficientul neparametric Cliff's δ , care exprimă gradul de dominanță sau separare între două distribuții [Meissel & Yao, 2024], a evidențiat efecte neglijabile la șold (Cliff's $\delta = -0,08$), moderate la genunchi (Cliff's $\delta = -0,34$) și mari la gleznă (Cliff's $\delta = -0,50$), indicând o diferențiere mai accentuată între grupuri la nivel distal.

Tabelul 4.2. Exponenți de scalare DFA globali (α_DFA) derivați din semnalele de accelerație pe axa Y, la nivelul loturilor

Descriptor (axa Y)	Grup neurologic (n=14) Mediană [Q1–Q3]	Grup referință (n=15) Mediană [Q1–Q3]	Valoare p	Mărimea efectului (Cliff's δ)
α_DFA global – șold	0,83 [0,78–0,92]	0,87 [0,80–0,91]	0,613	–0,08
α_DFA global – genunchi	0,83 [0,80–0,90]	0,87 [0,85–0,90]	0,027	–0,34
α_DFA global – gleznă	0,87 [0,82–0,94]	0,93 [0,92–0,99]	0,001	–0,50

Observăm în tabel, valori ne semnificative la nivelul șoldurilor ($p=0,613$) ceea ce indică o organizare fractală comparabilă între cele două grupuri. Din punct de vedere statistic la nivelul genunchilor avem o diferență semnificativă ($p=0,027$) dar mărimea efectului între cele două grupuri are efect moderat (Cliff's $\delta = -0,34$) ceea ce sugerează o reducere a valorilor în grupul neurologic. La nivelul gleznelor diferențele devin și mai pronunțate, cu o semnificație statistică importantă ($p = 0,001$) și o mărime a efectului mare (Cliff's $\delta = -0,50$), ceea ce sugerează corelații pe termen lung diminuate în grupul neurologic.

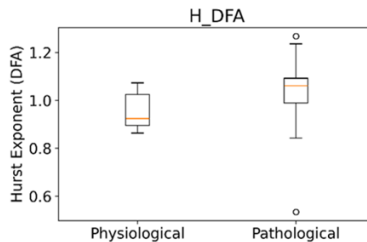


Figura 4.2. Distribuția exponentului de scalare DFA (α_DFA) în grupurile fiziologic și patologic. Diagramele boxplot reprezintă distribuția valorilor prin mediană, interval intercuartilic [IQR], valori extreme și eventuale valori aberante [Williamson et al., 1989]. Valorile includ toate articulațiile instrumentate (șold, genunchi, gleznă, bilateral) și toate înregistrările, păstrând variabilitatea intra-subiect. Se observă o suprapunere substanțială între grupuri, în ciuda diferențelor la nivelul unor articulații specifice evidențiate în Tabelul 4.2.

Notă: În grafica Figurii 4.2, etichetele H_DFA și „Hurst Exponent (DFA)” sunt păstrate din versiunea inițială și corespund descriptorului α_DFA utilizat în forma finală a tezei.

4.2.2. Variabilitatea locală a exponenților de scalare (σ_a)

Analiza DFA globală furnizează o singură valoare α_DFA pentru seria analizată, presupunând implicit constanța în timp a structurii de corelații. Analiza DFA locală, aplicată prin ferestre glisante, permite investigarea variației temporale a acestei proprietăți. Descriptorul σ_a reprezintă variabilitatea estimărilor locale ale exponentului α_DFA și permite identificarea instabilităților tranzitorii ale organizării temporale a semnalului [Ihlen & Vereijken, 2014].

La nivel de loturi, σ_a la genunchi pe axa Y prezintă una dintre cele mai clare separări între grupuri: mediană 0,06 [0,04–0,07] în grupul neurologic față de 0,02 [0,01–0,03] în grupul de referință ($p < 0,001$, Cliff's $\delta = 0,79$), reprezentând cel mai mare efect identificat în întreaga analiză.

Această instabilitate temporală a exponenților de scalare nu reprezintă o simplă creștere a variabilității, ci reflectă fragmentarea regimului de corelații — sistemul nu mai menține o organizare temporală coerentă pe durata mersului, ci tranzitează între stări dinamice diferite. Din perspectivă biofizică, aceasta poate fi interpretată ca o expresie a pierderii controlului adaptiv distribuit, specific mersului patologic.

4.2.3 Descriptori spectrali (f_dom , energie HF)

Analiza frecvenței dominante (Figura 4.3) (f_dom) în banda de mers (0,4–3,0 Hz) nu pune în evidență o separare sistematică între grupul fiziologic și cel patologic. Valorile f_dom reflectă în special cadența mersului. Acest parametru poate fi relativ conservat chiar și în prezența unei tulburări neurologice, motiv pentru care valoarea sa discriminativă ca descriptor izolat este limitată.

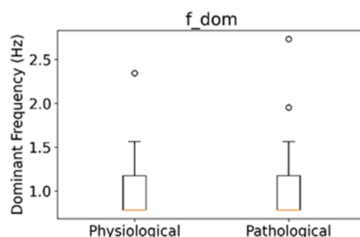


Figura 4.3. Distribuția frecvenței dominante (f_dom) în grupurile fiziologic și patologic. Nu se observă o separare clară între grupuri, ceea ce indică faptul că cadența, în sine, nu surprinde diferențele din dinamica mersului.

Energia spectrală de frecvență înaltă (Figura 4.4), evaluată în banda superioară, arată o suprapunere evidentă între cele două grupuri. Deși valorile mediane prezintă mici variații, variabilitatea între grupuri este destul de mare, ceea ce indică faptul că acest descriptor reflectă mai mult trăsături individuale de mers sau artefacte de montaj, decât o semnătură patologică însemnată.

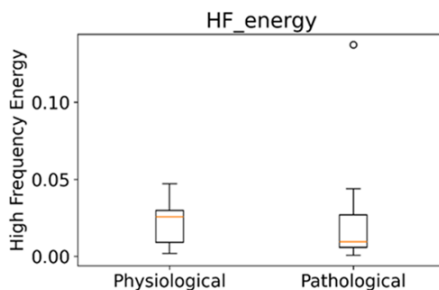


Figura 4.4. Distribuția energiei spectrale de înaltă frecvență între grupuri. Se observă o suprapunere considerabilă, sugerând o valoare discriminativă limitată a acestui descriptor la nivel global.

4.3. Structura multifractală a semnalelor de mers

4.3.1. Analiza MFDFA și spectrul $f(\alpha)$

Analiza multifractală (MFDFA) a fost aplicată pentru a caracteriza distribuția exponenților de scalare pe mai multe scale temporale, prin intermediul spectrelor $h(q)$ și $f(\alpha)$. Pentru $q = 2$, exponentul generalizat $h(q)$ este apropiat de exponentul de scalare obținut prin DFA clasică, în condițiile metodologice corespunzătoare. Analiza a utilizat valori q între -5 și 5 și scale logaritmice, aplicând eliminarea liniară a tendinței locale în interiorul fiecărui segment.

Figura 4.5 ilustrează rezultatele MFDFA reprezentative pentru subiecta de control CF012 și subiecta patologică PT004 la nivelul genunchiului, axa Y.

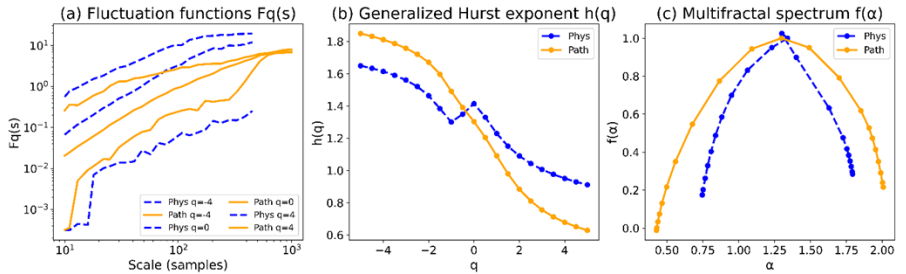


Figura 4.5. Rezultate MFDFA reprezentative pentru un subiect de referință (CF012, albastru) și subiect patologic (PT004, portocaliu) la nivelul genunchiului, axa Y antero-posterioară. (a) Funcțiile de fluctuație $F_q(s)$ pentru valori selectate ale q ; (b) exponentul generalizat de scalare $h(q)$; (c) spectrul multifractal $f(\alpha)$.

Exemplul din Figura 4.5 ne arată curba $h(q)$ a subiectului patologic. Aceasta variază mai pronunțat în funcție de q decât cea a subiectului de referință. Această diferență sugerează că fluctuațiile de amplitudine mică (q negativ) și cele de amplitudine mare (q pozitiv) au un comportament de scalare diferit la subiectul patologic față de cel de referință. Regăsim aceeași tendință și în graficul (c): spectrul $f(\alpha)$ al semnalului patologic este mai larg, cu o valoare $\Delta\alpha$ mai mare decât cea a semnalului fiziologic. Deoarece figura compară doar doi participanți individuali, rezultatul are un rol strict ilustrativ și nu poate fi generalizat la nivelul întregului lot.

4.3.2. Lățimea spectrului multifractal ($\Delta\alpha$)

Lățimea spectrului multifractal $\Delta\alpha$ ne arată cât de variată este organizarea semnalului pe diferite scale temporale. Un $\Delta\alpha$ mare înseamnă că în semnal apar comportamente de scalare mai diverse, iar un $\Delta\alpha$ mic spune că semnalul este mai uniform din acest punct de vedere. Practic, $\Delta\alpha$ ne arată cât de larg este domeniul comportamentelor de scalare întâlnite în semnal. Acest descriptor poate avea legătură cu flexibilitatea organizării sistemului, dar nu măsoară singur adaptabilitatea și trebuie interpretat împreună cu nivelul articular și cu ceilalți descriptori analizați.

Tabelul 4.3. Descriptori fractali, multifractal și de coordonare la genunchi și gleznă, pe axa Y (mediană [Q1–Q3])

Articulație	Descriptor	Patologic mediană [Q1–Q3]	Control mediană [Q1–Q3]	Valoare p	Mărimea efectului (Cliff's δ)
Gleznă	α_{DFA}	1,06 [0,99–1,12]	1,16 [1,11–1,26]	0,009	–0,56
Gleznă	$\Delta\alpha$	0,49 [0,22–0,65]	0,11 [0,07–0,24]	0,038	0,45
Gleznă	ρ_{DCCA}	0,09 [0,01–0,14]	0,11 [0,07–0,16]	0,384	–0,19
Gleznă	σ_{α}	0,05 [0,04–0,06]	0,02 [0,01–0,03]	0,003	0,65

Articulație	Descriptor	Patologic mediană [Q1–Q3]	Control mediană [Q1–Q3]	Valoare p	Mărimea efectului (Cliff's δ)
Genunchi	α_DFA	1,00 [0,90–1,06]	1,09 [1,05–1,17]	0,008	–0,57
Genunchi	$\Delta\alpha$	0,49 [0,37–0,60]	0,43 [0,20–0,51]	0,184	0,29
Genunchi	ρ_DCCA	0,10 [0,07–0,18]	0,26 [0,16–0,34]	0,008	–0,57
Genunchi	σ_a	0,06 [0,04–0,07]	0,02 [0,01–0,03]	<0,001	0,79

La nivelul gleznei, $\Delta\alpha$ a fost mai mare în grupul patologic decât în grupul de control, în timp ce la genunchi diferența nu a fost semnificativă statistic. Rezultatele privind $\Delta\alpha$ sunt, prin urmare, dependente de nivelul articular.

La gleznă, valorile $\Delta\alpha$ sunt mai împrăștiate în grupul patologic, cu un IQR mai larg. La genunchi, această tendință nu se regăsește. Această dispersie poate avea legătură cu eterogenitatea lotului neurologic, care a inclus participanți cu hemipareză post-AVC, hemipareză de origine traumatică, scleroză multiplă și boală Parkinson, cu grade diferite de afectare și strategii compensatorii diferite de la un participant la altul.

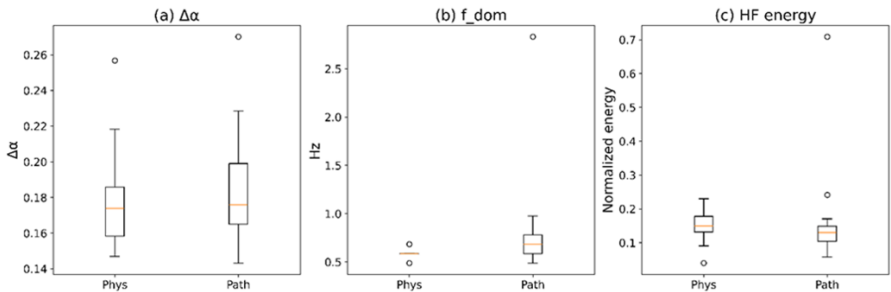


Figura 4.6. Distribuția descriptorilor $\Delta\alpha$, f_dom și a energiei spectrale normalizate în domeniul de frecvență înaltă la nivelul genunchiului, axa Y, pentru înregistrările incluse în analiză. Graficele ilustrează comparativ grupul fiziologic și grupul patologic pentru: (a) lățimea spectrului multifractal $\Delta\alpha$, (b) frecvența dominantă f_dom și (c) componenta de înaltă frecvență a energiei spectrale normalizate.

În Figura 4.6 se observă o suprapunere importantă între grupuri pentru toți cei trei descriptori. Totuși, distribuția $\Delta\alpha$ prezintă o tendință de deplasare și dispersie mai mare în grupul patologic, sugerând o modificare a structurii multifractale a semnalului. Descriptorii spectrali, f_dom și componenta de înaltă frecvență, evidențiază mai ales creșterea variabilității și prezența unor valori extreme, fără o separare clară între grupuri.

4.4. Coordonarea bilaterală — analiza MFDCCA

Coordonarea dintre membrele inferioare este esențială pentru mersul biped. Studiile efectuate pe o bandă rulantă cu două suprafețe acționate independent au arătat că parametrii care descriu relația dintre membre se adaptează progresiv, iar unele efecte ale adaptării se păstrează și după revenirea la mersul obișnuit. În schimb, unii parametri proprii fiecărui membru se modifică rapid, fără ca aceste modificări să persiste [Reisman et al., 2005]. Din acest motiv, analiza corelațiilor dintre semnalele înregistrate bilateral poate oferi informații suplimentare despre organizarea mersului, dincolo de analiza separată a fiecărui membru.

4.4.1. Coeficientul ρ_{DCCA} ca indicator al sincronizării între membre

Analiza corelației încrucișate cu eliminarea tendinței locale (DCCA) evaluează gradul de sincronizare dintre semnalele omoloage ale membrului stâng și drept la fiecare articulație. Coeficientul ρ_{DCCA} — notat σ_{DCCA} în lucrarea originală [Zebende, 2011] — cuantifică nivelul corelației încrucișate dintre două serii temporale nestaționare, după eliminarea tendințelor locale. Valorile sale sunt cuprinse între -1 și $+1$: $\rho_{\text{DCCA}} = 1$ indică o corelație bilaterală mai coerentă, $\rho_{\text{DCCA}} = 0$ indică o corelație redusă, iar $\rho_{\text{DCCA}} = -1$ indică o relație inversă între fluctuațiile celor două serii după eliminarea tendinței locale [Zebende, 2011]. Un coeficient ρ_{DCCA} pozitiv și apropiat de 1 indică o coordonare bilaterală stabilă, în timp ce valori reduse sau negative semnaleză o desincronizare sau o relație de fază inversată între membre.

Tabelul 4.4. Coeficienți ρ_{DCCA} stâng vs drept (axa Y) pentru subiecta de referință (CF012) și subiecta patologică (PT004)

Articulație	ρ_{DCCA} — CF012	ρ_{DCCA} — PT004	Diferență (PT004 – CF012)
Șold	0,635	0,009	-0,626
Genunchi	0,341	-0,137	-0,478
Glezna	-0,071	-0,072	-0,001

Diferența majoră o observăm la nivelul șoldurilor. În cazul participantei din grupul de referință, corelația este puternică și pozitivă ($\rho_{\text{DCCA}} = 0,635$), ceea ce reflectă o coordonare eficientă între cele două jumătăți ale corpului atunci când vorbim de mișcare în plan antero-posterior. La participantea din grupul neurologic, corelația practic dispare ($\rho_{\text{DCCA}} = 0,009$). În evaluarea genunchilor întâlnim o situație și mai sugestivă: corelația devine negativă în cazul patologic ($\rho_{\text{DCCA}} = -0,137$), indicând o relație inversă între fluctuațiile celor două semnale după eliminarea tendinței locale. În contextul observației clinice, această relație poate fi

compatibilă cu o strategie compensatorie, deși coeficientul ρ_{DCCA} nu identifică singur circumducția.

4.4.2. Interpretarea biomecanică a diminuării corelației bilaterale

Valorile reduse și ocazional negative ale coeficientului ρ_{DCCA} observate în grupul neurologic indică o sincronizare diminuată între articulațiile omoloage. Din perspectivă biomecanică, acest fapt poate corespunde unei distribuții alterate a forțelor și unei capacități reduse de coordonare a mișcărilor bilaterale — aspecte care nu sunt surprinse de descriptorii globali. Inversarea corelației la nivelul genunchiului (ρ_{DCCA} negativ) poate fi compatibilă cu o modificare a coordonării bilaterale, însă asocierea cu strategia de circumducție compensatorie necesită confirmare prin analiza cinematică.

4.5. Analiza comparativă a variabilității temporale

4.5.1. Variabilitatea temporală și analiza DFA

Analiza variabilității temporale a evidențiat o reducere pronunțată a variabilității în seria patologică față de seria fiziologică, sugerând modificări ale organizării dinamice a semnalului. Analiza DFA a evidențiat o valoare $\alpha_{DFA} = 1,21$ pentru seria fiziologică, indicând un comportament persistent pe intervalul de scale analizat. În cazul patologic, analiza segmentelor extrase aleator din înregistrarea extinsă a arătat o distribuție largă a valorilor α_{DFA} , cu mediana 1,60 [Q1–Q3: 1,51–1,67], sugerând fragmentarea regimului de scalare și absența unui comportament fractal uniform.

4.5.2. Instabilitatea temporală a corelațiilor

Analiza DFA locală pe seria patologică extinsă a evidențiat fluctuații semnificative ale exponentului α_{DFA} de-a lungul înregistrării, indicând alternanța între regimuri dinamice distincte. În contrast, seria fiziologică prezintă un comportament relativ coerent, fără variații majore ale exponentului de scalare.

Această observație este analogă instabilității estimărilor locale α_{DFA} , cuantificată prin σ_{α} , identificată în semnalele biomecanice: în ambele cazuri — cardiac și locomotor — patologia nu se manifestă printr-o simplă deplasare a valorii medii a exponentului de scalare, ci prin pierderea stabilității temporale a corelațiilor.

4.6. Sinteza rezultatelor și consecințe asupra modelării controlului motor

Rezultatele prezentate în acest capitol pot fi sintetizate în jurul a trei observații principale.

Prima — diferențele dintre mersul fiziologic și cel patologic nu sunt capturate adecvat de descriptorii clasici bazați pe valori medii sau frecvențe dominante. Frecvența dominantă și energia

spectrală de înaltă frecvență prezintă suprapuneri substanțiale între grupuri și nu diferențiază sistematic cele două loturi.

A doua — descriptorii fractali și multifractal — α_{DFA} , σ_{α} , $\Delta\alpha$ și ρ_{DCCA} — furnizează informații complementare și specifice despre organizarea dinamică a mersului. Cei mai puternici discriminatori identificați sunt σ_{α} la genunchi (Cliff's $\delta = 0,79$) și α_{DFA} la gleznă (Cliff's $\delta = -0,56$), ambii cu semnificație statistică $p < 0,01$.

A treia — pierderea coordonării bilaterale, evidențiată prin reducerea și inversarea ρ_{DCCA} la șold și genunchi, indică o reorganizare a coordonării locomotorii. Asocierea cu strategia compensatorie a pasului cosit necesită confirmare prin analiza cinematică.

Aceste observații sunt consistente cu ipoteza pierderii complexității dinamice în condiții patologice și scot în evidență reorganizarea proprietăților de scalare și a coordonării locomotorii în mersul neurologic.

CAPITOLUL V - Integrare conceptuală și interpretare biofizică

5.1. Integrarea biofizică a controlului neuromotor

Rezultatele prezentate în Capitolul IV sunt interpretate aici într-un cadru biofizic unificat al interacțiunii dintre sistemele cardiac, neuronal și locomotor. Dinamica mersului este analizată ca ieșire observabilă a unui sistem multi-subsistemic cuplat, în care variabilitatea și instabilitatea pot fi propagate între subsisteme. În acest context, modificările apărute la nivelul controlului neuronal sau al stabilității interne pot influența structura corelațiilor și sincronizarea inter-segmentară, atât în condiții fiziologice, cât și patologice.

Interpretarea dinamicii mersului ca ieșire observabilă a unui sistem multi-subsistemic cuplat se înscrie în cadrul mai general al teoriei sistemelor biologice complexe, în care sănătatea este asociată cu menținerea unei variabilități structurate și a unei dinamici multiscalare bogate. Din această perspectivă, modificările apărute în proprietățile de corelație și sincronizare nu reflectă disfuncții izolate, ci limitări ale capacității sistemului de a explora un spațiu extins de stări funcționale. Astfel de interpretări au fost propuse în analiza semnalelor fiziologice, unde îmbătrânirea și patologia sunt corelate cu pierderea complexității dinamice și cu reducerea adaptabilității sistemice [Goldberger et al., 2002].

Diferențele dintre grupul fiziologic și cel neurologic nu sunt evidențiate de parametri globali, cum ar fi frecvența dominantă, ci de modul în care semnalul se organizează pe mai multe scale temporale. Rezultatele privind spectrul multifractal nu au avut aceeași direcție la toate nivelurile articulare. La gleznă, $\Delta\alpha$ a fost mai mare în grupul neurologic în timp ce la genunchi diferența nu a fost semnificativă (descriptorul trebuie interpretat în funcție de nivelul articular). În același timp, corelațiile între segmentele membrelor inferioare, evaluate prin coeficientul ρ_{DCCA} , sunt mai stabile în grupul fiziologic și se reduc în grupul neurologic, sugerând o afectare a coordonării inter-segmentare.

5.2. Principii variațional, redundanță și varietăți (manifolde) necontrolate în controlul biofizic

Sistemele biologice implicate în controlul cardiac și locomotor sunt caracterizate printr-un număr mare de grade de libertate și prin redundanță structurală și funcțională. În astfel de sisteme, controlul nu impune constrângeri asupra fiecărei variabile microscopice, ci stabilizează un set redus de variabile relevante funcțional, permițând în același timp variații ale componentelor interne care nu compromit realizarea sarcinii globale.

Această organizare poate fi descrisă în cadrul teoriei varietăților (manifoldelor) necontrolate (Uncontrolled Manifold, UCM), conform căreia soluțiile funcționale nu sunt unice,

ci aparțin unei mulțimi de stări echivalente din punct de vedere al rezultatului macroscopic. Variabilitatea sistemului poate fi astfel interpretată ca fiind parțial „sigură”, atâta timp cât evoluția are loc în interiorul varietății UCM, și „critic perturbatoare” doar atunci când fluctuațiile conduc la ieșirea din această varietate. Un aspect esențial al acestui model este că intervenția sistemului nervos central nu este continuă — SNC nu monitorizează și corectează permanent fiecare variabilă a mișcării. Intervenția activă apare selectiv, ca răspuns la abaterile care depășesc granițele UCM. În situații care cer un răspuns motor precis și rapid — de exemplu, pierderea bruscă a aderenței pe suprafețe alunecoase — sunt recrutați și neuroni motori intercalați inhibitori, ca mecanism de corecție de urgență. În mersul obișnuit, această intervenție este excepția, nu regula.

Această reconfigurare introduce conceptul de nouă normalitate dinamică în recuperarea neurologică. La pacienții cu deficit neuromotor, UCM nu dispare și nu se restrânge pur și simplu — în anumite faze ale recuperării, granițele varietății acceptate de SNC par să se lărgescă, permițând soluții motorii mai puțin eficiente energetic, dar funcțional viabile. Pusher Syndrome ilustrează acest mecanism în mod direct: pacientul împinge activ spre partea hemiplegică și rezistă la orice corecție spre vertical, deoarece SNC organizează controlul postural în jurul unui punct de echilibru perceput eronat — o discordanță între referința gravitațională internă și verticalitatea reală [Karnath et al., 2000]. Din perspectivă biofizică, nu este o pierdere a controlului, ci un control intact stabilizat în jurul unei varietăți UCM deplasate față de cea fiziologică. Această perspectivă sugerează că, în patologie, problema centrală nu este întotdeauna restrângerea varietății, ci stabilizarea sistemului în jurul unei varietăți greșite sau ineficiente.

5.3. Oscilatori biologici și sincronizare inter-sistemică

Din perspectiva teoriei oscilatorilor cuplați, sistemele cardiac, neuronal și locomotor pot fi descrise ca subsisteme oscilatorii interconectate, caracterizate prin frecvențe proprii și mecanisme de sincronizare dependente de cuplaj. Sincronizarea nu este interpretată aici ca un fenomen rigid, ci ca o coordonare flexibilă a fazelor și frecvențelor, compatibilă cu existența unei variabilități structurate.

Rezultatele privind corelațiile între segmente susțin această interpretare. În condiții fiziologice, corelațiile pozitive indică o sincronizare funcțională stabilă între segmente. În grupul neurologic, reducerea sau inversarea acestor corelații reflectă o pierdere a sincronizării și apariția unor relații de fază instabile.

5.4. Propagarea variabilității între subsisteme

Variabilitatea observată într-un subsistem nu rămâne izolată; ea poate influența, prin mecanisme de cuplaj, modul în care funcționează subsistemele adiacente. Această idee stă la baza interpretării semnalelor biomecanice ale mersului în cadrul unui sistem neuromotor integrat, fără a fi demonstrată experimental în această lucrare. Seriile RR sunt discutate doar ca exemplu comparativ de biosemnal cu proprietăți de scalare, nu ca dovadă a unui cuplaj cardio-locomotor. Aceasta ar necesita înregistrarea în mod simultan a semnalelor cardiace și locomotorii, lucru care nu face parte din obiectivele acestei teze rămânând o direcție viitoare de cercetare

Analiza semnalelor de mers arată că mersul patologic nu se distinge de cel fiziologic doar prin valori medii diferite, ci prin modificări ale felului în care semnalul se organizează în timp. Spectrul multifractal se modifică ($\Delta\alpha$), variabilitatea exponenților locali de scalare crește, iar corelațiile inter-segmentare (ρ_{DCCA}) scad. Coexistența lor nu este întâmplătoare — reflectă o reorganizare globală a controlului locomotor. Semnalul nu își pierde existența ca fenomen măsurabil și nici nu devine mai amplu. Se modifică modul în care variabilitatea și corelațiile sunt organizate pe scale diferite. Pentru a integra aceste modificări într-o reprezentare unitară, descriptorii derivați din semnal au fost combinați într-o hartă vizuală exploratorie (Figura 5.2). Scopul acestei reprezentări este de a face rezultatele mai ușor de observat și de explicat pacientului și terapeutului, prin prezentarea simultană a diferențelor dintre segmente și axe. Harta nu reprezintă un indice diagnostic și nu stabilește un grad clinic de severitate. Valorile au un rol orientativ și depind de configurația actuală a sistemului, de normalizarea descriptorilor și de ponderile utilizate.

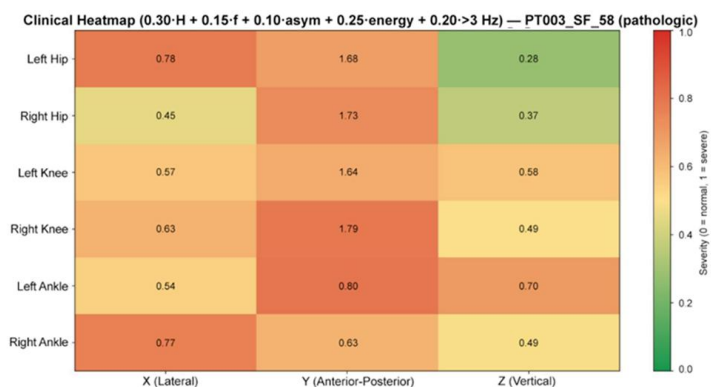


Figura 5.2. Exemplu de reprezentare vizuală exploratorie care combină descriptorii fractali, spectrali și energetici. Harta este propusă ca instrument de vizualizare accesibil pacientului și terapeutului; valorile nu reprezintă un indice diagnostic sau un grad clinic validat de severitate.

Notă privind Figura 5.2: Figura păstrează convențiile grafice utilizate în versiunea exploratorie a aplicației. În formula afișată, simbolul H desemnează descriptorul calculat prin analiza DFA, notat în forma finală a tezei cu α_{DFA} . Termenul „Severity” nu reprezintă severitatea clinică și nu trebuie interpretat ca un scor diagnostic. Valorile din celule sunt valori compozite exploratorii, necalibrate clinic și neconstrânse la intervalul 0–1. Bara de culoare are numai rolul de a facilita comparația vizuală dintre segmente și axe. Figura trebuie interpretată ca prototip al unei interfețe accesibile pacientului și terapeutului, nu ca instrument validat de clasificare.

În cadrul acestui studiu, propagarea variabilității este interpretată în primul rând la nivelul sistemului neuromotor și biomecanic. Modificările observate în semnalele de mers nu trebuie înțelese ca variații locale izolate, ci ca expresii ale unei reorganizări mai largi a controlului locomotor. Modificarea lățimii spectrului multifractal, instabilitatea exponenților locali și diminuarea corelațiilor inter-segmentare indică faptul că sistemul nu își modifică doar amplitudinea mișcării, ci și modul de organizare temporală a acesteia. Relația dintre aceste modificări și alte subsisteme fiziologice, inclusiv reglarea cardiovasculară, rămâne o direcție posibilă de cercetare viitoare și ar necesita achiziția simultană a semnalelor locomotorii și fiziologice.

Din această analiză nu rezultă un model predictiv, ci un cadru interpretativ pentru înțelegerea sistemului ca ansamblu. Aceeași situație o avem atunci când facem analiza biomecanică a mersului, nu ne propunem să corectăm pacientul ci să observăm și să putem explica ce se întâmplă.

Sănătatea nu înseamnă absența variabilității, ci prezența unei variabilități funcționale, care se organizează, se adaptează și menține coerența între segmentele sistemului locomotor. Patologia nu apare ca o valoare anormală a unui parametru izolat, ci ca o pierdere a acestei organizări globale, la fel cum la pacientul neurologic nu se modifică doar forța unui mușchi, ci întregul mod în care corpul gestionează echilibrul, propulsia și transferul de greutate. Modificarea $\Delta\alpha$, instabilitatea exponenților locali și reducerea corelațiilor inter-segmentare apar simultan, sugerând că sistemul locomotor trebuie interpretat ca un ansamblu dinamic, nu ca o sumă de componente independente.

CONCLUZII GENERALE

Structura temporală a semnalului distinge mersul fiziologic de cel patologic. În grupul neurologic, observăm modificări ale spectrului multifractal, exponenții locali de scalare devin instabili și corelațiile intersegmentare scad. Aceste modificări nu apar izolat, ci simultan, ceea ce indică faptul că sistemul funcționează ca un întreg și nu ca o sumă de componente independente.

În analiza noastră, grupurile nu au fost separate de parametrii tradiționali (frecvența dominantă, valorile medii ale accelerației). Asta nu înseamnă că sunt inutile în general, ci că întrebarea pusă aici cere altceva. Aspectele care diferențiază mersul fiziologic de cel patologic în datele colectate sunt structura temporală a semnalului, corelațiile prezente pe mai multe scale și organizarea variabilității în timp.

Contribuții originale ale tezei

1. Interpretarea dinamicii mersului ca ieșire observabilă a unui sistem biofizic complex, în care modificările proprietăților de scalare și ale coordonării inter-segmentare reflectă reorganizarea globală a controlului locomotor în condiții patologice. Dezvoltarea unui sistem portabil original — GaitFlow Scanner — construit în jurul unui microcontroler STM32 și utilizarea accelerometriei triaxiale multisegmentare, cu achiziție simultană pe 18 canale la 310 Hz. Sistemul a fost testat în condiții reale de mers pe un lot de 30 de participanți și a furnizat datele necesare pentru analizele fractale și de corelație din această teză.

2. Aplicarea integrată a metodelor DFA, local DFA, MFDFA și MFDCCA asupra semnalelor de mers, pentru caracterizarea diferențelor de structură dintre cele două grupuri (neurologic și referință). La genunchi, variabilitatea locală a exponenților de scalare a fost descriptorul cu cel mai mare efect (σ_α mediană 0,06 față de 0,02 în grupul de referință, cu Cliff's $\delta = 0,79$). Sistemul nervos nu poate menține o organizare temporală coerentă pe durata mersului și tranzitează către moduri diferite de a merge.

3. Evidențierea pierderii complexității dinamice ca marker biofizic al patologiei locomotorii, prin modificările spectrului multifractal $\Delta\alpha$, instabilitatea exponenților locali și reducerea corelațiilor bilaterale ρ_{DCCA} . La nivelul șoldului, corelația bilaterală scade de la 0,635 la subiectul de referință la 0,009 la cel neurologic — o diferență care nu apare în parametrii medii ai mersului.

4. Introducerea coordonării inter-segmentare ca indicator al cuplajului dintre subsisteme biofizice, analizată prin MFDCCA. Inversarea corelației la genunchi în grupul neurologic — $\rho_{DCCA} = -0,137$ față de 0,341 la control — poate fi compatibilă cu o modificare a coordonării

bilaterale, însă asocierea cu strategia de circumducție compensatorie necesită confirmare prin analiza cinematică.

5. Propunerea unei reprezentări integrative a descriptorilor fractali, spectrali și energetici care permite observarea simultană a modificărilor structurale, a asimetriilor și a reorganizării globale a mersului. Această reprezentare nu definește un indice diagnostic, ci oferă o imagine de ansamblu care devine mai clară decât analiza separată a fiecărui descriptor.

Validarea ipotezelor

Ipotezele formulate la începutul tezei au fost evaluate în limitele datelor experimentale obținute. Ipoteza 1 este susținută de modificarea organizării fractale și multifractale a semnalelor de mers în grupul neurologic, evidențiată prin modificările spectrului multifractal și prin instabilitatea locală a exponenților de scalare.

Ipoteza 2 este susținută de faptul că parametrii clasici, precum valorile medii ale accelerației sau frecvența dominantă, nu au separat în mod clar grupurile, în timp ce descriptorii de scalare și de corelație au evidențiat diferențe de organizare temporală.

Ipoteza 3 este susținută de reducerea corelațiilor bilaterale în grupul neurologic, fapt care poate indica o perturbare a coordonării locomotorii.

Ipoteza 4 este susținută de faptul că interpretarea integrată a descriptorilor fractali, multifractali și de corelație oferă o imagine mai completă asupra reorganizării mersului decât analiza izolată a fiecărui parametru. Aceste rezultate nu trebuie interpretate ca validare clinică a unor indicatori diagnostici, ci ca susținere experimentală a unui cadru biofizic de analiză a dinamicii mersului.

Limitări:

1. Una dintre limitări a fost includerea unui număr relativ redus de participanți (30 de participanți), împărțiți într-un grup neurologic și grup de referință.
2. Sistemul experimental a fost construit exclusiv pe baza accelerometriei triaxiale fără a include giroscopae, magnetometre sau senzori fiziologici. Prin urmare, reconstrucția cinematică a segmentelor corporale depășește scopul acestei analize.

Aceste aspecte reprezintă limite reale ale studiului desfășurat.

Direcții viitoare

Direcțiile viitoare includ extinderea loturilor, îmbunătățirea sistemului de achiziție prin integrarea unor senzori suplimentari precum și explorarea unor modele predictive bazate pe descriptorii fractali și multifractali identificați, în special pentru monitorizarea evoluției mersului în recuperarea neurologică. O altă posibilă direcție extrem de importantă, o reprezintă achiziția

simultană a semnalelor accelerometrice și electrocardiografice, pentru o investigație mai riguroasă a relațiilor dintre dinamica cardiovasculară și controlul locomotor, fără a pretinde că această relație este considerată demonstrată în studiul actual.

PUBLICAȚII, MANUSCRISE ȘI COMUNICĂRI ȘTIINȚIFICE ASOCIATE TEZEI

A. Lucrări publicate, acceptate sau trimise spre evaluare în reviste

1. Dobîndă-Albu, M. (2026). AI-enhanced gait re-education: Overcoming linguistic and cultural barriers in rehabilitation. *BRAIN. Broad Research in Artificial Intelligence and Neuroscience*, 17(2), 282–300. <https://doi.org/10.70594/brain/17.2/17>

IF 2025 = 0,6; AIS 2025 = 0,079.

2. Dobîndă-Albu, M. (2026). A quality-controlled pipeline for multi-joint wearable accelerometry in physiological and pathological gait assessment. *BRAIN. Broad Research in Artificial Intelligence and Neuroscience*. Acceptat pentru publicare; în etapa editorială finală post-review.

IF 2025 = 0,6; AIS 2025 = 0,079.

3. Dobîndă-Albu, M. (2026). Multiscale analysis and bilateral detrended cross-correlation of multi-joint gait acceleration signals from neurological and reference cohorts. *Romanian Reports in Physics. Manuscris trimis spre evaluare și inclus în portofoliul editorial al revistei la data de 23 iulie 2026.*

IF 2025 = 2,7; AIS 2025 = 0,196.

AIS total = 0,354.

B. Comunicări științifice la conferințe

1. Dobîndă-Albu, M. (2023). *Creating a practical system for studying motor behavior in patients with neuromotor impairments*. Students' Scientific Conference: Fundamental and Applied Research in Physics — FARPHYS 2023, Universitatea „Alexandru Ioan Cuza” din Iași, Facultatea de Fizică, Iași, 28 octombrie 2023.

2. Dobîndă-Albu, M. (2024). *Robot Technology used in Rehabilitation – a Study Comparison with Overground Gait Training in Hemiplegic Patient*. 7th International Conference of the Doctoral School — CSD 2024, Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași, Iași, 15–17 mai 2024.

3. Dobîndă-Albu, M. (2024). *A biomechanical analysis of gait using an end-effector robot, a treadmill and overground normal gait*. 22nd International Balkan Workshop on Applied Physics — IBWAP 2024, Universitatea Ovidius din Constanța, Constanța, 9–12 iulie 2024.
4. Dobîndă-Albu, M. (2024). *Position and trajectory of the center of mass in different types of gaits: a physiological and pathological study*. The 18th National Conference of Biophysics with International Participation — CNB 2024, Iași, 5–7 septembrie 2024.
5. Dobîndă-Albu, M. (2024). *Improving Gait Analysis with Advanced Data Collection: A Basis for AI*. International Conference on Analytical and Nanoanalytical Methods for Biomedical and Environmental Sciences — IC-ANMBES 2024, Brașov, 17–20 septembrie 2024.
6. Dobîndă-Albu, M. (2025). *AI-Enhanced Gait Re-Education: Overcoming Linguistic and Cultural Barriers in Rehabilitation and Education*. EC2U Young Researchers' Meeting, University of Turku, Turku, Finlanda, 1–3 aprilie 2025.
7. Dobîndă-Albu, M., & Stan, C. (2025). *Non-linear dynamics investigation in gait in neurological patients using a custom-built STM32 sensor system*. European Biotechnology Congress 2025, Tirana, Albania, 11–13 septembrie 2025.

C. Proprietate intelectuală

1. Dobîndă-Albu, M. (2025). Dispozitiv hardware portabil cu software dedicat pentru analiza biomecanică a mersului, alergării sau activităților fizice sportive în medicina de recuperare, medicina sportivă și cercetarea medicală. Cerere de brevet de invenție înregistrată la Oficiul de Stat pentru Invenții și Mărci (OSIM), nr. A/00119/2025, data de depozit: 28.03.2025.

D. Alte activități academice

1. Participare la Summer School: *Physical Foundations of Medical Imaging*, Iași, 5 septembrie 2024.
2. Three-Minute Thesis – 3MT, Universitatea „Alexandru Ioan Cuza” din Iași, 16 martie 2026 – Locul I la nivel UAIC pentru prezentarea „*When Biological Systems Lose Their Complexity*”.

Declarație de etică

Toate metodele aplicate în cadrul acestui studiu au fost efectuate în conformitate cu standardele etice ale Universității „Alexandru Ioan Cuza” din Iași și cu prevederile Declarației de la Helsinki din 1964 și modificările ulterioare ale acesteia.

Investigația pe loturi, prezentată în Secțiunea 4.4, a fost realizată cu aprobarea comitetului de etică al Spitalului de Recuperare „Sf. Gheorghe”, Botoșani, România (Nr. 1/14.02.2025).

Consimțământul informat a fost obținut de la fiecare participant.

BIBLIOGRAFIE

1. Azizi, T. (2022). On the fractal geometry of gait dynamics in different neuro-degenerative diseases. *Physics in Medicine*, 14, 100050. <https://doi.org/10.1016/j.phmed.2022.100050>.
2. Baker, R. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. Mac Keith Press.
3. Baldazzi, G., Spanu, S., Masciavè, G. K., Sulas, E., Gusai, E., Raffo, L., Zedda, A., & Pani, D. (2020). A Plantar Pressure Biofeedback M-Health System for Stroke Patients. *IEEE*.
4. Bayot, M., Dujardin, K., Tard, C., Defebvre, L., Bonnet, C. T., Allart, E., & Delval, A. (2018). The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 48(6), 361–375. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.10.003>
5. Benarroch, E. E. (2008). The arterial baroreflex: Functional organization and involvement in neurologic disease. *Neurology*, 71(21), 1733–1738. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000335246.93495.92>
6. Borzi, L., Olmo, G., Artusi, C. A., Fabbri, M., Rizzone, M. G., Romagnolo, A., Zibetti, M., & Lopiano, L. (2020). A new index to assess turning quality and postural stability in patients with Parkinson's disease. *Biomedical Signal Processing and Control*, 62, 102059. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2020.102059>
7. Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface*, 10(83), 20120999. <https://doi.org/10.1098/rsif.2012.0999>.
8. Bryce, R. M., & Sprague, K. B. (2012). Revisiting detrended fluctuation analysis. *Scientific Reports*, 2, 315. <https://doi.org/10.1038/srep00315>
9. Burdet, E., Franklin, D. W., & Milner, T. E. (2013). *Human Robotics: Neuromechanics and Motor Control*. MIT Press.
10. Cacciatore, T. W., Anderson, D. I., & Cohen, R. G. (2024). Central mechanisms of muscle tone regulation: implications for pain and performance. *Frontiers in Neuroscience*, 18, 1511783. <https://doi.org/10.3389/fnins.2024.1511783>
11. Chaparro-Cárdenas, S. L., Lozano-Guzmán, A. A., Ramirez-Bautista, J. A., & Hernández-Zavala, A. (2018). A review in gait rehabilitation devices and applied control techniques. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1447611>
12. Creangă, D., Nadejde, C., & Gasner, P. (2011). Dynamical analysis of heart beat from the viewpoint of chaos theory. *Romanian Journal of Physics*, 56(1–2), 177–184.
13. Davidovits, P. (2008). *Physics in Biology and Medicine* (3rd ed.). Academic Press.
14. Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347–364. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>
15. Dingwell, J. B., John, J., & Cusumano, J. P. (2010). Do Humans Optimally Exploit Redundancy to Control Step Variability in Walking? *PLoS Computational Biology*, 6(7), e1000856. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1000856>
16. Ducharme, S. W., & van Emmerik, R. E. A. (2018). Multifractality of unperturbed and asymmetric locomotion. *Journal of Motor Behavior*. <https://doi.org/10.1080/00222895.2018.1490691>
17. Dobîndă-Albu, M. (2024). A biomechanical analysis of gait using an end-effector robot, a treadmill and overground normal gait. *Book of Abstracts – 22nd International Balkan Workshop on Applied Physics (IBWAP 2024)*, Constanța, România, 9–12 iulie 2024, p. 102. ISSN 2734-9322.
18. Dobîndă-Albu, M. (2024). Position and trajectory of the center of mass in different types of gaits: a physiological and pathological study. *The 18th National Conference of Biophysics*, Iași, September 5th–7th, 2024, Alexandru Ioan Cuza University of Iași.
19. Dobîndă-Albu, M. (2024). Improving Gait Analysis with Advanced Data Collection: A Basis for AI. *Seventh Edition of International Conference on Analytical and Nanoanalytical Methods for Biomedical and Environmental Sciences (IC-ANMBES 2024)*, Section: Interfaces, Sensing and Smart Devices. Sciforum, submission accepted. <https://sciforum.net/event/icanmbes2024>
20. Dobîndă-Albu, M. (2025). AI-Enhanced Gait Re-Education: Overcoming Linguistic and Cultural Barriers in Rehabilitation and Education. *EC2U Young Researchers' Meeting*, Turku, Finlanda, 1–3 aprilie 2025. University of Turku.
21. Dobîndă-Albu, M., & Stan, C. (2025). Non-linear dynamics investigation in gait in neurological patients using a custom-built STM32 sensor system. *The EuroBiotech Journal*, 9(Special Issue 1), 18. DOI: 10.2478/ebjt-2025-0022
22. Dobîndă-Albu, M. (2025a). Multiscale Fractal and Cross-Correlation Analysis of Gait Acceleration Signals in Physiological and Neurological Conditions. Manuscript in preparation.

23. Dobindă-Albu, M. (2025b). Wearable Biofeedback Systems with Offline AI Analysis for Gait Rehabilitation. Technology and Health Care. Manuscript submitted.
24. Dobindă-Albu, M. (2026). AI-enhanced gait re-education: Overcoming linguistic and cultural barriers in rehabilitation. *BRAIN. Broad Research in Artificial Intelligence and Neuroscience*, 17(2), 282–300. <https://doi.org/10.70594/brain/17.2/17>
25. Dutta, S., Ghosh, D., & Chatterjee, S. (2013). Multifractal detrended fluctuation analysis of human gait diseases. *Frontiers in Physiology*, 4, 274. <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00274>
26. Elden, R. H., Al-Atabany, W., & Ghoneim, V. F. (2018). Gait variability analysis in neurodegenerative diseases using nonlinear dynamical modelling. 2018 9th Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC), 41–44. IEEE.
27. Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. Ch., Peng, C.-K., & Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: Alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 99(Suppl. 1), 2466–2472. <https://doi.org/10.1073/pnas.012579499>
28. Goldberger, A. L., Rigney, D. R., & West, B. J. (1990). Chaos and fractals in human physiology. *Scientific American*, 262(2), 42–49.
29. Goshvarpour, A., & Goshvarpour, A. (2012). Nonlinear Analysis of Human Gait Signals. *International Journal of Information Engineering and Electronic Business*, 4(2), 15–21. <https://doi.org/10.5815/ijieeb.2012.02.03>
30. Günaydin, B., & İközöğü, S. (2023). Multifractal detrended fluctuation analysis of insole pressure sensor data to diagnose vestibular system disorders. *Biomedical Engineering Letters*, 13, 637–648. <https://doi.org/10.1007/s13534-023-00285-9>
31. Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2, 19. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19>.
32. Hausdorff, J. M. (2007). Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, 26(4), 555–589.
33. Hausdorff, J. M., Peng, C.-K., Ladin, Z., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*, 78(1), 349–358.
34. Hidler, J., Wisman, W., & Neckel, N. (2008). Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis. *Clinical Biomechanics*, 23(10), 1251–1259. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.004>
35. Holden, M. K., Gill, K. M., Magliozzi, M. R., Nathan, J., & Piehl-Baker, L. (1984). Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Physical Therapy*, 64(1), 35–40.
36. Hubbuch, J. E., Bennett, B. W., & Dean, J. C. (2015). Proprioceptive feedback contributes to the adaptation toward an economical gait pattern. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 2925–2931. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.024>.
37. Ihlen, E. A. F. (2012). Introduction to multifractal detrended fluctuation analysis in Matlab. *Frontiers in Physiology*, 3, Article 141.
38. Ihlen, E. A. F., & Vereijken, B. (2014). Detection of co-regulation of local structure and magnitude of stride time variability using a new local detrended fluctuation analysis. *Gait & Posture*, 39(2), 466–471. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.024>
39. Kala, Z. (2024). Global sensitivity analysis of structural reliability using Cliff Delta. *Mathematics*, 12(13), 2129. <https://doi.org/10.3390/math12132129>
40. Kantelhardt, J. W., Zschiegner, S. A., Koscielny-Bunde, E., Havlin, S., Bunde, A., & Stanley, H. E. (2002). Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series. *Physica A*, 316(1–4), 87–114. [https://doi.org/10.1016/S0378-4371\(02\)01383-3](https://doi.org/10.1016/S0378-4371(02)01383-3)
41. Karnath, H.-O., Ferber, S., & Dichgans, J. (2000). The origin of contraversive pushing: Evidence for a second graviceptive system in humans. *Neurology*, 55, 1298–1304.
42. Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical Therapy*, 90(2), 157–174. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090125>
43. Li, M., Tian, S., Sun, L., & Chen, X. (2019). Gait analysis for post-stroke hemiparetic patient by multi-features fusion method. *Sensors*, 19(7), 1737. <https://doi.org/10.3390/s19071737>.
44. Macbeth, G., Razumiejczyk, E., & Ledesma, R. D. (2011). Cliff's Delta Calculator: A non-parametric effect size program for two groups of observations. *Universitas Psychologica*, 10(2), 545–555.
45. Marin-Lopez, A., Martínez-Cadena, J. A., Martínez-Martínez, F., & Alvarez-Ramírez, J. (2023). Surrogate multivariate Hurst exponent analysis of gait dynamics. *Chaos, Solitons & Fractals*, 172, 113605. <https://doi.org/10.1016/j.chaos.2023.113605>

46. McAndrew, P. M., Wilken, J. M., & Dingwell, J. B. (2011). Dynamic stability of human walking in visually and mechanically destabilizing environments. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 644–649. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.007>
47. Meissel, K., & Yao, E. S. (2024). Using Cliff's Delta as a non-parametric effect size measure: An accessible web app and R tutorial. *Practical Assessment, Research, & Evaluation*, 29(2). <https://doi.org/10.7275/pare.1977>
48. Neacsu, I., Creangă, D. E., & Tufescu, Fl. M. (2006). Complexity analysis of electrocardiographic signals. *General Physiology and Biophysics*, 25, 161–176.
49. Nedergård, H., Arumugam, A., Sandlund, M., Brändal, A., & Häger, C. K. (2021). Effect of robotic-assisted gait training on objective biomechanical measures of gait in persons post-stroke: a systematic review and meta-analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18, 64. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00857-9>.
50. Ochoa, J., Sternad, D., & Hogan, N. (2017). Treadmill versus overground walking: Different response to physical interaction. *Journal of Neurophysiology*. <https://doi.org/10.1152/jn.00176.2017>
51. Peng, C.-K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1994). Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, 49(2), 1685–1689. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.49.1685>
52. Peng, C.-K., Costa, M., & Goldberger, A. L. (2009). Adaptive data analysis of complex fluctuations in physiologic time series. *Advances in Adaptive Data Analysis*, 1(1), 61–70.
53. Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
54. Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). SLACK Incorporated.
55. Phinyomark, A., Larracy, R., & Scheme, E. (2020). Fractal analysis of human gait variability via stride interval time series. *Frontiers in Physiology*, 11, 333. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00333>
56. Podobnik, B., & Stanley, H. E. (2008). Detrended cross-correlation analysis: A new method for analyzing two nonstationary time series. *Physical Review Letters*, 100, 084102.
57. Ravi, D. K., Marmelat, V., Taylor, W. R., Newell, K. M., Stergiou, N., & Singh, N. B. (2020). Assessing the temporal organization of walking variability: A systematic review and consensus guidelines on detrended fluctuation analysis. *Frontiers in Physiology*, 11, 562. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00562>
58. Reisman, D. S., Block, H. J., & Bastian, A. J. (2005). Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *Journal of Neurophysiology*, 94(4), 2403–2415. <https://doi.org/10.1152/jn.00089.2005>.
59. Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K., & Bastian, A. J. (2009). Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(7), 735–744.
60. Rossignol, S., Dubuc, R., & Gossard, J.-P. (2006). Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiological Reviews*, 86(1), 89–154. <https://doi.org/10.1152/physrev.00028.2005>
61. Scafetta, N., Marchi, D., & West, B. J. (2009). Understanding the complexity of human gait dynamics. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 19(2), 026108. <https://doi.org/10.1063/1.3143035>.
62. Sejdíć, E., Lowry, K. A., Bellanca, J., Redfern, M. S., & Brach, J. S. (2014). A comprehensive assessment of gait accelerometry signals in time, frequency and time–frequency domains. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 603–612. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2265887>
63. Solaro, R. J., & Tardiff, J. C. (Eds.). (2013). *Biophysics of the Failing Heart: Physics and Biology of Heart Muscle*. Springer.
64. Stergiou, N. (Ed.). (2016). *Nonlinear Analysis for Human Movement Variability*. CRC Press.
65. Takakusaki, K. (2017). Functional neuroanatomy for posture and gait control. *Journal of Movement Disorders*, 10(1), 1–17. <https://doi.org/10.14802/jmd.16062>
66. Takeda, T., Tadano, S., Todoh, M., Morikawa, M., Nakayasu, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 223–233. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.027>
67. Terrier, P. (2016). Fractal fluctuations in human walking: comparison between auditory and visually guided stepping. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(9), 2785–2793. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1573-y>
68. Tukey, J. W. (1977). *Exploratory Data Analysis*. Addison-Wesley.
69. Vaz, J. R., Cortes, N., Gomes, J. S., Jordão, S., & Stergiou, N. (2024). Stride-to-stride fluctuations and temporal patterns of muscle activity exhibit similar responses during walking to variable visual cues. *Journal of Biomechanics*, 164, 111972. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.111972>
70. West, B. J., & Scafetta, N. (2003). A multifractal dynamical model of human gait. In K. Gruber (Ed.), *Biomechanics and Biology of Movement*. Birkhäuser. https://doi.org/10.1007/3-7643-7412-8_12

71. Williamson, D. F., Parker, R. A., & Kendrick, J. S. (1989). The box plot: A simple visual method to interpret data. *Annals of Internal Medicine*, 110(11), 916–921.
72. Wilson, T. J., Mangalam, M., Stergiou, N., & Likens, A. D. (2023). Multifractality in stride-to-stride variations reveals that walking involves more movement tuning and adjusting than running. *Frontiers in Network Physiology*, 3, 1294545. <https://doi.org/10.3389/fnetp.2023.1294545>
73. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed.). John Wiley & Sons.
74. Zebende, G. F. (2011). DCCA cross-correlation coefficient: Quantifying level of cross-correlation. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 390(4), 614–618. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2010.10.022>
75. Zhou, W.-X. (2008). Multifractal detrended cross-correlation analysis for two nonstationary signals. *Physical Review E*, 77, 066211.